UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea in:
TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA,
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA
Presidente: Prof. G. Polonara

Tesi di laurea:

Compressione mammaria in mammografia: correlazione tra forza applicata, comfort della paziente e qualità dell'immagine

Breast compression in mammography: correlation between applied force, patient comfort and image quality

Candidato:
Sara Mengoni

Relatore:
Dott.ssa Claudia Coccia

Correlatori:
Dott. Alberto Mari
Dott.ssa Letizia Tesei

Anno Accademico 2025-2026

INDICE

1. INTRODUZIONE 1

1.1 IMPORTANZA DELLA MAMMOGRAFIA E DELLO SCREENING 1

1.2 OBIETTIVO TESI 2

2. ANATOMIA E FISIOLOGIA DELLA MAMMELLA 3

2.1 STRUTTURA DEL TESSUTO MAMMARIO 5

2.2 VARIABILITÀ TRA PAZIENTI 8

2.3 CLASSIFICAZIONE DELLA DENSITÀ MAMMARIA BI-RADS/ACR 10

3. ESAME MAMMOGRAFICO 13

3.1 ESECUZIONE DELLA TECNICA 13

3.2 COMPRESSIONE MAMMARIA 18

3.3 RUOLO DEL TSRM E COMFORT DELLA PAZIENTE 20

3.3.1 Competenze tecniche del TSRM 20

3.3.2 Competenze relazionali del TSRM 21

3.3 QUALITÀ DELL'IMMAGINE 23

3.5 DOSE 26

3.5.1 Definizione di ESE (Entrance Skin Exposure) 27

3.5.2 Definizione di AGD (Average Glandular Dose) 27

3.5.3 Fattori che influenzano la dose 28

3.5.4 Fattori che influenzano la dose 29

4. MATERIALI E METODI 31

4.1 OBIETTIVI SPECIFICI DELLO STUDIO 31

4.2 POPOLAZIONE DELLO STUDIO 32

4.3 APPARECCHIATURE E STRUMENTI 32

4.3.1 Il mammografo 32

4.3.2 Questionario sul dolore e comfort della paziente 35

4.4 FASI DELLO STUDIO E RACCOLTA DATI 39

4.4.1 Esecuzione della mammografia 39

4.4.2. Somministrazione del questionario 39

4.4.3 Raccolta dei dati mammografici 43

4.4.4 Calcolo del SNR e CNR 47

4.4.5 Classificazione dei dati 49

5. RISULTATI 51

5.1 DISTRIBUZIONE DELLA PERCEZIONE DEL DOLORE 51
5.2 CORRELAZIONE TRA DOLORE E COMPRESSIONE 53
5.3 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E DOLORE 55
5.4 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E COMPRESSIONE ... 57
5.5 CORRELAZIONE TRA COMPRESSIONE E SNR 60
5.6 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E SNR 62
5.7 CORRELAZIONE TRA COMPRESSIONE E CNR 64
5.8 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E CNR 66
5.9 CORRELAZIONE TRA COMPRESSIONE E AGD 68
5.10 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E AGD 70
5.11 CORRELAZIONE TRA COMPRESSIONE ED ESE 72
5.12 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA ED ESE 74
6. CONCLUSIONI 76
6.1 SINTESI DEI RISULTATI 76
6.2 PERCEZIONE DEL DOLORE 77
6.3 CONFRONTO TRA SNR E CNR 78
6.4 CONFRONTO TRA AGD ED ESE 78
6.5 LIMITI DELLO STUDIO E PROSPETTIVE DI SVILUPPO 79
6.6 CONCLUSIONI FINALI E RUOLO DEL TSRM 80
7. SITOGRAFIA E BIBLIOGRAFIA 82

1. INTRODUZIONE

1.1 IMPORTANZA DELLA MAMMOGRAFIA E DELLO SCREENING

La mammografia rappresenta l'esame fondamentale per la diagnosi precoce del tumore al seno e si basa su una tecnica diagnostica in grado di mostrare la forma e la struttura della ghiandola mammaria attraverso l'utilizzo di raggi X. È un esame rapido e poco invasivo, il cui protocollo standard prevede l'esecuzione di due proiezioni per ogni mammella.

L'obiettivo primario di questa metodica non è impedire la formazione della neoplasia (prevenzione primaria), bensì identificare un'alterazione parenchimale prima che produca manifestazioni cliniche, un sintomo palpabile o un disturbo (prevenzione secondaria). Diagnosticare una lesione quando presenta dimensioni inferiori al centimetro incrementa le probabilità di guarigione di oltre il 90%, consentendo il ricorso a trattamenti chirurgici conservativi e meno invasivi con una prognosi nettamente migliore.

In tutta Italia sono attivi programmi di screening mammografico totalmente gratuiti per le donne tra 50 e 70 anni e in molte regioni si è deciso di ampliare progressivamente tale fascia portandola dai 45 ai 74 anni, con ottimi esiti dal punto di vista della prevenzione. Per sostenere questo tipo di approccio, basti pensare che l'Agenzia Internazionale per la Ricerca sul Cancro (AIRC), sulla base di numerosi studi, ritiene che lo screening mammografico riduca la mortalità di circa il 40% nelle donne che aderiscono ai controlli periodici.

Per tali ragioni, l'orientamento clinico raccomanda l'esecuzione di un controllo mammografico annuale o biennale (tramite screening) a partire dai 40 anni, con una particolare attenzione alla fascia 40-50 anni, in cui l'incidenza può associarsi a forme biologicamente più aggressive. Poiché circa il 75% dei casi di tumore diagnosticati si riscontra in donne prive di specifici fattori di rischio o familiarità, la sorveglianza periodica è consigliata alla totalità della popolazione femminile. [1] [2]

1.2 OBIETTIVO TESI

Nonostante l'efficacia dimostrata dal programma di screening mammografico, il successo di questa metodica si scontra con un fattore procedurale determinante: la compressione della mammella. Quest'ultima rappresenta un passaggio indispensabile dell'esame, da cui dipende la possibilità di ottenere immagini di elevata qualità e accuratezza diagnostica. Tuttavia, la pressione esercitata sulla mammella viene frequentemente percepita dalle pazienti come dolorosa o fortemente fastidiosa, costituendo uno dei principali fattori di timore e, in alcuni casi, di rifiuto dell'esame. Tale percezione può contribuire a ridurre l'adesione ai controlli mammografici periodici, fondamentali per una diagnosi precoce e, potenzialmente, salvavita. Si configura così un evidente paradosso clinico: una procedura tecnica essenziale per garantire l'elevata qualità diagnostica può contemporaneamente rappresentare un ostacolo per la paziente all'esecuzione dell'esame stesso.

È esattamente in questa delicata intersezione che si inserisce il presente lavoro di tesi. L'obiettivo dello studio è individuare un equilibrio tra la qualità dell'immagine diagnostica e la tollerabilità della compressione mammaria da parte della paziente. Attraverso l'analisi integrata dei dati relativi alla forza di compressione, alla percezione individuale del dolore e ai parametri oggettivi di qualità dell'immagine (quali SNR e CNR), la tesi mira a verificare l'eventuale presenza di correlazioni tra questi fattori, al fine di fornire indicazioni utili ai TSRM per ottimizzare la gestione della manovra di compressione.

2. ANATOMIA E FISIOLOGIA DELLA MAMMELLA

La mammella è un organo ghiandolare, pari e simmetrico, situato nella parte anterosuperiore del torace nel tessuto sottocutaneo, anteriormente al muscolo pettorale. È localizzata tra la seconda e la sesta costa in senso cranio-caudale e dallo sterno alla linea ascellare media in senso laterolaterale.

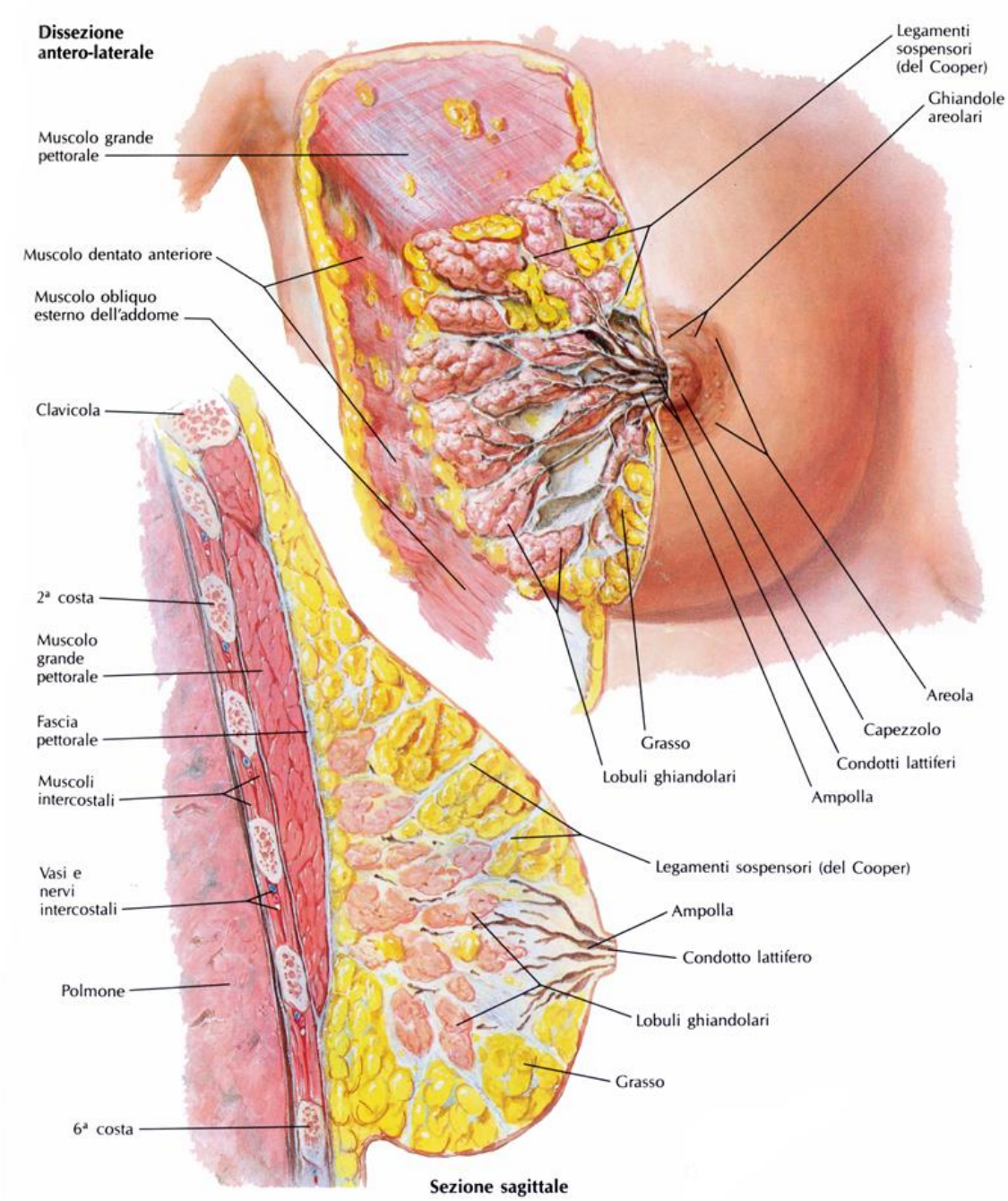


Figura 1: anatomia mammella in antero-laterale e in sezione sagittale. Fonte: [19]

Anteriormente, al centro della mammella, si trova il complesso areola-capezzolo. L'areola è una regione cutanea circolare pigmentata che circonda il capezzolo e che presenta sulla sua superficie dei piccoli rilievi, detti tubercoli di Montgomery, associati a ghiandole sebacee modificate. Il capezzolo, invece, si trova al centro dell'areola e rappresenta la porzione terminale del sistema duttale mammario, dal quale viene espulso il latte durante l'allattamento. [3]

Il resto della mammella può essere suddiviso in quattro quadranti, individuabili tracciando due linee perpendicolari che si intersecano all'altezza del capezzolo e vengono definiti:

- QSE: quadrante superiore-esterno;
- QSI: quadrante superiore-interno;
- QIE: quadrante inferiore-esterno;
- QII: quadrante inferiore-interno.

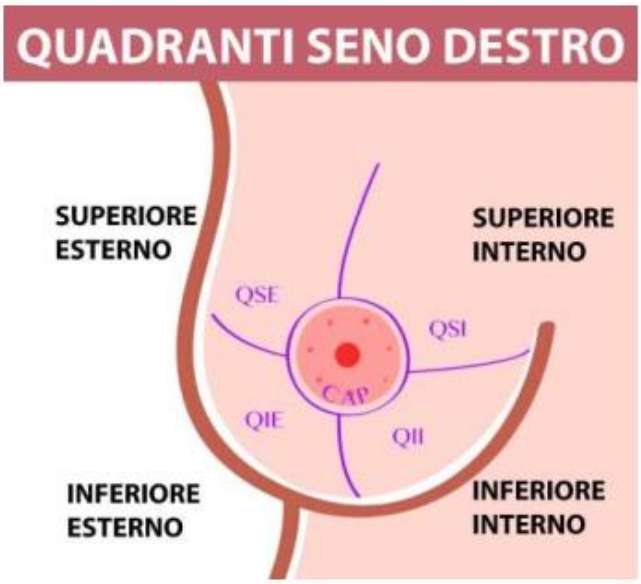


Figura 2: suddivisione della mammella in quadranti.
Fonte: [3]

2.1 STRUTTURA DEL TESSUTO MAMMARIO

La mammella è una ghiandola esocrina ed in quanto tale la sua funzione è quella di secernere il latte dopo il parto e riversarlo all'esterno del corpo tramite il capezzolo. Essa è costituita principalmente da tessuto ghiandolare, tessuto adiposo e tessuto connettivo fibroso. Il tessuto adiposo e quello connettivo fanno parte dello stroma, il quale contiene anche vasi sanguigni, vasi linfatici e strutture nervose.

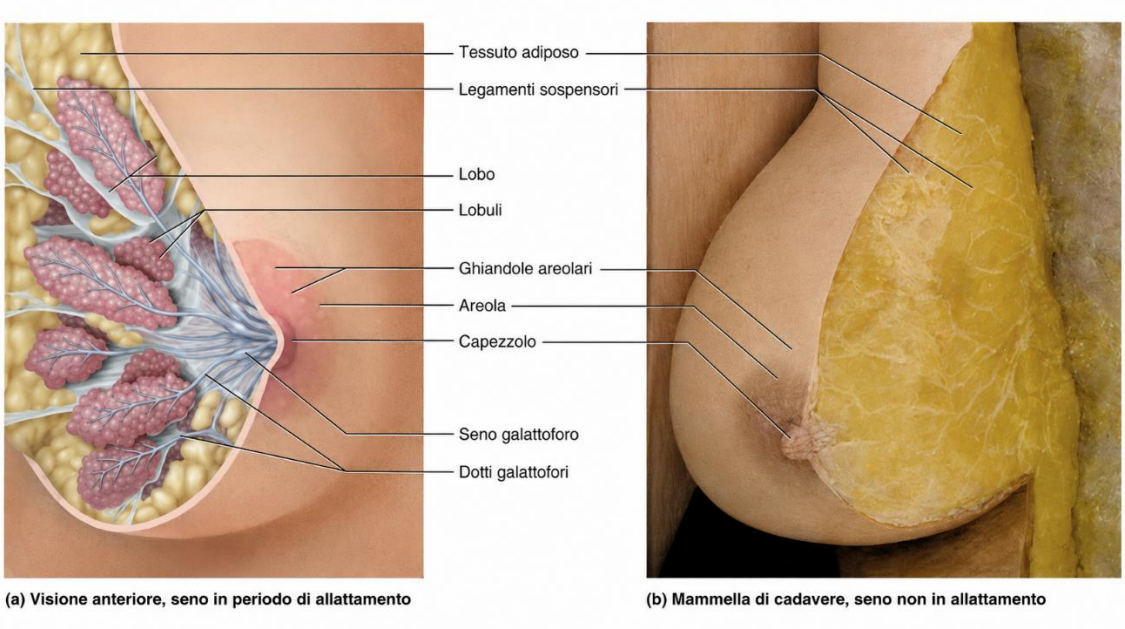


Figura 3: visione seno. Fonte: [5]

La **ghiandola mammaria** è poco presente durante la pubertà, mentre si sviluppa durante la gravidanza e rimane attiva nel seno durante l'allattamento, per poi atrofizzarsi dopo che la donna smette di allattare.

Quando la ghiandola mammaria si ingrossa durante la gravidanza, esibisce 15-20 lobi disposti a raggiera intorno al capezzolo, separati l'uno dall'altro dallo stroma.

Ogni lobo è costituito da numerosi lobuli, circa 20-40, al cui interno sono presenti gli acini, chiamati alveoli mammari, che rappresentano le strutture terminali della componente ghiandolare. Ogni acino è formato da cellule epiteliali secretorie disposte intorno ad un lume centrale e circondate da cellule mioepiteliali contrattili.

Sono proprio le cellule epiteliali degli alveoli mammari a produrre il latte, il quale viene successivamente riversato nel sistema duttale, grazie alle proprietà contrattili delle cellule mioepiteliali.

In particolare il latte convoglia nel dotto terminale, che collega gli acini secretori tra loro e che presenta una componente intralobulare e una componente extralobulare.

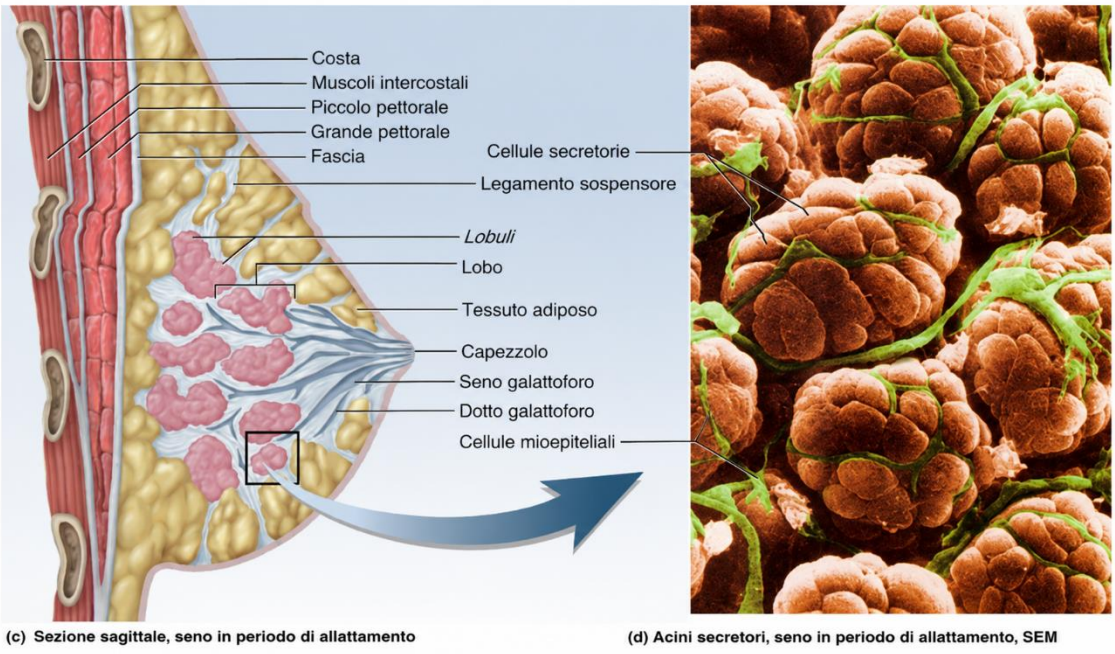


Figura 4: visione seno in sezione sagittale con particolare degli acini secretori. Fonte: [5]

Il dotto terminale extralobulare ed il lobulo insieme compongono la principale unità morfofunzionale della ghiandola mammaria, indicata con l'acronimo UTDL (Unità Terminale Dotto Lobulare).

La UTDL è collegata con il sistema duttale principale, di calibro maggiore, che prende il nome di dotto galattoforo o dotto lattifero. Nella mammella è presente un dotto galattoforo per ogni lobo e in ognuno di essi convoglia tutto il latte secreto dagli acini di tutti i lobuli che compongono quel lobo. Ogni dotto galattoforo converge progressivamente verso il complesso areola-capezzolo e nella regione subaereolare presentano una dilatazione, detta seno galattoforo, prima di restringersi nuovamente e terminare a livello del capezzolo.

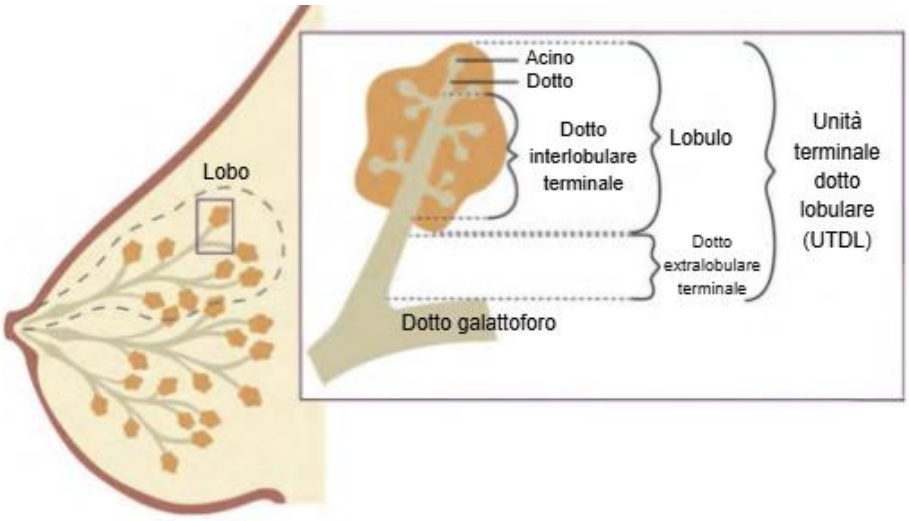


Figura 5: visione approfondita del lobo mammario. Fonte: [20]

Questa organizzazione permette alla secrezione prodotta a livello degli acini di essere raccolta e trasportata progressivamente fino al capezzolo, dal quale fuoriesce durante l'allattamento tramite 15-20 fori, detti pori lattiferi.

Per quanto riguarda il **tessuto adiposo**, esso è presente in diverse regioni anatomiche della mammella: tra i lobi della ghiandola mammaria, nel compartimento sottocutaneo e nel compartimento retromammario, situato posteriormente al parenchima mammario e anteriormente alla fascia del muscolo grande pettorale; mentre è assente nella porzione retro-areolare.

La quantità di tessuto adiposo rispetto alla componente ghiandolare è soggettiva per ogni donna e varia con l'età, aumentando generalmente nelle donne anziane. Infatti il tessuto adiposo contribuisce in maniera significativa al volume e alla forma del seno della donna.

Il **tessuto connettivo fibroso** svolge la funzione di sostegno di tutta la mammella, sia del tessuto adiposo che di quello ghiandolare.

Tra le principali strutture connettivali di sostegno della mammella si trovano i legamenti sospensori di Cooper, i quali sono costituiti da setti di tessuto connettivo fibroso che si estendono dalla fascia pettorale verso la cute e contribuiscono a mantenere e sostenere il tessuto mammario. [3] [4] [5]

2.2 VARIABILITÀ TRA PAZIENTI

La mammella è un organo caratterizzato da una forte variabilità interindividuale per quanto riguarda la forma, le dimensioni, il peso e la densità tissutale. Questa eterogeneità dipende in larga misura dallo sviluppo del tessuto adiposo, che cambia da paziente a paziente in base alla costituzione fisica, all'età e all'etnia. A questa diversità anatomica si aggiunge il fatto che la mammella è un organo altamente sensibile alle variazioni ormonali; pertanto, la sua componente ghiandolare va incontro a continue modificazioni durante tutte le fasi della vita della donna.

Fino all'adolescenza, il seno delle bambine è circoscritto ad una piccola zona di tessuto mammario immaturo al di sotto dell'areola e del capezzolo. Con la pubertà le ovaie iniziano a produrre ormoni femminili, in particolare estrogeni e progesterone, che stimolano lo sviluppo del seno. Con l'inizio dell'età riproduttiva, l'azione di questi ormoni non si ferma ma continua ad influenzare la struttura mammaria durante ogni singolo ciclo mestruale.

Nello specifico:

- durante la fase mestruale (giorni 1-5), i livelli di estrogeni e progesterone crollano ai loro minimi; di conseguenza il seno raggiunge il suo volume minimo, presentandosi più morbido e meno teso;
- nella la fase follicolare (giorni 6-13), i livelli di progesterone rimangono molto bassi mentre i livelli di estrogeni iniziano gradualmente a salire. Questi ultimi stimolano la crescita e la ramificazione dei dotti galattofori, favorendo l'aumento del tessuto connettivo e un maggiore afflusso di sangue alla mammella;
- durante la fase ovulatoria (giorno 14 circa), gli estrogeni raggiungono il loro picco massimo, provocando un'iniziale congestione vascolare;
- infine, nella fase luteinica (giorni 15-28), gli estrogeni subiscono un secondo, seppur minore, rialzo, mentre il progesterone viene prodotto in grandi quantità. Esso stimola lo sviluppo e la dilatazione dei lobuli e degli acini ghiandolari, preparandoli alla loro funzione secretoria (produzione di latte) in vista di una possibile gravidanza. Questo processo comporta una forte ritenzione idrica all'interno del tessuto mammario e un aumento del volume, della tensione e della densità del seno.

Se l'ovulo non viene fecondato, i livelli ormonali scendono e il ciclo rincomincia con una nuova fase mestruale. Se invece si instaura una gravidanza, lo sviluppo avviato nella fase

luteinica prosegue, portando a compimento la maturazione dei lobuli che dovranno produrre il latte, necessario per il futuro allattamento.

L'ultimo grande cambiamento avviene con l'arrivo della menopausa, quando le ovaie cessano la produzione di ormoni e la donna smette di avere il ciclo mestruale. La ghiandola mammaria va incontro ad una progressiva involuzione: il numero dei lobuli diminuisce e quelli rimanenti si riducono di dimensioni. Di conseguenza, in questa fase della vita, il seno è principalmente composto da grasso e solo in minima parte da ghiandola mammaria.

Il rapporto tra la componente adiposa e quella ghiandolare all'interno del seno influisce fortemente sull'esame mammografico, sia per quanto riguarda la "leggibilità" dell'immagine diagnostica, sia per il comfort della paziente.

Dal punto di vista della leggibilità dell'immagine, i due tessuti si comportano in modo opposto. Il tessuto adiposo ha un coefficiente di attenuazione dei raggi X molto basso e appare scuro (radiotrasparente) sull'immagine, offrendo un ottimo contrasto e permettendo a eventuali anomalie radiopache, come microcalcificazioni o noduli tumorali, di spiccare in modo evidente. Al contrario, il tessuto ghiandolare attenua maggiormente il fascio radiogeno, risultando bianco (radiopaco) e rischiando così di mascherare lesioni di simile densità.

Riguardo alla tollerabilità dell'esame da parte della paziente, si può dire che un seno denso, a prevalenza ghiandolare, offre maggiore resistenza meccanica e risulta fisiologicamente più doloroso durante la compressione rispetto ad un seno a prevalenza adiposa.

Alla luce di queste differenze, per il Tecnico di Radiologia (TSRM) è fondamentale inquadrare la paziente dal punto di vista anamnestico, indagando in quale fase della vita (o del ciclo mestruale) si trovi. In questo modo l'operatore può prevedere la presunta rigidità del seno e adattare di conseguenza la compressione per ottenere un'ottima immagine radiologica, nel rispetto della sensibilità e del comfort della paziente. [6]

2.3 CLASSIFICAZIONE DELLA DENSITÀ MAMMARIA BI-RADS/ACR

Per descrivere in modo oggettivo i reperti e la densità del seno, la radiologia internazionale utilizza il sistema BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System), pubblicato dall'American College of Radiology (ACR).
Il BI-RADS è un sistema standardizzato di refertazione e raccolta dati per l'imaging mammario, sviluppato per uniformare il linguaggio dei referti mammografici e ridurre l'ambiguità interpretativa.

Per quanto concerne la valutazione del rischio delle lesioni identificate, il sistema è organizzato in 7 categorie:

- BI-RADS 0 - "Esame incompleto": è necessario un approfondimento diagnostico con proiezioni mammografiche aggiuntive o con un'ecografia;
- BI-RADS 1 - "Esame negativo": seno sano, il rischio di malignità è considerato pari allo 0%;
- BI-RADS 2 - "Reperto benigno": è presente un'alterazione (una cisti o una calcificazione) da segnalare ma del tutto priva di sospetto, pertanto il rischio di malignità rimane dello 0%;
- BI-RADS 3 - "Probabilmente benigno": il reperto trovato ha un'altissima probabilità di essere benigno, il rischio è inferiore al 2%. Si raccomanda solitamente un controllo ravvicinato;
- BI-RADS 4 - "Reperto sospetto": il sospetto di malignità è concreto e giustifica l'esecuzione di una biopsia;
- BI-RADS 5 - "Altamente sospetto di malignità": il rischio è superiore al 95%, si procede tempestivamente con biopsia e consulenza chirurgica;
- BI-RADS 6 - "Malignità già accertata": è la categoria riservata ai casi in cui la presenza del tumore è già stata dimostrata istologicamente tramite biopsia.

Spesso, nella pratica clinica di reparto, si tende a chiamare "classificazione ACR" quella usata per la densità, e "BI-RADS" quella usata per il rischio delle lesioni. In realtà, si tratta di una semplificazione, in quanto la valutazione della composizione mammaria è a tutti gli effetti un capitolo dello stesso manuale BI-RADS.

Con la 5^ edizione del sistema BI-RADS, la classificazione della densità mammaria è stata rinnovata. Il nuovo criterio non si basa più soltanto su quanta ghiandola c'è in

termini percentuali nella mammella, ma soprattutto su come questa è distribuita e su quanto possa potenzialmente mascherare un tumore. La classificazione della densità mammaria si divide in 4 categorie:

- A - "Seno quasi completamente adiposo": le mammelle sono per lo più composte da grasso; la trasparenza ai raggi X è massima e il rischio che una lesione venga mascherata è pressoché nullo.
- B - "Aree sparse di tessuto fibro-ghiandolare": sono presenti zone sparse di densità fibroghiandolare, ma il tessuto adiposo rimane predominante.
- C - "Seno eterogeneamente denso": la componente ghiandolare è abbondante e inizia a rappresentare un limite diagnostico, in quanto la sua radiopacità può oscurare piccole masse.
- D - "Seno estremamente denso": la componente ghiandolare occupa la quasi totalità della mammella, questo riduce drasticamente la sensibilità della mammografia, poiché il tessuto sano ghiandolare radiopaco nasconde facilmente eventuali lesioni di pari densità.

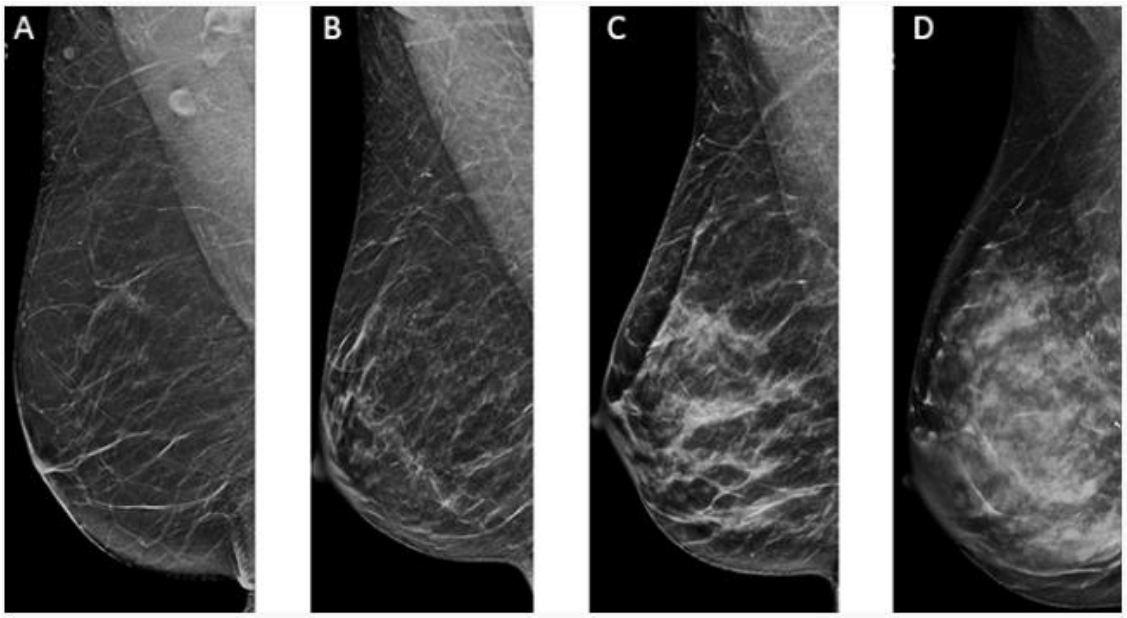


Figura 6: immagini mammografiche nelle 4 categorie della classificazione della densità mammaria. Fonte: [8]

La valutazione della densità del seno è un parametro di importanza cruciale, in quanto incide su due aspetti critici: la capacità della mammografia di rilevare un tumore (il cosiddetto masking effect) e il rischio biologico effettivo di sviluppare la malattia.

Per quanto riguarda l'accuratezza diagnostica, l'effetto mascherante del tessuto fibroghiandolare riduce notevolmente la sensibilità dell'esame. Nelle donne con seno a

prevalenza adiposa (categorie A e B), la mammografia garantisce una sensibilità per la rilevazione precoce del cancro tra l'80% e il 90%. Al contrario, nelle pazienti con seno denso (categorie C e D), la radiopacità del tessuto fa crollare la sensibilità al 60%-70%. Questa riduzione dell'efficacia diagnostica aumenta significativamente il rischio dei cosiddetti "carcinomi di intervallo", ovvero quei tumori non rilevati durante lo screening che si manifestano clinicamente prima del controllo successivo.
Oltre a rappresentare un limite tecnico per l'imaging, la densità mammaria elevata (categorie C e D) costituisce un fattore di rischio indipendente per il cancro al seno. Rispetto a una mammella adiposa, un seno denso comporta un incremento del rischio fino a sei volte maggiore; nello specifico, i soggetti classificati in categoria D presentano un rischio che è circa il doppio rispetto a quelli in categoria C.

Alla luce di questa duplice problematica, il dato sulla densità mammaria non è più considerato un semplice reperto descrittivo, ma viene attivamente integrato nei modelli di rischio. L'identificazione di un seno denso segnalata a referto, orienta il medico verso strategie di screening personalizzate. Permette, infatti, di modulare l'intensità e la frequenza dei controlli e apre la discussione con la paziente sull'utilità di affiancare alla mammografia metodiche diagnostiche supplementari, come l'ecografia o la risonanza magnetica. [7] [8]

Categoria BI-RADS densità mammaria	Tessuto mammario	Percentuale della popolazione	Sensibilità della mammografia	Rischio relativo di cancro al seno
A	"Quasi completamente adiposo"	10%	88%	/
B	"Aree sparse di tessuto fibro-ghiandolare"	43%	82%	/
C	"Eterogeneamente denso"	39%	69%	1,2
D	"Estremamente denso"	8%	62%	2,1

Tabella 1: tabella sulla diversa sensibilità alla mammografia e sul diverso rischio relativo al cancro al seno tra le 4 categorie BI_RADS/ACR della densità mammaria. Fonte: [8]

3. ESAME MAMMOGRAFICO

3.1 ESECUZIONE DELLA TECNICA

L'esecuzione tecnica dell'esame mammografico costituisce una procedura rigorosa in cui la manualità e le competenze del Tecnico Sanitario di Radiologia Medica (TSRM) risultano determinanti per la corretta rappresentazione radiografica della ghiandola mammaria. L'apparecchiatura utilizzata per effettuare l'esame è il mammografo, costituito dai seguenti componenti principali:

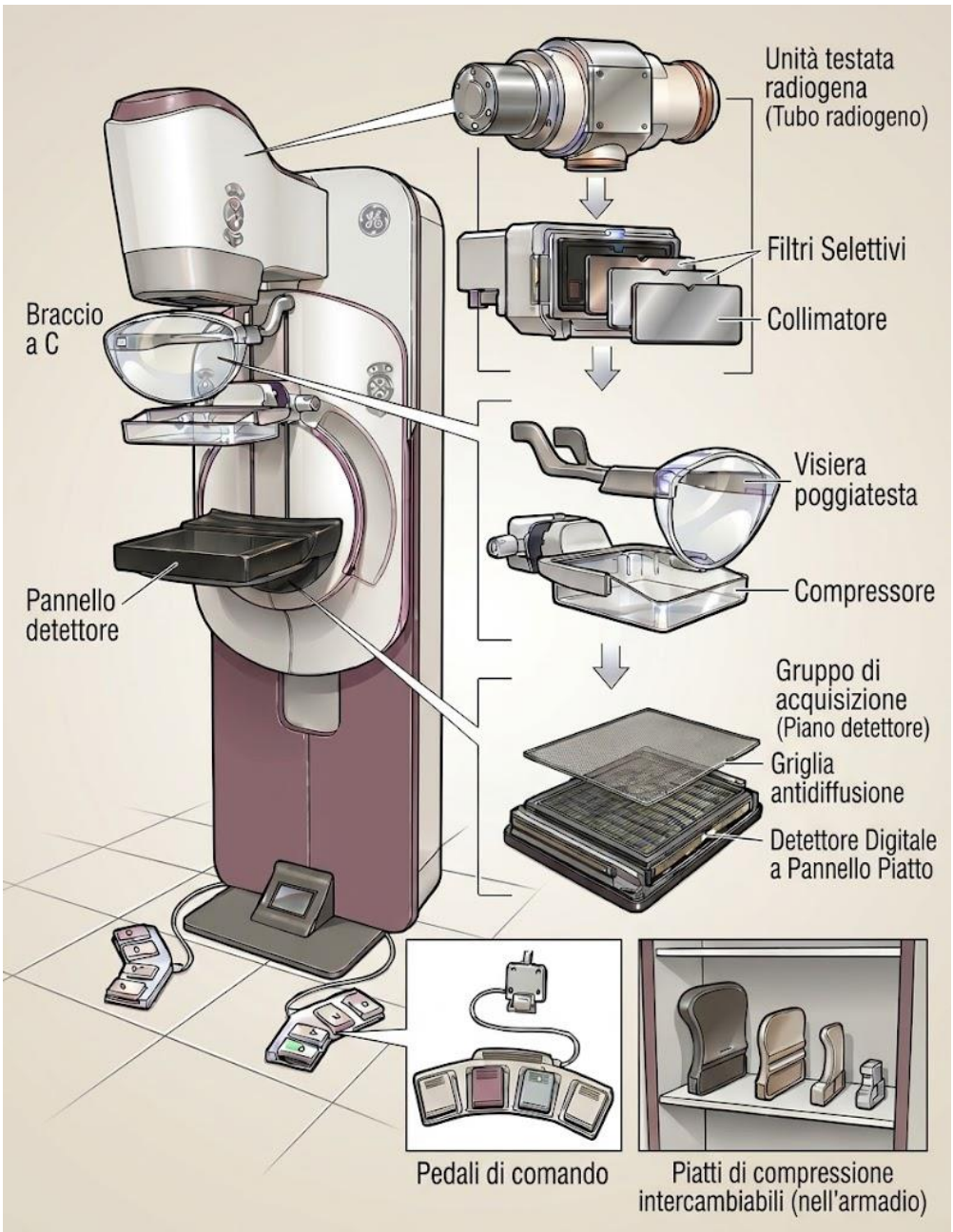


Figura 7: mammografo GE, Senographe Pristina (presente all'interno della AOU delle Marche a Torrette).

- Tubo radiogeno: è l'elemento dedicato alla produzione ed emissione del fascio di raggi X, formato al suo interno da anodo (target) e catodo. In generale l'anodo è realizzato in molibdeno (Mo), rodio (Rh) o tungsteno (W), ma vengono utilizzati anche degli anodi bimetallici con molibdeno e rodio oppure molibdeno e tungsteno, che consentono di ottenere spettri radiogeni differenti in funzione delle caratteristiche della mammella. Questa scelta è motivata dalla necessità di ottenere uno spettro di emissione di raggi X con picchi caratteristici compresi tra 24 keV e 36 keV, un range energetico specialmente adatto ad ottenere immagini dei tessuti molli a basso contrasto come il parenchima ghiandolare mammario. In particolare, l'anodo in molibdeno, producendo una radiazione con picco caratteristico tra 17,5 keV e 19,6 keV, è più adatto a seni a carattere adiposo, mentre il rodio, emettendo tra 20,2 keV e 22,7 keV, risulta più indicato per seni a carattere ghiandolare.
- Sistema di filtrazione: è collocato all'uscita del tubo radiogeno e serve per rendere omogeneo il fascio, eliminando i raggi a bassa energia che andrebbero solamente ad aumentare la dose al paziente, senza portare beneficio alla formazione dell'immagine. I materiali filtranti possono essere costituiti da molibdeno, rodio, argento (Ag), alluminio (Al), o altri materiali, in relazione alla combinazione target-filtro utilizzata. Tra le configurazioni tradizionali rientrano, ad esempio Mo-Mo, Rh-Rh e Mo-Rh.
- Collimatori: sono posizionati in prossimità della sorgente radiogena e regolano la dimensione e la forma del campo di radiazione, in modo da limitare l'irradiazione alla sola regione anatomica di interesse e ridurre l'esposizione dei tessuti esterni al campo mammografico.
- Compressore: è un piatto rettangolare di materiale radiotrasparente, come polimetilmetacrilato (PMMA) o policarbonato, che può avere forme e dimensioni diverse, scelte in base alla grandezza della mammella in esame e alla tipologia di proiezione da eseguire, sia essa standard, mirata o di ingrandimento. È posizionato parallelamente al piano sensibile e serve per comprimere in modo uniforme la mammella sul piano d'appoggio.
- Griglia antidiffusione: è costituita da sottili lamelle di piombo (radiopache), è localizzata superiormente al rilevatore d'immagine ed ha lo scopo di assorbire la componente di radiazione diffusa, aumentando il contrasto dell'immagine finale.
- Detettore digitale: è integrato all'interno del piano d'appoggio della mammella ed è deputato a rilevare le radiazioni provenienti dalla mammella compressa e convertirle in immagine digitale, leggibile dal medico radiologo.

- Controllo automatico dell'esposizione (AEC): è posto inferiormente al detettore, nella regione in cui andrà posizionata la maggior percentuale di componente ghiandolare ed è in grado di determinare lo spettro di raggi X più adatto. Tramite un'esposizione di pre-lettura della durata di 10 ms, l'AEC valuta lo spessore e la densità della mammella compressa e va ad agire sul tubo radiogeno, impostando automaticamente i parametri tecnici più idonei (kV, mAs e materiale anodico), e sui filtri disponibili, i quali verranno utilizzati nell'esposizione con cui si andrà a formare l'immagine.
- Braccio a C: è la struttura che mantiene allineati il tubo radiogeno e il detettore. Si può muovere verticalmente, per adattarsi all'altezza della paziente in ortostatismo e può ruotare lungo il proprio asse, per permettere l'acquisizione delle diverse proiezioni angolate.
- Pedali di comando: vengono utilizzati dal TSRM per regolare l'altezza del braccio a C e per abbassare o alzare il piatto di compressione.

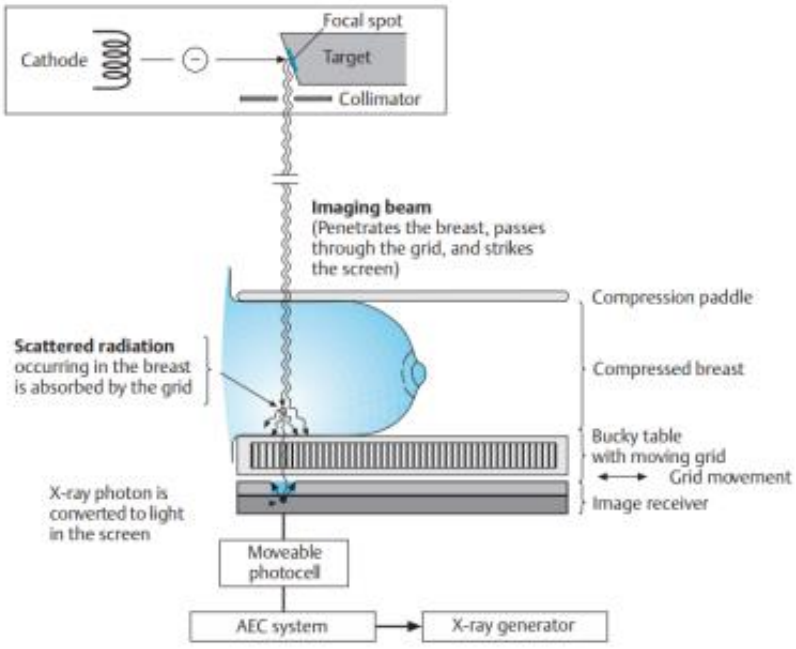


Figura 8: rappresentazione schematica delle componenti di un mammografo. Fonte: [21]

Prima dell'esecuzione dell'esame, il TSRM accoglie la paziente e raccoglie le principali informazioni anamnestiche, verificando la presenza di eventuali sintomi, passati interventi chirurgici, protesi mammarie, esami precedenti, familiarità per patologia della mammella e la possibilità di una gravidanza. Inoltre, l'operatore informa la paziente riguardo alle modalità di esecuzione dell'esame e successivamente la invita a rimuovere gli indumenti dalla parte superiore del corpo, compresi eventuali oggetti o accessori che potrebbero sovrapporsi al campo di vista e creare artefatti.

L’esame mammografico standard viene eseguito con la paziente in ortostatismo e prevede l’acquisizione di due proiezioni complementari per ciascuna mammella: la proiezione cranio-caudale (CC) e proiezione mediolaterale-obliqua (MLO).

La proiezione CC viene eseguita con il sistema tubo-detettore impostato a 0°, in modo che la mammella sia rappresentata secondo un orientamento superiore-inferiore, con l’obiettivo di valutare soprattutto la porzione mediale, laterale e retroareolare della mammella. La paziente si posiziona di fronte al mammografo, il TSRM regola l’altezza del piano d’appoggio in base alla statura della donna e sistema la mammella al centro del detettore, trazionando il tessuto mammario in avanti il più possibile. Durante il posizionamento, l’operatore deve prestare attenzione a far mantenere alla paziente le spalle abbassate e rilassate e la testa girata verso il lato opposto a quello in esame.

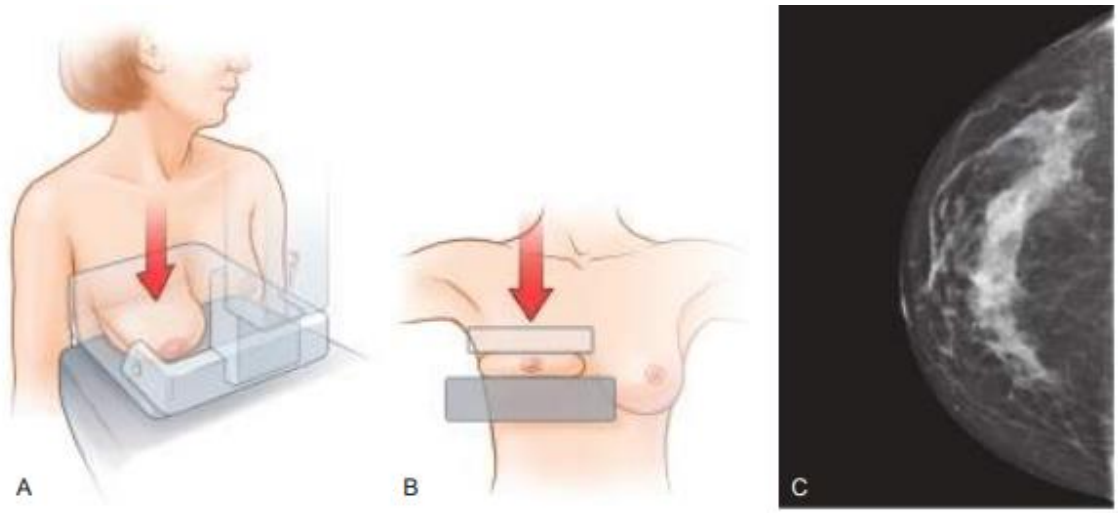


Figura 9: proiezione cranio-caudale (CC). (A-B) La mammella viene compressa sul piano assiale con un angolo di 0 gradi, perpendicolarmente al fascio di raggi X; (C) Esempio di immagine mammografica in proiezione CC. Fonte: [12]

Nella proiezione MLO, invece, il mammografo viene inclinato di un angolo di 45°, in modo da allineare il piano di appoggio all’andamento del muscolo grande pettorale e includere così una maggiore quantità di tessuto mammario, compresa la regione ascellare e il muscolo grande pettorale. La paziente viene posizionata con il fianco del lato in esame appoggiato al detettore e con il braccio omolaterale sollevato. Il TSRM solleva e distende la mammella verso l’alto e in avanti, trazionando il tessuto anche lateralmente. Durante il posizionamento, il tecnico deve far attenzione che il mento della paziente o la mammella controlaterale non si sovrappongano all’immagine.

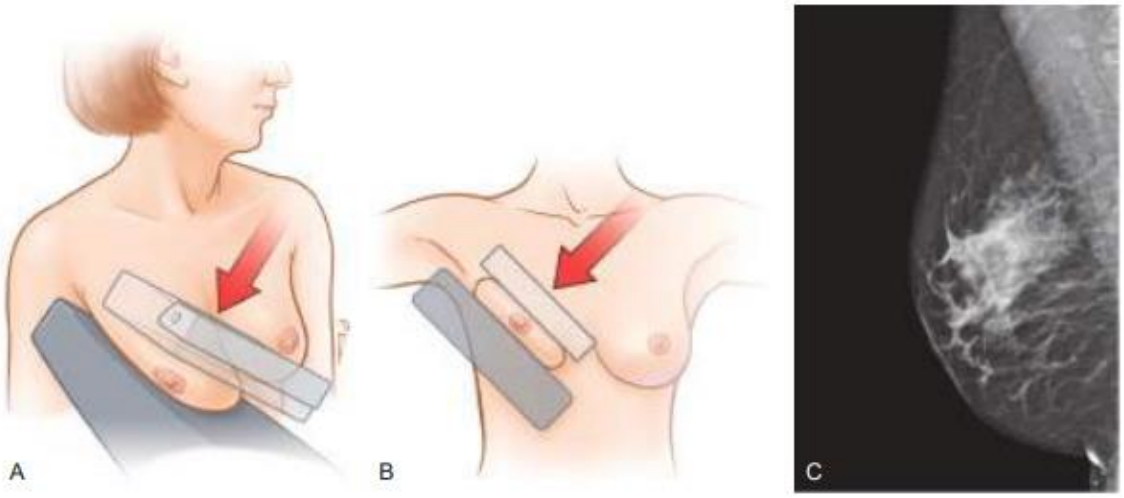


Figura 10: proiezione mediolaterale-obliqua (MLO). (A-B) La mammella viene compressa lungo l'angolazione del muscolo pettorale sottostante, in genere 45 gradi. La direzione del fascio di raggi X è da superomediale a inferolaterale. (C) Esempio di immagine mammografica in proiezione MLO. Fonte: [12]

Dopo il corretto posizionamento della mammella e dell'apparecchiatura in base alle proiezioni, il TSRM applica la compressione mediante l'apposito piatto, e acquisisce l'immagine tramite raggi X a basso dosaggio che, attraversando la mammella compressa, vengono catturati dal detettore. Il segnale acquisito viene convertito in una immagine digitale che viene successivamente elaborata per produrre l'immagine mammografica finale, leggibile dal medico radiologo. [9] [10] [11] [12]

3.2 COMPRESSIONE MAMMARIA

La compressione mammaria rappresenta una fase essenziale dell'esame mammografico e consiste nell'applicazione di una forza controllata sulla mammella, sistemata tra il piano di appoggio del mammografo e il piatto di compressione. Dopo il corretto posizionamento del tessuto mammario, il compressore viene abbassato gradualmente e delicatamente fino ad ottenere una compressione uniforme, stabile e tollerabile per la paziente. La compressione viene mantenuta esclusivamente per il tempo necessario all'acquisizione dell'immagine e viene rilasciata automaticamente al termine dell'esposizione.

La compressione mammaria produce una riduzione dello spessore della mammella ed è necessaria per diversi motivi:

- Determina una maggiore distensione del tessuto parenchimale, diminuendo la sovrapposizione delle strutture e facilitando al medico radiologo la visualizzazione e la distinzione di eventuali lesioni, noduli o microcalcificazioni.
- Diminuisce la quantità totale di radiazione necessaria per ottenere un'immagine di qualità diagnostica e contribuisce, di conseguenza, a contenere la dose assorbita dalla paziente.
- Garantisce una penetrazione e un'attenuazione dei raggi X più omogenea lungo tutta la mammella, migliorando la qualità diagnostica complessiva dell'immagine. In assenza di una compressione adeguata, infatti, la porzione anteriore che è generalmente più sottile, potrebbe risultare sovraesposta, mentre quella posteriore, più spessa, potrebbe essere sottoesposta.
- Migliora il contrasto dell'immagine perché riduce la radiazione diffusa o scattering e consente di ottenere spettri di raggi X a bassa energia (kV), finalizzati alla visualizzazione di strutture a basso contrasto.
- Immobilizza la mammella e consente di utilizzare tempi di esposizione più brevi, riducendo così la sfocatura dell'immagine e gli artefatti da movimento.
- Riduce la sfocatura geometrica e migliora la risoluzione spaziale, in quanto riduce la distanza tra il tessuto mammario e il recettore d'immagine.

Il parametro fisico che descrive l'intensità con cui il compressore agisce sulla mammella è la forza di compressione. Essa viene generalmente espressa in Newton (N) o decaNewton (daN) e può essere visualizzata sul pannello di controllo dell'apparecchiatura.

Le linee guida europee sottolineano che la compressione deve essere “ferma ma tollerabile” e precisano che non è stato individuato un valore ottimale universale della forza di compressione. Il compito del TSRM è infatti proprio quello di gestire la forza di compressione applicata alla mammella di ogni singola paziente in base a diversi fattori, tra cui lo spessore e la composizione della mammella, la sua dimensione, la sensibilità individuale e la capacità della paziente di tollerare la procedura.

Tuttavia, i protocolli internazionali di controllo di qualità impongono dei limiti meccanici precisi: i mammografi devono disporre di un sistema di compressione motorizzato, il cui limite massimo di forza applicabile automaticamente deve rientrare in un intervallo compreso tra i 130 N e i 200 N (equivalenti a circa 13-20 kg). Per rigorosi motivi di sicurezza, la normativa prescrive inoltre che nessun dispositivo di compressione debba essere in grado di applicare una forza superiore ai 300 N.

Altrettanto cruciale è il rispetto di una forza di compressione minima accettabile. Una forza inadeguata, ossia troppo bassa, influisce negativamente sull’uniformità degli spessori, aumenta la radiazione diffusa e, di conseguenza, innalza la dose erogata, oltre a non garantire l'immobilità della paziente. Proprio per questo motivo, alcuni mammografi bloccano l'erogazione automatica dei raggi X se la compressione risulti inferiore a 3 daN o 4 daN. I protocolli di controllo della qualità ritengono quindi necessario raggiungere un limite minimo di 5 daN per assicurarsi il corretto funzionamento dei sistemi di esposizione automatica. Infine, per una corretta esecuzione dell’esame mammografico, è desiderabile che le forze impiegate si mantengano tra i 5 daN e i 20 daN. [11] [12] [13]

3.3 RUOLO DEL TSRM E COMFORT DELLA PAZIENTE

Il Tecnico Sanitario di Radiologia Medica (TSRM) svolge un ruolo fondamentale nell'esecuzione dell'esame mammografico, poiché è responsabile di numerosi aspetti tecnici, organizzativi e relazionali della procedura. Il suo compito non si limita all'acquisizione delle immagini, ma comprende anche la verifica delle condizioni di sicurezza, la corretta gestione dell'apparecchiatura, il controllo della qualità tecnica dell'esame e l'attenzione alle esigenze e al comfort del paziente. Le linee guida europee sottolineano, infatti, che la qualità di una mammografia dipende dall'interazione tra apparecchiatura, catena di produzione dell'immagine, ambiente, formazione dell'operatore e modalità con cui il TSRM si relaziona alla paziente.

Il tecnico è, quindi, una figura centrale nella produzione di immagini di elevata qualità, indispensabili per formulare una diagnosi precisa e tempestiva, le cui competenze tecniche e relazionali sono strettamente connesse. Un corretto posizionamento della mammella, un'adeguata compressione e una scelta appropriata dei parametri di esposizione sono fondamentali per ottenere immagini di qualità diagnostica. Tuttavia, tali obiettivi possono essere raggiunti più efficacemente quando la paziente è informata, collaborante e sufficientemente rilassata.

3.3.1 Competenze tecniche del TSRM

Le competenze tecniche del TSRM riguardano gli aspetti fondamentali di posizionamento della paziente e compressione mammaria.

Per un corretto posizionamento, prima di tutto l'operatore deve regolare l'altezza del piano di appoggio in relazione alla statura della paziente e alla proiezione da eseguire. Poi si occupa di sistemare la mammella sul detettore, tirandola e distendendola il più possibile, e infine posiziona la paziente in modo stabile e comodo, evitando che parti del corpo non interessate si sovrappongano alla mammella da esaminare.

La compressione mammaria, invece, non è standardizzata e può variare da paziente a paziente in relazione alla sensibilità individuale, al livello di ansia, alle esperienze precedenti, alla costituzione della mammella e alla fase di vita o del ciclo mestruale in cui si trova la donna. Il TSRM deve applicare la compressione in modo graduale e controllato, evitando movimenti bruschi o un incremento eccessivamente rapido della forza. La mammella deve essere compressa in maniera adeguata, ma non oltre quanto necessario per ottenere un'immagine diagnosticamente valida.

3.3.2 Competenze relazionali del TSRM

A queste competenze tecniche è fortemente legata la comunicazione che il TSRM deve instaurare con la paziente durante tutte le fasi dell'esame mammografico affinché sia garantito il maggior comfort possibile.

Prima della procedura, l'operatore deve accogliere la paziente in modo rispettoso, presentarsi e instaurare un rapporto basato sulla fiducia. È importante raccogliere quante più informazioni relative a precedenti mammografie, eventuali sintomi, interventi chirurgici, protesi, aree dolorose o esperienze negative pregresse. Dovrebbe inoltre verificare la presenza di irritazioni, abrasioni, lesioni cutanee o cicatrici che potrebbero rendere il posizionamento e la compressione più difficoltosi.

Successivamente, il TSRM deve spiegare in modo chiaro le principali fasi dell'esame, indicando come verranno eseguiti il posizionamento, la compressione e l'acquisizione delle immagini. È opportuno informare la donna che durante la compressione potrebbe avvertire una sensazione di pressione o di fastidio, ma che durerà soltanto pochi secondi. Le linee guida indicano che è stato dimostrato che le donne tollereranno meglio la compressione se hanno una piena comprensione della sua necessità, quindi è importante informare la paziente sul motivo per cui la compressione è un aspetto fondamentale dell'esame.

Una spiegazione comprensibile permette alla paziente di partecipare consapevolmente alla procedura e di ridurre l'incertezza dell'esito dell'esame. Il TSRM dovrebbe utilizzare un linguaggio semplice, evitare espressioni tecniche non necessarie e lasciare alla donna la possibilità di porre domande. L'informazione dovrebbe essere adeguata alle caratteristiche individuali della paziente, soprattutto quando si tratta del primo esame o quando sono presenti ansia e timore.

La comunicazione deve proseguire durante tutto l'esame. Prima di applicare la compressione, il TSRM dovrebbe avvertire la paziente e informarla che può segnalare immediatamente un dolore eccessivo o un'intolleranza. Le linee guida sostengono che la compressione è accettata meglio se la donna può sentirsi padrona della situazione e quindi libera di chiedere una pausa o di comunicare che la pressione sta diventando troppo fastidiosa o sgradevole.

Inoltre, durante la compressione l'operatore dovrebbe osservare costantemente la paziente, prestando attenzione sia alle comunicazioni verbali sia ai segnali non verbali,

quali la postura, l'irrigidimento muscolare, l'espressione del volto o l'evidente agitazione e disagio. Secondo le linee guida il TSRM non deve mai presumere che la paziente stia esagerando o simulando il dolore: ogni donna vive l'esame in modo diverso e la percezione della compressione non può essere valutata esclusivamente sulla base del valore di forza visualizzato dall'apparecchiatura.

Una donna informata e rassicurata tende a collaborare maggiormente, mantiene più facilmente la posizione richiesta e riduce i movimenti involontari durante l'esposizione. Al contrario, paura, sfiducia e irrigidimento possono aumentare il dolore durante la compressione, favorire il movimento e compromettere la qualità dell'immagine, rendendo eventualmente necessaria una ripetizione.

Pertanto, il comfort della paziente e la qualità dell'immagine sono fattori strettamente interdipendenti. La capacità del tecnico di mettere la donna e i suoi sentimenti al centro dell'esame, tramite un atteggiamento empatico, rassicurante e professionale, associata ad un corretto posizionamento e ad un'adeguata compressione, contribuisce quindi sia a migliorare l'esperienza della paziente sia a ottenere immagini più affidabili. [11] [14]



Figura 11: TSRM che posiziona la paziente e nel frattempo comunica con lei. Fonte: [22]

3.3 QUALITÀ DELL'IMMAGINE

La qualità dell'immagine rappresenta il grado di chiarezza con cui una specifica informazione può essere percepita dall'osservatore medico. In ambito mammografico, un'ottima qualità dell'immagine è di fondamentale importanza affinché i medici radiologi possano ottenere una visualizzazione completa del tessuto ghiandolare, massimizzando così il tasso di individuazione delle lesioni. Al contrario, un'immagine di qualità non ottimale rischia di compromettere l'analisi complessiva, impedendo o ritardando l'identificazione di eventuali carcinomi.

Una buona qualità dell'immagine viene valutata in base a molteplici aspetti:

- corretto posizionamento della paziente;
- adeguata compressione mammaria, necessaria per garantire la distensione omogenea del tessuto mammario;
- contrasto sufficiente per consentire la netta distinzione tra le diverse componenti tissutali;
- idonea esposizione dell'intera mammella;
- elevata nitidezza affinché le trabecole e il bordo cutaneo della mammella risultino netti e privi di sfocature dovute al movimento;
- rumore ridotto al minimo perché può interferire con il rilevamento di microcalcificazioni o di altri piccoli reperti patologici;
    - assenza di artefatti che rappresentano un elemento di disturbo causato da movimento, capelli, pliche cutanee, tracce di deodorante, sovrapposizione di altre parti del corpo (mento, spalla, naso).

Il posizionamento della paziente, deve soddisfare rigorosi criteri di correttezza.

Per la proiezione cranio-caudale (CC) i criteri di correttezza sono:

1. la mammella deve stare al centro del radiogramma;
2. il capezzolo deve essere in asse e visualizzato di profilo (fuori dal seno);
3. completa visualizzazione dei quadranti interni ed esterni e del relativo spazio retroghiandolare;
4. comprendere la porzione mediale posteriore della mammella;
5. la lunghezza della PNL (Posterior Nipple Line) (*) della proiezione CC non dovrebbe differire da quella della proiezione mediolaterale-obliqua (MLO) di oltre 1 cm;

6. la parte anteriore del muscolo pettorale deve essere visibile ove possibile;
7. assenza di artefatti (movimento o presenza di spalla, naso, mento, capelli, ecc.);
8. assenza di pieghe cutanee.

Per la proiezione mediolaterale-obliqua (MLO) i criteri di correttezza sono:

1. la mammella deve stare al centro del radiogramma;
2. il capezzolo deve essere al centro e visualizzato di profilo (fuori dal seno);
3. la parte inferiore del muscolo pettorale dovrebbe distendersi inferiormente fino ad incontrare la PNL (*) a livello del capezzolo;
4. il muscolo pettorale deve presentarsi più largo superiormente, per poi restringersi gradualmente verso il basso;
5. visualizzazione del grasso nella porzione posteriore alla ghiandola;
6. visualizzazione del solco sottomammario;
7. assenza di artefatti (movimento o presenza di spalla, naso, mento, capelli, ecc.);
8. assenza di pieghe cutanee.

(*) La PNL (Posterior Nipple Line) è una linea immaginaria che si estende posteriormente e perpendicolarmente dal capezzolo al muscolo pettorale.

Nella figura seguente è rappresentata una immagine mammografica che soddisfa tutti i criteri di correttezza per entrambe le proiezioni.

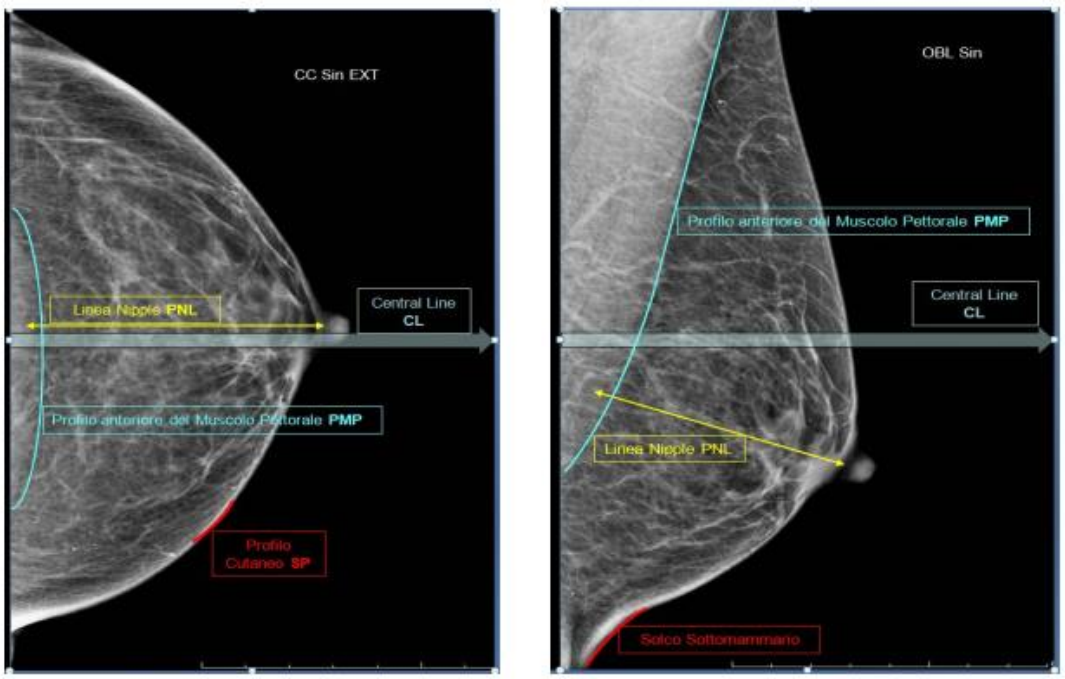


Figura 12: esempio di mammografia sinistra che presenta tutti i criteri di correttezza elencati. Fonte: [13]

Oltre che dal posizionamento, la qualità diagnostica e la leggibilità intrinseca dell'immagine radiologica sono definite anche da parametri fisico-tecnici oggettivi e misurabili, strettamente legati alle performance dell'apparecchiatura, tra cui la risoluzione spaziale, la risoluzione di contrasto e il rumore.

La risoluzione spaziale è la capacità di un sistema per immagini di distinguere e visualizzare chiaramente due piccoli punti ad alto contrasto, molto vicini tra loro. Essa rappresenta la nitidezza dell'immagine, la quale è vitale in ambito senologico per l'identificazione di strutture minuscole come le microcalcificazioni. La risoluzione spaziale viene tipicamente misurata utilizzando appositi oggetti di test ("bar patterns") costituiti da gruppi di linee assorbenti alternate a linee trasparenti, esprimendo il limite di risoluzione in paia di linee per millimetro (lp/mm). Secondo le linee guida europee, la risoluzione spaziale in mammografia deve avere un valore limite accettabile superiore a 12 lp/mm, mentre il livello ottimale raggiungibile è superiore a 15 lp/mm.

La risoluzione di contrasto esprime la capacità del sistema radiologico di rendere visivamente distinguibili strutture adiacenti che presentano minime differenze di densità. In senologia, il contrasto è pesantemente condizionato dalla composizione del seno: l'abbondanza di tessuto fibroghiandolare (seno denso) riduce drasticamente il contrasto naturale, creando un effetto di mascheramento (masking effect) che rischia di nascondere lesioni patologiche di simile densità. Per massimizzare la visibilità delle lesioni, l le linee guida europee stabiliscono che il valore di visibilità del contrasto di soglia debba mantenersi a livelli estremamente bassi.

Infine, il rumore rappresenta la fluttuazione casuale del segnale o dei valori dei pixel nell'immagine ed è un fattore di disturbo che si sovrappone all'informazione diagnostica utile. Un livello eccessivo di rumore degrada sia la risoluzione spaziale che quella di contrasto, abbattendo il rapporto segnale-rumore (SNR) e il rapporto contrasto-rumore (CNR). Questo compromette gravemente l'efficacia diagnostica dell'esame, in quanto interferisce direttamente con la percezione visiva dei dettagli di piccole dimensioni come le microcalcificazioni e dei noduli a basso contrasto.

Risoluzione spaziale, risoluzione di contrasto e rumore risultano quindi tra loro strettamente interdipendenti: un aumento della dose di radiazioni emesse dal mammografo, ad esempio, riduce generalmente il rumore ma può incidere sul contrasto percepito, così come un aumento eccessivo della risoluzione spaziale, a parità di dose,

tende ad amplificare il rumore stesso. È proprio l'equilibrio tra questi parametri, insieme alla dose erogata alla paziente, a definire la qualità complessiva dell'immagine mammografica, ed è per questo che i tre elementi vengono sistematicamente controllati nei protocolli di garanzia di qualità dei programmi di screening. [11] [12] [13]

3.5 DOSE

In mammografia, la valutazione della dose di radiazioni somministrata alla paziente è un aspetto critico, in quanto l'esame mammografico richiede l'impiego di radiazioni ionizzanti su tessuti particolarmente radiosensibili, oltre al fatto che, specialmente nei programmi di screening, l'indagine viene eseguita su donne asintomatiche. Per questi motivi, la dose di radiazione assorbita deve essere ottimizzata, cioè mantenuta la più bassa ragionevolmente ottenibile (in accordo con il principio ALARA), purché l'immagine finale contenga informazioni diagnostiche sufficienti a rispondere al quesito clinico. Ridurre la dose senza tenere conto della qualità delle immagini non rappresenta un obiettivo corretto: un'immagine troppo rumorosa o poco contrastata potrebbe, infatti, non mostrare dettagli fondamentali e di piccole dimensioni come le microcalcificazioni o piccole lesioni focali. Sia le linee guida europee che i protocolli italiani precisano che la diminuzione della dose per ragioni radioprotezionistiche è giustificata soltanto qualora il contenuto informativo dell'immagine rimanga adeguato a raggiungere lo scopo diagnostico.

La dose assorbita all'interno della mammella, tuttavia, non può essere misurata direttamente sulla paziente, ma viene stimata a partire da una grandezza misurabile in aria, il kerma. Il kerma (Kinetic Energy Released per unit MAss) in aria rappresenta l'energia cinetica trasferita dai fotoni X alle particelle cariche per unità di massa d'aria e si esprime in gray (Gy) o in milligray (mGy).

Nel presente studio, per ciascuna proiezione analizzata sono stati registrati i due indicatori dosimetrici calcolati dal mammografo GE Senographe Pristina: la ESE (Entrance Skin Exposure) e la AGD (Average Glandular Dose), entrambe espresse in mGy, descritte nei paragrafi seguenti. Come riportato nel manuale operatore del mammografo, la ESE e la AGD vengono utilizzate come indicatori dosimetrici forniti dall'apparecchiatura, con un'incertezza dichiarata dal costruttore pari a ±20% e con un livello di confidenza del 95%.

3.5.1 Definizione di ESE (Entrance Skin Exposure)

La ESE indica la quantità di radiazioni del fascio di raggi X che colpisce la superficie della pelle ed è storicamente espressa in Roentgen (R) o in mR. Questo valore è riportato nell'intestazione DICOM delle immagini visualizzabili dal mammografo GE Healtcare Senographe Pristina, e viene espresso in mGy. Il produttore del mammografo GE Healtcare spiega questa incongruenza nel manuale operatore del mammografo Senographe Pristina [16], nel quale viene specificato che alla denominazione ESE corrisponde la definizione di ESAK (Entrance Skin Air Kerma), che rappresenta il kerma in aria al punto d'ingresso della pelle, espresso in Gy o mGy.

Il valore di ESAK viene determinato nel piano del compressore a contatto con la mammella, senza alcun contributo di retrodiffusione da parte della mammella.

Per coerenza con i dati raccolti, in questa tesi si mantiene la sigla ESE utilizzata dal mammografo, intendendo con essa il kerma in aria incidente sulla superficie di ingresso della mammella, senza retrodiffusione, stimato dal sistema.

3.5.2 Definizione di AGD (Average Glandular Dose)

La dose ghiandolare media AGD è la dose assorbita in media dalla componente ghiandolare del tessuto mammario ed è la grandezza più rappresentativa del rischio biologico mammografico. Si fa riferimento proprio a questa componente perché il tessuto ghiandolare della mammella è quello con la maggiore radiosensibilità e con il più alto rischio di cancerogenesi. L'uso della AGD per la dosimetria mammaria è stato raccomandato dall'ICRP (International Commission on Radiological Protection) nel 1987 e costituisce oggi la base dei protocolli di dosimetria nazionali e internazionali.

La AGD non è direttamente misurabile, perché per ogni paziente dipende da numerosi fattori: lo spessore della mammella compressa, la quantità e la distribuzione del tessuto ghiandolare, lo spessore della cute, lo spettro di raggi X impiegato (tensione, combinazione anodo/filtro) e il kerma in aria incidente.

In Europa è stato adottato il modello di calcolo sviluppato dal fisico medico Dance, secondo il quale la AGD si ottiene moltiplicando il kerma in aria incidente (ESAK/ESE) per una serie di coefficienti di conversione:

$$AGD = ESAK \times g \times c \times s$$

dove:

- ESAK è il kerma in aria incidente sulla superficie superiore della mammella, senza considerare la retrodiffusione, espresso in [mGy];
- g è il fattore di conversione da ESAK ad AGD per una mammella di riferimento, modellizzata con il 50% di tessuto ghiandolare. È tabulato in funzione dello strato emivalente HVL Half Value Layer (*) del fascio e dello spessore della mammella compressa: aumenta all'aumentare dell'energia del fascio e diminuisce all'aumentare dello spessore;
- c è il fattore di correzione per una composizione della mammella diversa dal 50% di ghiandolarità. Vale 1 per una ghiandolarità del 50%, è maggiore di 1 per mammelle meno ghiandolari e minore di 1 per mammelle più ghiandolari. È tabulato in funzione di HVL e spessore ed è fornito per due fasce d'età, 40-49 e 50-64 anni;
- s è il fattore di correzione in base alla combinazione anodo/filtro; vale 1 per la combinazione molibdeno/molibdeno (Mo/Mo).

  I coefficienti sono stati calcolati su un modello semplificato di mammella compressa: un cilindro a sezione semicircolare di spessore compreso tra 20 e 110 mm, con una regione centrale costituita da una miscela omogenea di tessuto adiposo e ghiandolare e uno strato esterno di 5 mm di tessuto adiposo, senza simulazione della cute.

(*) HVL Half Value Layer indica lo spessore di un materiale specifico (generalmente alluminio) in grado di dimezzare l'intensità del fascio di raggi X e fornisce una chiara indicazione sulla quantità di energia che possiede il fascio per attraversare i tessuti della mammella e raggiungere il detettore.

3.5.3 Fattori che influenzano la dose

Sia la ESE (ESAK) sia la AGD dipendono dalle caratteristiche della mammella e dalle scelte tecniche effettuate, in automatico, dal sistema di esposizione. I principali fattori sono i seguenti:

- Spessore della mammella compressa. Una mammella più spessa attenua di più il fascio e richiede un'esposizione maggiore per ottenere al detettore il segnale necessario; la ESAK/ESE, quindi, aumenta all'aumentare dello spessore. Anche la AGD aumenta, sebbene in misura minore perché il fattore g diminuisce con lo spessore. Per questo la compressione, riducendo lo spessore, contribuisce a contenere la dose.

- Composizione della mammella (ghiandolarità). Il sistema di esposizione automatica del Senographe Pristina (AOP, Automatic Optimization of Parameters) esegue una pre-esposizione a bassa dose per individuare l'area più ghiandolare della mammella e misurarne la trasmissione dei raggi X; in base a questa misura viene impostata pista anodica, filtro, kV e mAs.
- Spettro di raggi X (kV, combinazione anodo/filtro, HVL). Uno spettro più energetico, con HVL maggiore, è più penetrante e comporta un valore più alto del fattore g; anche la combinazione anodo/filtro modifica la dose attraverso il fattore s. Il Senographe Pristina dispone delle combinazioni Mo/Mo e Rh/Ag, e l'AOP seleziona Rh/Ag in oltre il 95% delle mammelle, con una tensione di 34 kV.
- Carico del tubo (mAs). I mAs influenzano direttamente il numero di fotoni che attraversano il seno e raggiungono il detettore. A parità di altre condizioni, all'aumentare dei mAs aumenta anche il kerma e di conseguenza anche la ESE e la AGD.
- Livello di dose AOP selezionato. In modalità di contatto 2D il TSRM può scegliere tra tre livelli di dosaggio:
    - DOSE-: privilegia la riduzione della dose a scapito di un CNR minore;
    - STD: rappresenta il compromesso tra contrasto e dose;
    - STD+: privilegia il contrasto con una dose maggiore.

  Sul fantoccio di 45 mm di PMMA la AGD passa da 0,9 mGy (DOSE-) a 1,2 mGy (STD) e a 1,7 mGy (STD+).
- Numero di esposizioni. La AGD totale per mammella è la somma delle dosi delle singole esposizioni. Il Senographe Pristina la visualizza costantemente nella barra di stato della stazione di acquisizione e la aggiorna dopo ogni esposizione, tenendo conto anche delle esposizioni ripetute, rifiutate o interrotte.

3.5.4 Fattori che influenzano la dose

La dose incide innanzitutto sul rischio radiologico per la paziente. La AGD è la grandezza che maggiormente è legata al rischio di induzione di tumori radioindotti, in quanto si riferisce al tessuto più radiosensibile della mammella. Il rischio associato a una mammografia è comunque molto basso: per una donna di 50 anni, considerando una dose di 3 mGy a entrambe le mammelle, il rischio di tumore della mammella indotto dalle radiazioni nel corso della vita è stato stimato in circa 3 casi su 100.000 per mGy.

La ESE, invece, è una grandezza riferita all'aria in ingresso e non tiene conto della distribuzione della dose nella mammella né della sua composizione: per questo è utile come indicatore dell'esposizione e come base di calcolo per la AGD, ma non come misura del rischio.

La dose influisce poi sulla qualità dell'immagine. Come descritto nel paragrafo 3.4, un aumento della dose riduce generalmente il rumore e migliora quindi parametri come SNR e CNR. Questo compromesso è reso esplicito dai livelli di dose dell'AOP del Senographe Pristina, in cui a una dose maggiore corrisponde un CNR più elevato [30]. Il compito del sistema di esposizione automatica AOP, e del TSRM che ne sceglie la modalità, è quindi quello di ottenere un'immagine di qualità diagnostica con la dose più bassa ragionevolmente possibile.

Infine, la dose è il riferimento per la radioprotezione del paziente e per i controlli di qualità. Vengono considerati dei livelli diagnostici di riferimento (LDR) definiti come i livelli di dose per esami tipici, riferiti a gruppi di pazienti di corporatura standard o a fantocci standard. Nella tabella seguente sono riportati i valori di LDR per la mammografia digitale, che coincidono con i livelli "accettabili" proposti dalle linee guida europee, mentre i livelli "raggiungibili" rappresentano valori di dose ottimizzati.

Questi valori si riferiscono a fantocci standard e non rappresentano un limite di dose per la singola paziente. [15] [16] [17] [18]

Spessore di PMMA (cm)	Spessore equivalente della mammella (cm)	AGD – livello accettabile / LDR (mGy)	AGD – livello raggiungibile (mGy)
2,0	2,1	≤ 1,2	≤ 0,8
3,0	3,2	≤ 1,5	≤ 1,0
4,0	4,5	≤ 2,0	≤ 1,6
4,5	5,3	≤ 2,5	≤ 2,0
5,0	6,0	≤ 3,0	≤ 2,4
6,0	7,5	≤ 4,5	≤ 3,6
7,0	9,0	≤ 6,5	≤ 5,1

Tabella 2: valori di dose ghiandolare media accettabili (adottati come LDR) e valori raggiungibili per la mammografia digitale, in funzione dello spessore del fantoccio in PMMA e dello spessore equivalente della mammella. Fonte: [17]

4. MATERIALI E METODI

Il presente lavoro è uno studio sperimentale, condotto presso il dipartimento di radiologia dell'Azienda Ospedaliera Universitaria (AOU) delle Marche, sede di Torrette, nel mese di marzo 2026. Lo studio ha previsto la somministrazione di un questionario alle pazienti al termine della mammografia, la raccolta dei parametri tecnici delle acquisizioni, con successiva analisi quantitativa della qualità dell'immagine.

4.1 OBIETTIVI SPECIFICI DELLO STUDIO

Come anticipato nel paragrafo 1.2, l'obiettivo generale è valutare la relazione tra la forza di compressione applicata in mammografia, il comfort percepito dalla paziente e la qualità dell'immagine. Nello specifico, lo studio intende:

1. valutare la distribuzione della percezione del dolore tra le pazienti;
2. verificare la presenza di una eventuale correlazione tra il dolore percepito e la forza di compressione applicata;
3. verificare la presenza di una eventuale correlazione tra il dolore percepito e la densità mammaria (secondo la classificazione BI-RADS/ACR);
4. verificare la presenza di una eventuale correlazione tra la densità mammaria (secondo la classificazione BI-RADS/ACR) e la forza di compressione applicata;
5. valutare la relazione della qualità dell'immagine (espressa in SNR e CNR) rispetto alla forza di compressione applicata e alla densità mammaria (secondo la classificazione BI-RADS/ACR);
6. valutare la relazione della dose (rappresentata da AGD ed ESE) rispetto alla forza di compressione applicata e alla densità mammaria (secondo la classificazione BI-RADS/ACR)

4.2 POPOLAZIONE DELLO STUDIO

Nello studio sono state incluse 59 pazienti, di età compresa tra i 42 e gli 88 anni, che hanno compilato il questionario al termine dell'esame mammografico di routine.

Criteri di inclusione:

- pazienti sottoposte a mammografia bilaterale con protocollo standard;
- adesione volontaria alla compilazione del questionario.

Criteri di esclusione:

- pazienti di sesso maschile;
- pazienti con protesi mammarie bilaterali;
- esami o proiezioni di approfondimento.

In accordo con il giudizio di un medico in formazione specialistica, il campione è stato suddiviso in base alla densità mammaria, secondo la classificazione BI-RADS/ACR descritta nel par. 2.3.

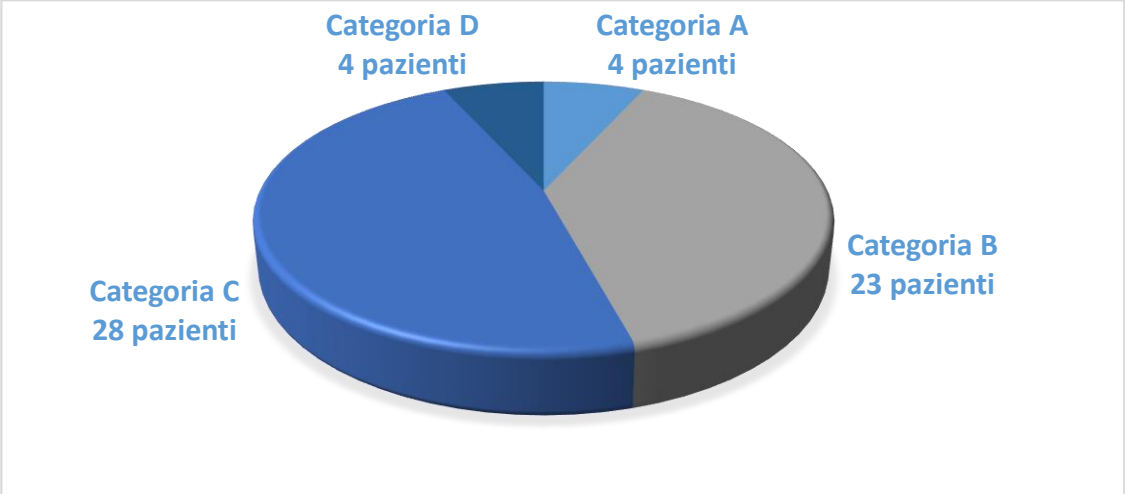


Grafico 1: suddivisione pazienti in base alla densità mammaria secondo la classificazione BI-RADS/ACR

4.3 APPARECCHIATURE E STRUMENTI

4.3.1 Il mammografo

Tutti gli esami mammografici inclusi nello studio sono stati eseguiti con il mammografo Senographe Pristina, prodotto da GE Healthcare. Si tratta di un sistema di mammografia digitale utilizzabile sia in modalità 2D sia in modalità 3D (tomosintesi). L'acquisizione 3D prevede una scansione angolare di 25° con 9 proiezioni e una ricostruzione iterativa ASIR, con dose equivalente a quella di un'acquisizione 2D.

Dal punto di vista strutturale, il Senographe Pristina riprende i componenti principali del mammografo descritti nel paragrafo 3.1, con le seguenti caratteristiche tecniche: [15]

- Il tubo radiogeno ha un anodo a doppia pista in molibdeno (Mo) e rodio (Rh), con macchie focali di 0,1 mm e 0,3 mm, e utilizza filtri in molibdeno e argento (Ag) da 0,030 mm. Le combinazioni target/filtro impiegate nello studio sono state Rh/Ag e Mo/Mo.
- La compressione della mammella può avvenire in due modalità: con l'ausilio di un motore elettrico, fino a 20 daN, oppure manualmente, fino a 27 daN. La forza minima richiesta perché l'esposimetro automatico funzioni è di 3 daN. Al termine dell'esposizione il compressore risale in automatico, così da ridurre il tempo in cui la mammella della paziente resta compressa. Il mammografo accetta diversi tipi di compressori, selezionabili in base alle dimensioni della mammella e al tipo di proiezione.

COMPRESSORE	DIMENSIONI	UTILIZZO
Standard	24x29 cm	Proiezioni standard, mammelle medio-grandi
Flessibile	24x29 cm	Proiezioni standard, mammelle medio-grandi (compressione più uniforme)
Standard scorrevole (medio)	19x23 cm	Mammelle piccole o medie
Flessibile scorrevole (medio)	19x23 cm	Mammelle piccole o medie (compressione più uniforme)
Standard scorrevole (piccolo)	10x23 cm	Mammelle con protesi o di dimensioni ridotte
Spot quadrato e spot rotondo (scorrevoli)	13x18 cm e 9x9 cm	Compressione mirata per proiezioni di approfondimento

Tabella 3: compressori disponibili per il Senographe Pristina di GE Healthcare. Fonte: [15]

Il compressore flessibile si differenzia da quello standard perché, invece di rimanere parallelo al piano d'appoggio, si inclina per adattarsi alla conformazione della mammella, garantendo una compressione più uniforme.

Il sistema riconosce automaticamente il compressore inserito, proporzionando il campo visivo (FOV - Field Of View) in base alla sua dimensione. Per motivi di sicurezza, il sistema impedisce la compressione e l'esposizione se le dimensioni o la posizione del campo non corrispondono a quelle del compressore.

- Il detettore ha dimensioni di 24 × 29 cm, sufficienti per includere l'intera mammella in un'unica immagine. Esso non richiede una calibrazione quotidiana ed è pronto all'uso subito dopo l'accensione del mammografo.
- Il mammografo è dotato del sistema AOP (Automatic Optimization of Parameters), che regola in maniera automatica l'esposizione più appropriata in base alla densità e allo spessore della mammella compressa. In particolare, l'AOP agisce sui seguenti parametri:
    - pista anodica (Mo o Rh)
    - filtro (Mo o Ag)
    - kV
    - mAs

  Il sistema dispone di tre modalità (Standard+, Standard e Dose−) e di una ulteriore modalità (Implant) dedicata alle pazienti con protesi.
- L'apparecchiatura raggiunge un'altezza massima di 2419 mm, ha una larghezza di 1750 mm e pesa circa 420 kg. Il braccio è isocentrico e ruota da −180° a +180°, mentre l'altezza del detettore da terra è regolabile tra 65 cm e 150 cm. La distanza sorgente-detettore (SID) è di 660 mm. Come ulteriore misura di sicurezza, durante la compressione i movimenti della struttura vengono bloccati. [15]

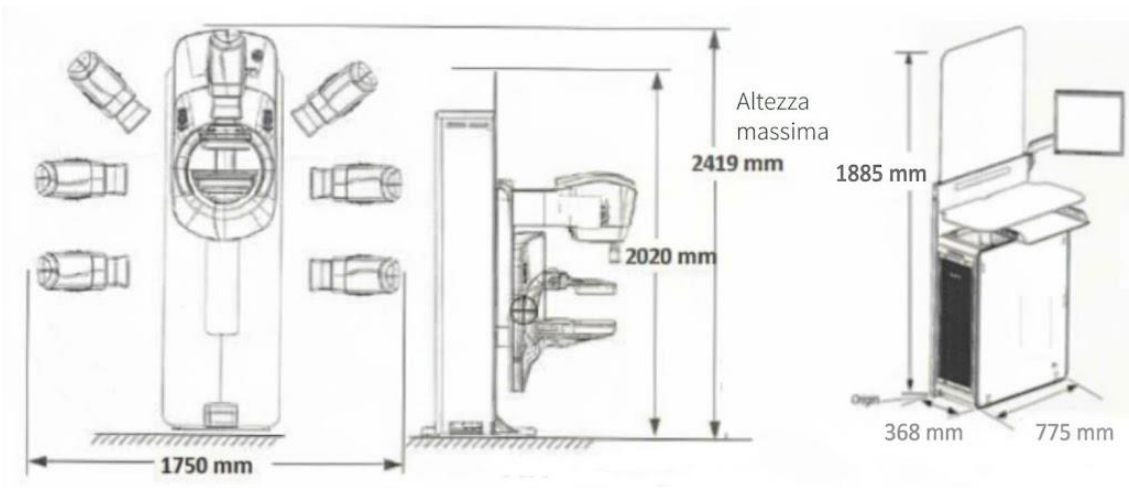


Figura 13: Dimensioni del sistema Senographe Pristina (GE Healthcare), sia del mammografo che della stazione di acquisizione. Fonte: [15]

4.3.2 Questionario sul dolore e comfort della paziente

Per la raccolta dei dati soggettivi è stato sviluppato uno specifico strumento d'indagine, cioè un questionario intitolato "Questionario: dolore e comfort della paziente". Esso è stato consegnato ad ogni paziente al termine della mammografia e compilato in forma autonoma e anonima. La parte introduttiva del questionario informa le partecipanti sullo scopo della ricerca (studiare il rapporto tra compressione mammaria, comfort e qualità dell'immagine) e sul fatto che i dati sarebbero stati utilizzati esclusivamente a fini scientifici.

Nella sezione di anagrafica, sono riportati l'età della paziente e un codice paziente. Il codice garantisce l'anonimato e, allo stesso tempo, consente di collegare le risposte di ciascuna paziente ai parametri tecnici del suo esame.

Il questionario è composto da nove domande a risposta chiusa:

A. Esami precedenti: si chiede alla paziente se ha già eseguito mammografie in passato ("*Si*" o "*No*"). Questa informazione permette di distinguere le donne al primo esame, che potrebbero manifestare più ansia e meno familiarità con la procedura, da quelle che si sottopongono a controlli periodici.
B. Tensione mammaria: rileva la fase del ciclo mestruale in cui si trova la paziente al momento dell'esame. Le opzioni sono: "S*ettimana precedente al ciclo*", "*Durante il ciclo*", "*Settimana successiva al ciclo*", "*Metà ciclo (ovulazione)*" e "*Non applicabile*" per le pazienti in menopausa. Questo dato è utile per stimare la sensibilità del seno già prima di iniziare la procedura mammografica, come descritto nel paragrafo 2.2.
C. Livello di ansia: richiede alla paziente di autovalutare il proprio stato d'ansia che prima di affrontare l'esame su una scala che va da 0 ("*Per nulla ansiosa*") a 5 ("*Molto ansiosa*"). L'ansia è infatti uno dei fattori che possono amplificare il dolore percepito durante la compressione.
D. Percezione del dolore: la paziente quantifica il dolore provato durante l'esame su una scala numerica da 0 ("N*essun dolore*") a 10 ("*Dolore insopportabile*"), basata sul modello della scala VAS (Visual Analogue Scale). Questa valutazione la variabile principale per misurare il disagio della donna.
E. Localizzazione del fastidio: alla paziente viene chiesto dove si è maggiormente concentrato il fastidio durante la compressione ("*Mammella*", "*Ascella*", "*Regione toracica*" o "*Altro*").

F. Tollerabilità della compressione: la paziente valuta il grado di sopportabilità del dolore dovuto alla compressione durante l'esame, classificabile in quattro livelli ("*Ben tollerabile*", "*Abbastanza tollerabile*", "*Poco tollerabile*", "*Intollerabile*").
G. Tipo di proiezione più dolorosa: chiede alla paziente di indicare quale proiezione ha causato maggior dolore, tra la "*Cranio-caudale (CC)*", la "*Medio-laterale obliqua (MLO)*" o "*Entrambe allo stesso modo*". Ciò permette di stabilire se una delle due proiezioni standard è percepita come più fastidiosa.
H. Comunicazione con il TSRM: si invita la paziente a giudicare le spiegazioni ricevute dal tecnico prima e durante l'esame ("*Chiare e rassicuranti*", "*Abbastanza chiare*", "*Poco chiare*", "*Assenti*"). Questa domanda si collega a quanto descritto nel paragrafo 3.3.2 sull'importanza delle competenze relazionali del tecnico.
I. Disponibilità a ripetere l'esame: si indaga la propensione della paziente a sottoporsi nuovamente all'esame in futuro mantenendo lo stesso livello di compressione ("*Si*"; "*Sì, ma con timore*"; "*No*"). Tale informazione fornisce un'indicazione indiretta sulla possibilità che la paziente non aderisca ai controlli successivi che, come discusso nel paragrafo 1.2, rappresentala la problematica da risolvere, da cui nasce questo lavoro di tesi.

Complessivamente il questionario è stato pensato per essere breve e semplice, così da essere compilato in pochi minuti subito dopo l'esame, quando il ricordo della sensazione provata è ancora vivo.

Di seguito è riportato integralmente il questionario somministrato alle pazienti:

QUESTIONARIO

DOLORE E COMFORT DELLA PAZIENTE

Obiettivo: Studio compressione mammaria, comfort della paziente e qualità dell'immagine

Gentile paziente,
le chiediamo di rispondere alle seguenti domande nel modo più onesto possibile, per aiutarci a migliorare la qualità dell'esame mammografico e il comfort delle pazienti.
Il questionario è **anonimo** e i dati saranno utilizzati esclusivamente per scopi di ricerca scientifica.

Età: _____ anni **Codice paziente**: _____

A. Esami precedenti: ha già eseguito mammografie in passato?

☐ Sì

☐ No

B. Tensione mammaria: in quale fase del ciclo mestruale si trova oggi?

☐ Settimana precedente al ciclo

☐ Durante il ciclo

☐ Settimana successiva al ciclo

☐ Metà ciclo (ovulazione)

☐ Non applicabile (menopausa)

C. Livello di ansia: indichi il livello di ansia che sentiva prima di eseguire l'esame
(0 = per nulla ansiosa; 5 = molto ansiosa)

Ansia percepita: ☐0 ☐1 ☐2 ☐3 ☐4 ☐5

D. Percezione del dolore (Scala VAS): indichi il dolore percepito durante l'esame
(0 = nessun dolore; 10 = dolore insopportabile)

Dolore percepito: ☐0 ☐1 ☐2 ☐3 ☐4 ☐5 ☐6 ☐7 ☐8 ☐9 ☐10

E. Localizzazione del fastidio: dove ha avvertito maggiormente il fastidio?

☐ Mammella

☐ Ascella

☐ Regione toracica

☐ Altro: _____

F. Tollerabilità della compressione: come giudica la compressione mammaria?

☐ Ben tollerabile

☐ Abbastanza tollerabile

☐ Poco tollerabile

☐ Intollerabile

G. Tipo di proiezione: in quale modalità di compressione ha provato più dolore?

☐ Compressione dall'alto: proiezione Cranio-Caudale (CC)

☐ Compressione obliqua: proiezione Medio-Laterale Obliqua (MLO)

☐ Entrambe allo stesso modo

H. Comunicazione con il TSRM: come sono state le spiegazioni fornite dal tecnico di radiologia (TSRM) prima e durante l'esame?

☐ Chiare e rassicuranti

☐ Abbastanza chiare

☐ Poco chiare

☐ Assenti

I. Disponibilità a ripetere l'esame: sarebbe disposta a ripetere l'esame in futuro, con lo stesso livello di compressione?

☐ Sì

☐ Sì, ma con timore

☐ No

Grazie per la collaborazione.

4.4 FASI DELLO STUDIO E RACCOLTA DATI

La raccolta dei dati, condotta nel periodo compreso tra marzo e settembre, ha seguito un iter procedurale rigoroso per garantire la massima standardizzazione e affidabilità delle misurazioni. L'intero processo si è articolato in cinque fasi operative principali, descritte nel dettaglio nei paragrafi successivi.

4.4.1 Esecuzione della mammografia

Per garantire che i dati raccolti riflettessero le reali condizioni operative, tutte le pazienti che hanno partecipato allo studio sono state sottoposte all'esame mammografico seguendo lo stesso protocollo di routine. Dopo l'accoglienza in sala diagnostica e la raccolta dei dati anamnestici principali, il TSRM ha proceduto al posizionamento e all'applicazione della compressione mammaria nel pieno rispetto della normale pratica clinica. Secondo il protocollo standard, per ciascuna mammella sono state acquisite le immagini radiografiche relative alle proiezioni cranio-caudale e mediolaterale-obliqua (RCC, LCC, RMLO, LMLO).

Nello specifico, l'attuale procedura applicata nel reparto di senologia diagnostica dell'Ospedale di Torrette, prevede che le proiezioni RCC e LCC siano eseguite in modalità 2D e le proiezioni RMLO e LMLO siano eseguite in modalità 2D + 3D.

Tutte le proiezioni considerate sono state effettuate impostando il controllo automatico dell'esposizione (AOP STD), una macchia focale di 0,3 mm e utilizzando un compressore standard, di formato medio o grande, selezionato in base all'anatomia della mammella.

4.4.2. Somministrazione del questionario

Al termine dell'esame, alle pazienti che rispettavano i criteri di inclusione ed esclusione, è stato sottoposto il questionario. Alle partecipanti è stato preventivamente garantito il totale anonimato, specificando che le informazioni raccolte sarebbero state trattate esclusivamente per finalità di ricerca.

Al fine di tutelare la privacy delle pazienti e consentire allo stesso tempo di associare le risposte ai parametri tecnici e dosimetrici del rispettivo esame, a ciascun questionario è stato assegnato un codice identificativo alfanumerico univoco.

Le risposte fornite sono state infine strutturate e inserite all'interno di una tabella dedicata, per agevolarne la rappresentazione e la successiva fase di analisi.

Codice paziente	Età	Esami preced.	Fase ciclo mestruale	Ansia (0–5)	Percez. Dolore	Sede del Fastidio	Tollerabilità compressione	Proiez. più fastidiosa	Comunic. con TSRM	Ripetere esame
TA-1203-0840	57	Sì	Menopausa	2	3	Mammella	Ben tollerabile	CC	Chiare e rassicuranti	Sì
GR-1203-0849	78	Sì	Menopausa	4	6	Mammella	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
MI-1203-0900	73	Sì	Menopausa	0	1	Reg. toracica	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
ON-1203-0923	79	Sì	Menopausa	5	7	Ascella	Ben tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
SD-1203-0931	66	Sì	Menopausa	5	2	Mammella	Ben tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
FF-1203-0947	68	Sì	Menopausa	1	1	Mammella, Ascella, Regione toracica	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Abbastanza chiare	Sì, ma con timore
BL-1203-1007	67	Sì	Menopausa	2	2	Mammella	Ben tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
PA-1203-1016	69	Sì	Menopausa	4	1	Ascella	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
RD-1203-1022	69	Sì	Menopausa	1	1	Mammella	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
LMV-1203-1036	57	Sì	Menopausa	1	5	Mammella	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
RL-1203-1041	71	Sì	Menopausa	2	4	Mammella	Ben tollerabile	CC	Chiare e rassicuranti	Sì
GA-1203-1123	83	Sì	Menopausa	2	7	Mammella	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
TP-1203-1144	62	Sì	Menopausa	1	3	Mammella	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
FA-1203-1212	43	Sì	Menopausa	3	7	Mammella	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
BS-1303-0836	55	Sì	Menopausa	3	7	Mammella	Ben tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
CA-1303-0844	63	Sì	Menopausa	1	1	Ascella	Ben tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
BG-1303-0855	64	Sì	Menopausa	0	3	Mammella	Ben tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
SAE-1303-0911	64	Sì	Menopausa	4	5	Regione toracica	Ben tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
MN-1303-0929	80	Sì	Menopausa	0	2	Mammella	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì

Codice paziente	Età	Esami preced.	Fase ciclo mestruale	Ansia (0–5)	Percez. Dolore	Sede del Fastidio	Tollerabilità compressione	Proiez. più fastidiosa	Comunic. con TSRM	Ripetere esame
CE-1303-0938	58	Sì	Menopausa	4	9	Mammella	Poco tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì, ma con timore
BL-1303-0947	62	Sì	Menopausa	2	3	Mammella	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
PM-1303-1015	57	Sì	Menopausa	5	8	Mammella sinistra	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
DSC-1303-1023	42	Sì	Metà ciclo (ovulazione)	1	5	Regione toracica	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
MB-1303-1032	54	Sì	Menopausa	0	9	Mammella	Poco tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
BL-1303-1046	48	Sì	Settimana successiva al ciclo	1	8	Mammella	Poco tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
PA-1303-1106	67	Sì	Menopausa	2	3	Ascella, Regione toracica	Abbastanza tollerabile	MLO	Abbastanza chiare	Sì
GR-1303-1114	65	Sì	Menopausa	2	2	Mammella	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Abbastanza chiare	Sì
CMP-1303-1135	74	Sì	Menopausa	4	9	Regione toracica	Abbastanza tollerabile	CC	Abbastanza chiare	Sì, ma con timore
CB-1303-1146	81	Sì	Menopausa	1	5	Ascella, Regione toracica	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
BE-1303-1208	67	Sì	Menopausa	5	0	Altro: Nessuno	Ben tollerabile	Nessuna modalità	Chiare e rassicuranti	Sì
CL-1303-1217	70	Sì	Menopausa	5	9	Mammella, Ascella, Regione toracica	Abbastanza tollerabile	CC	Abbastanza chiare	Sì
AL-1403-0843	57	Sì	Menopausa	2	3	Ascella	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
TA-1403-0905	58	Sì	Menopausa	0	1	Regione toracica	Ben tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
MM-1403-0913	68	Sì	Menopausa	0	3	Mammella	Ben tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
TM-1403-0958	78	Sì	Menopausa	0	8	Mammella	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
LN-1403-1008	73	Sì	Menopausa	2	3	Mammella	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
AMC-1403-1030	71	Sì	Menopausa	2	0	Altro: poco mammella	Ben tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
VE-1403-1042	66	Sì	Menopausa	1	1	Mammella	Abbastanza tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì

Codice paziente	Età	Esami preced.	Fase ciclo mestruale	Ansia (0–5)	Percez. Dolore	Sede del Fastidio	Tollerabilità compressione	Proiez. più fastidiosa	Comunic. con TSRM	Ripetere esame
CS-1403-1047	64	Sì	Menopausa	2	1	Mammella	Ben tollerabile	CC	Abbastanza chiare	Sì
NG-1403-1100	53	Sì	Menopausa	1	5	Mammella	Abbastanza tollerabile	MLO	Abbastanza chiare	Sì
MM-1403-1110	49	Sì	Settimana successiva al ciclo	3	5	Mammella	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
GE-1403-1118	59	Sì	Menopausa	0	1	Altro: Nessuno	Ben tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
RR-1403-1132	67	Sì	Menopausa	2	8	Mammella, Regione toracica	Poco tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì, ma con timore
AS-1403-1201	74	Sì	Menopausa	5	6	Mammella	Abbastanza tollerabile	CC	Chiare e rassicuranti	Sì
TG-1403-1216	65	Sì	Menopausa	5	7	Mammella	Abbastanza tollerabile	CC	Abbastanza chiare	Sì, ma con timore
RR-1403-1226	66	Sì	Menopausa	3	5	Ascella	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
UMA-1703-0851	67	Sì	Menopausa	4	3	Mammella	Abbastanza tollerabile	CC	Chiare e rassicuranti	Sì
CA-1703-0915	55	Sì	Menopausa	0	1	Mammella	Ben tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
AL-1703-0932	57	Sì	Menopausa	0	0	Altro: Nessuno	Ben tollerabile	Nessuna modalità	Chiare e rassicuranti	Sì
CA-1703-0941	47	Sì	Settimana precedente al ciclo	0	7	Mammella	Abbastanza tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
GV-1703-1005	71	Sì	Menopausa	3	1	Mammella	Ben tollerabile	Entrambe	Chiare e rassicuranti	Sì
FA-1703-1011	59	Sì	Menopausa	0	1	Mammella	Ben tollerabile	MLO	Assenti	Sì
PV-1703-1018	66	Sì	Menopausa	2	2	Mammella	Ben tollerabile	CC	Chiare e rassicuranti	Sì
OP-1703-1039	65	Sì	Menopausa	0	1	Regione toracica	Ben tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì
UF-1703-1050	61	Sì	Menopausa	1	3	Mammella	Abbastanza tollerabile	CC	Chiare e rassicuranti	Sì
RS-1703-1106	72	Sì	Menopausa	5	7	Mammella	Poco tollerabile (seno dx operato)	CC	Chiare e rassicuranti	Sì
PS-1703-1111	57	Sì	Menopausa	3	2	Mammella	Ben tollerabile	MLO	Chiare e rassicuranti	Sì

Codice paziente	Età	Esami preced.	Fase ciclo mestruale	Ansia (0–5)	Percez. Dolore	Sede del Fastidio	Tollerabilità compressione	Proiez. più fastidiosa	Comunic. con TSRM	Ripetere esame
BI-1703-1136	52	Sì	Menopausa	3	6	Mammella	Abbastanza tollerabile	MLO	Abbastanza chiare	Sì
FN-1703-1148	88	Sì	Menopausa	2	1	Mammella	Ben tollerabile	CC	Chiare e rassicuranti	Sì

Tabella 4: risposte al questionario somministrato alle pazienti

4.4.3 Raccolta dei dati mammografici

Per ciascuna delle 59 pazienti sono stati estratti dall'archivio interno del mammografo, i parametri tecnici e dosimetrici relativi a tutte le proiezioni eseguite, ricavabili direttamente dai dati presenti nell'intestazione DICOM delle immagini. Al fine di focalizzare l'analisi, sono stati tabulati esclusivamente i dati inerenti alle acquisizioni in modalità 2D, associandoli al medesimo codice identificativo utilizzato nel questionario. Nello specifico, per ogni singola proiezione, sono stati registrati i seguenti parametri:

- forza di compressione [daN];
- spessore della mammella compressa [mm];
- combinazione target/filtro;
- kVp;
- mAs;
- dose ghiandolare media, AGD [mGy];
- dose superficiale alla mammella, ESE [mGy].

Codice paziente	Proiezioni	Forza di compressione [daN]	Spessore [mm]	Target/ filtro	kVp	mAs	AGD [mGy]	ESE [mGy]
TA-1203-0840	RCC	8	32,2	Rh/Ag	34	20,5	1,07	2,74
	LCC	5	36,2	Rh/Ag	34	23,4	1,14	3,14
	RMLO	9	35	Rh/Ag	34	21,8	1,11	2,93
	LMLO	10	39	Rh/Ag	34	25,4	1,22	3,56
GR-1203-0849	RCC	6	35,3	Mo/Mo	26	45,3	0,9	3,38
	LCC	10	43,4	Rh/Ag	34	21,4	1,17	3,08
	RMLO	11	49,9	Rh/Ag	34	24,4	1,22	3,55
	LMLO	15	59	Rh/Ag	34	28,9	1,34	4,42
MI-1203-0900	RCC	6	31,2	Rh/Ag	34	21	1,07	2,8
	LCC	7	33	Rh/Ag	34	23,7	1,14	3,15
	RMLO	9	39,5	Rh/Ag	34	26,1	1,22	3,65
	LMLO	4	37,7	Rh/Ag	34	26,7	1,25	3,71
ON-1203-0923	RCC	5	20,8	Mo/Mo	26	17,3	0,5	1,32
	LCC	3	47,7	Rh/Ag	34	24	1,21	3,47
	RMLO	7	47,6	Rh/Ag	34	23,1	1,23	3,36
	LMLO	10	49	Rh/Ag	34	26,6	1,27	3,84
SD-1203-0931	RCC	11	73,3	Rh/Ag	34	45,3	1,82	7,2
	LCC	15	71,1	Rh/Ag	34	40,6	1,7	6,45
	RMLO	18	82,7	Rh/Ag	34	74,7	2,59	11,89
	LMLO	18	81,1	Rh/Ag	34	71,6	2,53	11,53

Codice paziente	Proiezioni	Forza di compressione [daN]	Spessore [mm]	Target/ filtro	kVp	mAs	AGD [mGy]	ESE [mGy]
FF-1203-0947	RCC	3	44,3	Rh/Ag	34	25,1	1,23	3,59
	LCC	4	42,5	Rh/Ag	34	24,8	1,21	3,52
	RMLO	5	46,3	Rh/Ag	34	26,8	1,27	3,84
	LMLO	8	42,7	Rh/Ag	34	26,8	1,27	3,79
BL-1203-1007	RCC	6	54	Rh/Ag	34	35,5	1,45	5,13
	LCC	5	48,6	Rh/Ag	34	30,2	1,31	4,31
	RMLO	11	54,9	Rh/Ag	34	36,4	1,49	5,27
	LMLO	20	54,8	Rh/Ag	34	39,2	1,56	5,65
PA-1203-1016	RCC	6	32,7	Mo/Mo	26	48,4	0,94	3,58
	LCC	5	36,2	Mo/Mo	26	52,4	1	3,9
	RMLO	11	35,2	Mo/Mo	26	56,3	1,03	4,17
	LMLO	7	35,9	Mo/Mo	26	19,8	1,05	2,69
RD-1203-1022	RCC	8	69,2	Rh/Ag	34	45,9	1,79	7,18
	LCC	6	66,8	Rh/Ag	34	42,3	1,71	8,61
	RMLO	17	81,7	Rh/Ag	34	80,6	2,68	12,72
	LMLO	14	75,2	Rh/Ag	34	73,2	2,46	11,35
LMV-1203-1036	RCC	6	76,9	Rh/Ag	34	58	2,12	9,16
	LCC	9	73,1	Rh/Ag	34	53,6	1,99	8,41
	RMLO	10	77,7	Rh/Ag	34	68,9	2,36	10,82
	LMLO	8	74,4	Rh/Ag	34	63,4	2,2	9,88
RL-1203-1041	RCC	8	51,7	Rh/Ag	34	30,2	1,33	4,35
	LCC	8	53,4	Rh/Ag	34	30,2	1,34	4,39
	RMLO	14	56,9	Rh/Ag	34	37	1,5	5,38
	LMLO	12	57,9	Rh/Ag	34	38,5	1,56	5,61
GA-1203-1123	RCC	14	41,3	Rh/Ag	34	21,5	1,15	3,06
	LCC	5	48,2	Rh/Ag	34	24,1	1,21	3,5
	RMLO	13	48,3	Rh/Ag	34	24,9	1,23	3,6
	LMLO	16	49,8	Rh/Ag	34	25,6	1,25	3,71
TP-1203-1144	RCC	5	43,5	Rh/Ag	34	22,9	1,2	3,28
	LCC	7	47	Rh/Ag	34	24	1,2	3,46
	RMLO	12	42,6	Rh/Ag	34	23,7	1,2	3,38
	LMLO	13	45,4	Rh/Ag	34	26,6	1,29	3,8
FA-1203-1212	RCC	7	53,3	Rh/Ag	34	34	1,41	4,91
	LCC	7	52,1	Rh/Ag	34	31,2	1,35	4,5
	RMLO	9	55,4	Rh/Ag	34	42,4	1,62	6,09
	LMLO	8	54,3	Rh/Ag	34	35,2	1,45	5,09
BS-1303-0836	RCC	12	27	Mo/Mo	26	37,5	0,79	2,75
	LCC	11	24,4	Mo/Mo	26	33,8	0,73	2,48
	RMLO	15	24,8	Mo/Mo	26	34,5	0,74	2,53
	LMLO	11	25,8	Mo/Mo	26	35,3	0,76	2,59
CA-1303-0844	RCC	11	47,5	Rh/Ag	34	28,4	1,27	4,06
	LCC	13	50,2	Rh/Ag	34	30,3	1,32	4,31
	RMLO	9	52,7	Rh/Ag	34	35	1,43	5,04
	LMLO	13	53,7	Rh/Ag	34	34,5	1,44	4,98
BG-1303-0855	RCC	10	52	Rh/Ag	34	28,8	1,3	4,17
	LCC	10	51,5	Rh/Ag	34	28	1,28	4,07
	RMLO	13	51,3	Rh/Ag	34	29,5	1,32	4,25
	LMLO	9	57,9	Rh/Ag	34	36,1	1,48	5,27
SAE-1303-0911	LCC	9	37,7	Rh/Ag	34	25,7	1,21	3,57
	LMLO	11	43,9	Rh/Ag	34	28,4	1,26	4,02
MN-1303-0929	RCC	9	50,7	Rh/Ag	34	25,8	1,25	3,74
	LCC	10	58,1	Rh/Ag	34	30,4	1,35	4,48
	RMLO	7	68	Rh/Ag	34	43,6	1,75	6,83
	LMLO	9	71	Rh/Ag	34	43,6	1,77	6,9
CE-1303-0938	RCC	9	47,2	Rh/Ag	34	23,5	1,21	3,4
	LCC	10	41,2	Rh/Ag	34	21,3	1,16	3,05
	RMLO	10	48,3	Rh/Ag	34	25,7	1,26	3,71
	LMLO	11	42,7	Rh/Ag	34	22,5	1,18	3,23
BL-1303-0947	RCC	8	52,7	Rh/Ag	34	31,7	1,36	4,58
	LCC	10	48,1	Rh/Ag	34	32,6	1,37	4,63
	RMLO	11	53,5	Rh/Ag	34	32,8	1,38	4,75
	LMLO	9	55,3	Rh/Ag	34	38,5	1,53	5,55
PM-1303-1015	RCC	7	65	Rh/Ag	34	39,9	1,66	6,22
	LCC	10	58,1	Rh/Ag	34	37,3	1,5	5,44
	RMLO	10	60,5	Rh/Ag	34	36,8	1,5	5,42
	LMLO	8	56,7	Rh/Ag	34	33,8	1,42	4,94

Codice paziente	Proiezioni	Forza di compressione [daN]	Spessore [mm]	Target/ filtro	kVp	mAs	AGD [mGy]	ESE [mGy]
DSC-1303-1023	RCC	11	40,4	Rh/Ag	34	24,1	1,19	3,41
	LCC	10	43,1	Rh/Ag	34	26,6	1,25	3,77
	RMLO	10	50,8	Rh/Ag	34	33,2	1,38	4,75
	LMLO	15	59,4	Rh/Ag	34	40,2	1,55	5,87
MB-1303-1032	RCC	7	68,6	Rh/Ag	34	41,9	1,72	6,59
	LCC	8	65,5	Rh/Ag	34	39,2	1,63	6,13
	RMLO	7	67,9	Rh/Ag	34	49,2	1,89	7,63
	LMLO	9	66,1	Rh/Ag	34	51,1	1,9	7,85
BL-1303-1046	RCC	8	58,1	Rh/Ag	34	39	1,54	5,67
	LCC	12	55,5	Rh/Ag	34	35,2	1,45	5,11
	RMLO	9	59,2	Rh/Ag	34	43,4	1,64	6,32
	LMLO	7	58	Rh/Ag	34	43,5	1,63	6,3
PA-1303-1106	RCC	13	44,1	Rh/Ag	34	24,2	1,21	3,46
	LCC	7	48,7	Rh/Ag	34	26,5	1,26	3,82
	RMLO	11	45,2	Rh/Ag	34	25	1,24	3,59
	LMLO	13	49,3	Rh/Ag	34	28,2	1,31	4,06
GR-1303-1114	RCC	9	57,9	Rh/Ag	34	40,4	1,56	5,87
	LCC	11	55,3	Rh/Ag	34	35,6	1,45	5,17
	RMLO	11	58,5	Rh/Ag	34	45,5	1,67	6,58
	LMLO	9	55,8	Rh/Ag	34	39	1,54	5,64
CMP-1303-1135	RCC	7	35,1	Rh/Ag	34	22,4	1,1	3,01
	LCC	8	33,2	Rh/Ag	34	23,4	1,13	3,11
	RMLO	6	39,2	Rh/Ag	34	24	1,17	3,37
	LMLO	9	39,8	Rh/Ag	34	30,2	1,29	4,19
CB-1303-1146	RCC	10	21,9	Mo/Mo	26	28,4	0,66	2,09
	LCC	13	21,4	Mo/Mo	26	22,2	0,57	1,66
	RMLO	10	25,7	Mo/Mo	26	29	0,66	2,15
	LMLO	15	22,2	Mo/Mo	26	25	0,61	1,86
BE-1303-1208	RCC	10	32,9	Mo/Mo	26	55,9	1,03	4,11
	LCC	9	36,3	Rh/Ag	34	20,6	1,08	2,79
	RMLO	14	32,2	Mo/Mo	26	54,3	1,01	3,99
	LMLO	9	35,3	Rh/Ag	34	21,1	1,08	2,85
CL-1303-1217	RCC	6	51,6	Rh/Ag	34	28,9	1,29	4,19
	LCC	9	47,6	Rh/Ag	34	27,9	1,29	4
	RMLO	10	56,4	Rh/Ag	34	35,1	1,47	5,11
	LMLO	11	55	Rh/Ag	34	36,4	1,5	5,26
AL-1403-0843	RCC	7	40,3	Rh/Ag	34	24,5	1,2	3,46
	LCC	10	38,8	Rh/Ag	34	23,3	1,17	3,28
	RMLO	9	41,9	Rh/Ag	34	25,4	1,23	3,6
	LMLO	12	40,1	Rh/Ag	34	23,7	1,19	3,34
TA-1403-0905	RCC	9	73,2	Rh/Ag	34	62,6	2,17	9,73
	LCC	12	76,8	Rh/Ag	34	75,2	2,46	11,72
	RMLO	10	62,1	Rh/Ag	34	46,4	1,17	6,79
	LMLO	9	68	Rh/Ag	34	62,7	2,19	9,57
MM-1403-0913	RCC	7	38,2	Rh/Ag	34	24,8	1,2	3,46
	LCC	10	36,2	Rh/Ag	34	23,4	1,14	3,14
	RMLO	10	41,4	Rh/Ag	34	25	1,21	3,54
	LMLO	11	40,2	Rh/Ag	34	23,1	1,17	3,27
TM-1403-0958	RCC	9	58,3	Rh/Ag	34	36,6	1,49	5,35
	RMLO	10	59,30	Rh/Ag	34	44,50	1,66	6,46
LN-1403-1008	RCC	11	31,5	Rh/Ag	34	21,5	1,09	2,86
	LCC	11	30,9	Rh/Ag	34	21,2	1,07	2,81
	RMLO	9	32,3	Rh/Ag	34	20,4	1,06	2,73
	LMLO	9	35,2	Rh/Ag	34	21,2	1,06	2,85
AMC-1403-1030	RCC	11	36,2	Mo/Mo	26	46,7	0,93	3,5
	LCC	10	37,9	Mo/Mo	26	57,5	1,16	4,42
	RMLO	10	34,9	Mo/Mo	26	43,4	0,84	3,24
	LMLO	8	36,2	Mo/Mo	26	56,6	1,03	4,21
VE-1403-1042	LCC	15	54,8	Rh/Ag	34	26,7	1,3	3,94
	LMLO	14	64,3	Rh/Ag	34	37,6	1,62	5,89
CS-1403-1047	RCC	10	54,6	Rh/Ag	34	29	1,33	4,25
	LCC	11	60,8	Rh/Ag	34	31,8	1,42	4,73
	RMLO	14	59,1	Rh/Ag	34	33,7	1,48	4,96
	LMLO	12	68,8	Rh/Ag	34	40,6	1,7	6,41
NG-1403-1100	RCC	8	47,3	Rh/Ag	34	26,8	1,28	3,85
	LCC	10	41,8	Rh/Ag	34	24	1,19	3,41

Codice paziente	Proiezioni	Forza di compressione [daN]	Spessore [mm]	Target/ filtro	kVp	mAs	AGD [mGy]	ESE [mGy]
	RMLO	7	50,6	Rh/Ag	34	27,6	1,28	3,99
	LMLO	9	45,6	Rh/Ag	34	28	1,31	3,98
MM-1403-1110	RCC	11	49,5	Rh/Ag	34	39,3	1,49	5,55
	LCC	10	52,2	Rh/Ag	34	42,3	1,56	6
	RMLO	11	51,5	Rh/Ag	34	41,1	1,56	5,83
	LMLO	10	53,3	Rh/Ag	34	46,6	1,67	6,63
GE-1403-1118	RCC	10	58,2	Rh/Ag	34	31,5	1,39	4,64
	LCC	8	56,4	Rh/Ag	34	31,1	1,38	4,57
	RMLO	13	60,5	Rh/Ag	34	36,8	1,52	5,41
	LMLO	8	62,2	Rh/Ag	34	42,2	1,61	6,21
RR-1403-1132	RCC	7	31,8	Rh/Ag	34	23,2	1,13	3,08
	LCC	8	40,3	Rh/Ag	34	26,2	1,23	3,68
	RMLO	11	32,4	Rh/Ag	34	22,9	1,12	3,05
	LMLO	6	35	Rh/Ag	34	24,7	1,17	3,3
AS-1403-1201	RCC	10	45,1	Rh/Ag	34	27,8	1,28	3,95
	LCC	10	45,6	Rh/Ag	34	27,6	1,26	3,93
	RMLO	12	46,4	Rh/Ag	34	30,3	1,33	4,3
	LMLO	15	49,2	Rh/Ag	34	33,1	1,39	4,72
TG-1403-1216	RCC	9	43,5	Rh/Ag	34	25,5	1,22	3,63
	LCC	7	48,2	Rh/Ag	34	28	1,29	4,01
	RMLO	8	43,4	Rh/Ag	34	28	1,27	3,69
	LMLO	11	43	Rh/Ag	34	26,1	1,24	3,7
RR-1403-1226	RCC	6	50	Rh/Ag	34	25,1	1,25	3,65
	LCC	9	50	Rh/Ag	34	25,2	1,24	3,66
	RMLO	13	55,5	Rh/Ag	34	30,8	1,36	4,51
	LMLO	9	55,9	Rh/Ag	34	30,2	1,35	4,43
UMA-1703-0851	RCC	10	54,8	Rh/Ag	34	34,4	1,43	4,98
	LCC	15	52,8	Rh/Ag	34	34,3	1,41	4,94
	RMLO	16	56,8	Rh/Ag	34	39,5	1,55	5,72
	LMLO	11	60,5	Rh/Ag	34	43	1,64	6,28
CA-1703-0915	RCC	9	47,9	Rh/Ag	34	28,8	1,27	4,05
	LCC	8	45,9	Rh/Ag	34	27	1,27	3,85
	RMLO	12	51,8	Rh/Ag	34	32,2	1,39	4,64
	LMLO	10	52,4	Rh/Ag	34	30,2	1,32	4,38
AL-1703-0932	RCC	5	48,8	Rh/Ag	34	26,7	1,27	3,85
	LCC	6	52,5	Rh/Ag	34	29,3	1,32	4,25
	RMLO	11	53,9	Rh/Ag	34	32,1	1,39	4,66
	LMLO	7	54,3	Rh/Ag	34	31,1	1,37	4,53
CA-1703-0941	RCC	9	80,2	Rh/Ag	34	85,4	2,6	13,38
	LCC	6	74,3	Rh/Ag	34	75,2	2,45	11,61
	RMLO	14	75,8	Rh/Ag	34	81,5	2,59	12,6
	LMLO	11	69,8	Rh/Ag	34	68,4	2,28	10,44
GV-1703-1005	RCC	14	45,6	Rh/Ag	34	25,4	1,23	3,63
	LCC	14	47,9	Rh/Ag	34	26,7	1,25	3,84
	RMLO	7	56,5	Rh/Ag	34	33,9	1,42	4,94
	LMLO	10	50,3	Rh/Ag	34	28,4	1,27	4,09
FA-1703-1011	RCC	13	52,8	Rh/Ag	34	30,2	1,33	4,39
	LCC	11	50,3	Rh/Ag	34	27,2	1,28	3,94
	RMLO	14	60,6	Rh/Ag	34	36,4	1,5	5,36
	LMLO	12	54,5	Rh/Ag	34	30,3	1,33	4,42
PV-1703-1018	RCC	16	47,3	Rh/Ag	34	26,8	1,27	3,85
	LCC	12	46,7	Rh/Ag	34	26,3	1,26	3,77
	RMLO	13	57	Rh/Ag	34	34	1,43	4,97
	LMLO	13	57,3	Rh/Ag	34	31,6	1,4	4,64
OP-1703-1039	RCC	7	50,3	Rh/Ag	34	26,9	1,28	3,9
	LCC	6	56,1	Rh/Ag	34	30,5	1,36	4,48
	RMLO	16	53	Rh/Ag	34	28,4	1,3	4,15
	LMLO	12	57,1	Rh/Ag	34	33,5	1,45	4,91
UF-1703-1050	RCC	5	26	Mo/Mo	26	42	0,84	3,06
	LCC	10	23,1	Mo/Mo	26	37,9	0,78	2,74
	RMLO	14	27,4	Mo/Mo	26	42	0,84	3,07
	LMLO	6	28,9	Mo/Mo	26	48,8	0,93	3,56
RS-1703-1106	RCC	13	39	Rh/Ag	34	21,2	1,14	3,01
	LCC	10	43,8	Rh/Ag	34	26,6	1,26	3,78
	RMLO	15	44,9	Rh/Ag	34	24,3	1,22	3,49
	LMLO	14	49,4	Rh/Ag	34	31,1	1,37	4,46

Codice paziente	Proiezioni	Forza di compressione [daN]	Spessore [mm]	Target/ filtro	kVp	mAs	AGD [mGy]	ESE [mGy]
PS-1703-1111	RCC	9	62,3	Rh/Ag	34	49,5	1,77	7,24
	LCC	7	64,6	Rh/Ag	34	43,5	1,73	6,72
	RMLO	11	63	Rh/Ag	34	48,4	1,76	7,11
	LMLO	13	65	Rh/Ag	34	50,7	1,86	7,76
BI-1703-1136	RCC	9	51,7	Rh/Ag	34	31	1,35	4,47
	LCC	10	64,7	Rh/Ag	34	60,1	2,07	9,08
	RMLO	12	50,7	Rh/Ag	34	29,3	1,33	4,29
	LMLO	6	67,8	Rh/Ag	34	63,5	2,19	9,67
FN-1703-1148	RCC	12	33,7	Mo/Mo	26	42,8	0,86	3,19
	LCC	13	35,2	Mo/Mo	26	53,2	1,01	3,95
	RMLO	11	44,7	Rh/Ag	34	23,4	1,2	3,36
	LMLO	14	44	Rh/Ag	34	22,7	1,2	3,26

Tabella 5: parametri di esposizione e dosimetrici delle proiezioni eseguite

4.4.4 Calcolo del SNR e CNR

Per l'analisi delle immagini è stata utilizzata di default la proiezione cranio-caudale destra (RCC) di ciascuna paziente. In tre casi specifici, a causa di pregressi interventi chirurgici o della presenza di protesi che rendevano la RCC non disponibile, si è optato per la proiezione cranio-caudale sinistra (LCC).

Al fine di garantire la massima confrontabilità delle misurazioni, a tutti i radiogrammi è stata applicata una finestra di visualizzazione W = 875, valore scelto per preservare le caratteristiche visive dell'immagine originale.

Utilizzando il software di visualizzazione e post-elaborazione multimodale, Syngo.via, sviluppato da Siemens Healthineers, su ogni immagine analizzata sono state tracciate due regioni di interesse (ROI) della stessa area (circa 1 cm^2):

- **ROI_1:** posizionata in corrispondenza del tessuto adiposo.
- **ROI_2:** posizionata in corrispondenza del tessuto ghiandolare.

Per ciascuna ROI sono stati registrati il valore medio del segnale (M) e la relativa deviazione standard (SD). A partire da questi parametri, sono stati calcolati i seguenti indici di qualità:

- **Rapporto Segnale-Rumore (SNR):** valutato specificamente sul tessuto adiposo, impiegando quindi i valori M_1 e SD_1 estratti dalla ROI_1.

$$SNR = \frac{M_1}{SD_1}$$

- **Rapporto Contrasto-Rumore (CNR):** calcolato confrontando i valori del tessuto adiposo (ROI_1) con quelli del tessuto ghiandolare (ROI_2).

$$CNR = \frac{|M_1 - M_2|}{\sqrt{SD_1^2 + SD_2^2}}$$

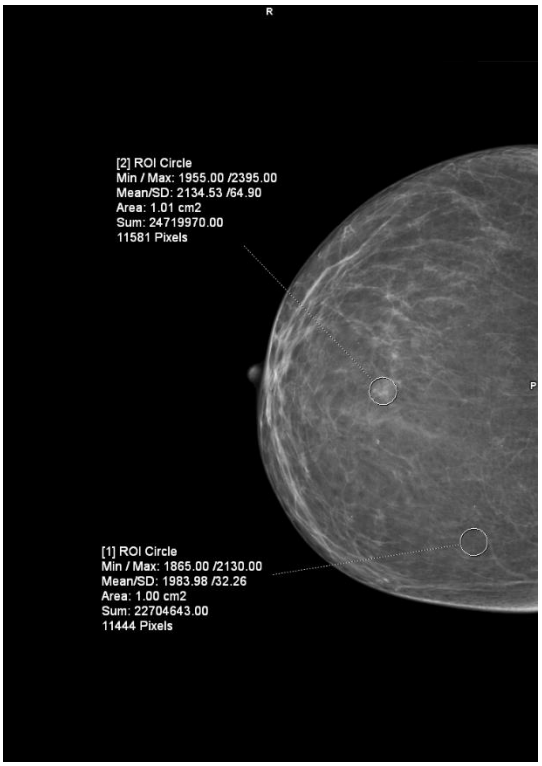


Figura 14: ROI_1 e ROI_2 disegnate sull'immagine (RCC) di una paziente appartenente alla categoria A della classificazione della densità mammaria BI-RADS/ACR

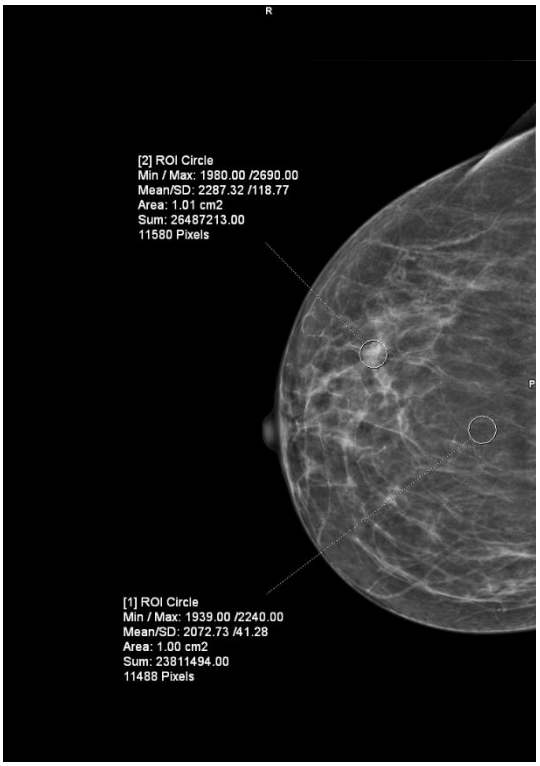


Figura 15: ROI_1 e ROI_2 disegnate sull'immagine (RCC) di una paziente appartenente alla categoria B della classificazione della densità mammaria BI-RADS/ACR

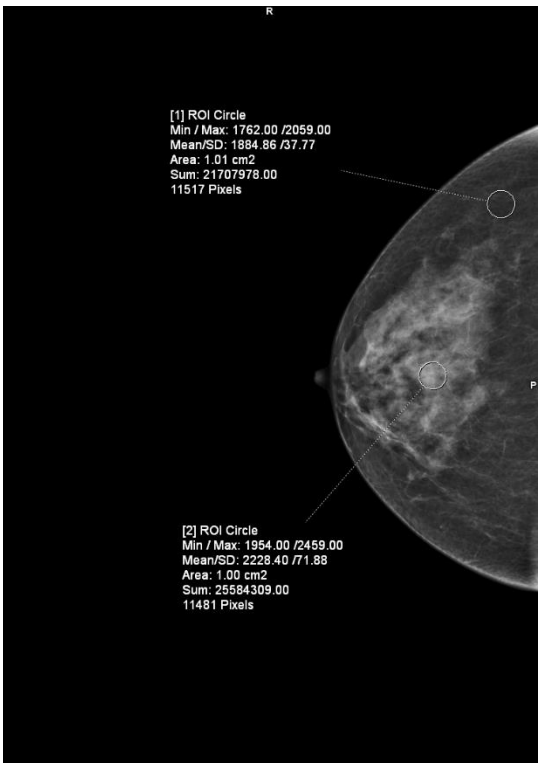


Figura 16: ROI_1 e ROI_2 disegnate sull'immagine (RCC) di una paziente appartenente alla categoria C della classificazione della densità mammaria BI-RADS/ACR

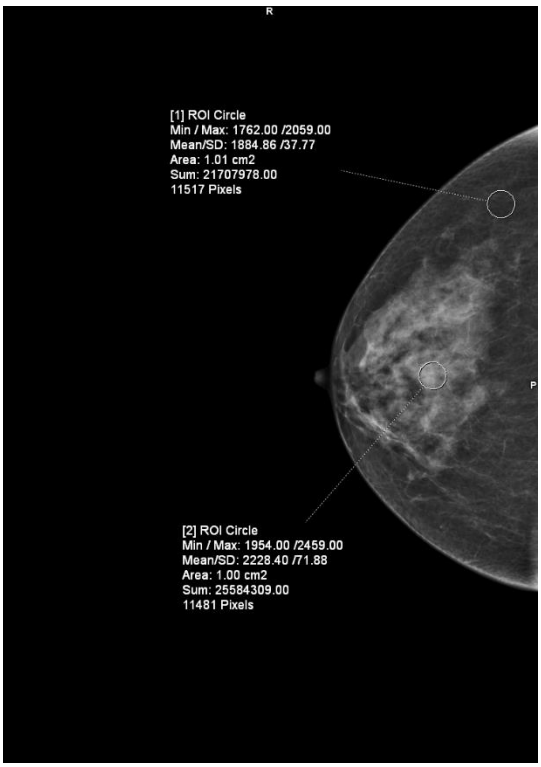


Figura 14: ROI_1 e ROI_2 disegnate sull'immagine (RCC) di una paziente appartenente alla categoria D della classificazione della densità mammaria BI-RADS/ACR

4.4.5 Classificazione dei dati

Ai fini dell'analisi dei dati, il campione di pazienti è stato suddiviso seguendo due criteri distinti:

- Percezione del dolore: le pazienti sono state divise in due categorie, “Comfort” e “Discomfort”, in base al punteggio riportato nel questionario di valutazione del dolore (scala VAS):
    - Comfort: punteggi da 0 a 5;
    - Discomfort: punteggi da 6 a 10;
- Forza di compressione: le pazienti sono state classificate in tre sottogruppi a seconda della forza applicata durante l'esame:
    - Compressione Bassa: ≤ 6 daN
    - Compressione Media: da 7 daN a 10 daN
    - Compressione Alta: > 10 daN

Tali soglie sono state definite suddividendo proporzionalmente l’intervallo dei valori riscontrati tra 3 daN e 16 daN.

Infine, per rispondere agli obiettivi dello studio, è stata strutturata una tabella riassuntiva (Tabella 4.3) contenente esclusivamente i parametri di interesse per l'analisi.
Per ciascuna paziente sono stati riportati i seguenti dati:

- Proiezione analizzata;
- Punteggio della percezione del dolore (scala VAS);
- Classificazione in base al dolore (Comfort / Discomfort);
- Categoria di densità mammaria (BI-RADS/ACR);
- Forza di compressione applicata [daN];
- Gruppo di compressione di appartenenza (Bassa / Media / Alta);
- Rapporto Segnale-Rumore (SNR);
- Rapporto Contrasto-Rumore (CNR);
- Dose Ghiandolare Media, AGD [mGy];
- Dose Superficiale alla mammella, ESE [mGy].

Codice paziente	Proiezione	Percezione dolore	Comfort/ Discomfort	BI-RADS /ACR	Forza compr. [daN]	Gruppo compressione	SNR	CNR	AGD [mGy]	ESE [mGy]
TA-1203-0840	RCC	3	Comfort	C	8	Compr. Media	43,87	4,91	1,07	2,74
GR-1203-0849	RCC	6	Discomfort	B	6	Compr. Bassa	48,73	2,25	0,9	3,38
MI-1203-0900	RCC	1	Comfort	D	6	Compr. Bassa	28,38	2,11	1,07	2,8
ON-1203-0923	LCC	7	Discomfort	A	3	Compr. Bassa	51,85	0,8	1,21	3,47
SD-1203-0931	RCC	2	Comfort	B	11	Compr. Alta	61,08	1,6	1,82	7,2
FF-1203-0947	RCC	1	Comfort	C	3	Compr. Bassa	34,77	2,09	1,23	3,59
BL-1203-1007	RCC	2	Comfort	C	6	Compr. Bassa	45,48	4,64	1,45	5,13
PA-1203-1016	RCC	1	Comfort	B	6	Compr. Bassa	50,44	2,78	0,94	3,58
RD-1203-1022	RCC	1	Comfort	C	8	Compr. Media	61,56	2	1,79	7,18
LMV-1203-1036	RCC	5	Comfort	C	6	Compr. Bassa	59,8	2,84	2,12	9,16
RL-1203-1041	RCC	4	Comfort	C	8	Compr. Media	35	1,78	1,33	4,35
GA-1203-1123	RCC	7	Discomfort	A	14	Compr. Alta	60,21	2,02	1,15	3,06
TP-1203-1144	RCC	3	Comfort	B	5	Compr. Bassa	49,15	2,6	1,2	3,28
FA-1203-1212	RCC	7	Discomfort	C	7	Compr. Media	54,05	3,12	1,41	4,91
BS-1303-0836	RCC	7	Discomfort	B	12	Compr. Alta	35,54	2,6	0,79	2,75
CA-1303-0844	RCC	1	Comfort	C	11	Compr. Alta	62,32	2,67	1,27	4,06
BG-1303-0855	RCC	3	Comfort	B	10	Compr. Media	47,74	2,59	1,3	4,17
SAE-1303-0911	LCC	5	Comfort	C	9	Compr. Media	46,68	3,94	1,21	3,57
MN-1303-0929	RCC	2	Comfort	B	9	Compr. Media	61,12	1,9	1,25	3,74
CE-1303-0938	RCC	9	Discomfort	B	9	Compr. Media	50,41	1,14	1,21	3,4
BL-1303-0947	RCC	3	Comfort	C	8	Compr. Media	33,9	3,13	1,36	4,58
PM-1303-1015	RCC	8	Discomfort	B	7	Compr. Media	53,65	2,39	1,66	6,22
DSC-1303-1023	RCC	5	Comfort	C	11	Compr. Alta	43,18	3,26	1,19	3,41
MB-1303-1032	RCC	9	Discomfort	B	7	Compr. Media	57,55	2,28	1,72	6,59
BL-1303-1046	RCC	8	Discomfort	C	8	Compr. Media	43,3	3,33	1,54	5,67
PA-1303-1106	RCC	3	Comfort	B	13	Compr. Alta	56,61	1,72	1,21	3,46
GR-1303-1114	RCC	2	Comfort	D	9	Compr. Media	41,85	3,76	1,56	5,87
CMP-1303-1135	RCC	9	Discomfort	D	7	Compr. Media	25,57	2,33	1,1	3,01
CB-1303-1146	RCC	5	Comfort	B	10	Compr. Media	46,13	2,01	0,66	2,09
BE-1303-1208	RCC	0	Comfort	B	10	Compr. Media	49,75	3,36	1,03	4,11
CL-1303-1217	RCC	9	Discomfort	B	6	Compr. Bassa	49,33	1,73	1,29	4,19
AL-1403-0843	RCC	3	Comfort	C	7	Compr. Media	41,96	2,87	1,2	3,46
TA-1403-0905	RCC	1	Comfort	C	9	Compr. Media	44,04	2,95	2,17	9,73
MM-1403-0913	RCC	3	Comfort	C	7	Compr. Media	46,49	4,81	1,2	3,46
TM-1403-0958	RCC	8	Discomfort	B	9	Compr. Media	37,41	2,76	1,49	5,35
LN-1403-1008	RCC	3	Comfort	C	11	Compr. Alta	34,92	2,43	1,09	2,86
AMC-1403-1030	RCC	0	Comfort	B	11	Compr. Alta	50,13	0,92	0,93	3,5
VE-1403-1042	LCC	1	Comfort	A	15	Compr. Alta	56	0,54	1,3	3,94
CS-1403-1047	RCC	1	Comfort	B	10	Compr. Media	63,27	1,62	1,33	4,25
NG-1403-1100	RCC	5	Comfort	C	8	Compr. Media	57,85	2,8	1,28	3,85
MM-1403-1110	RCC	5	Comfort	C	11	Compr. Alta	39,96	5,32	1,49	5,55
GE-1403-1118	RCC	1	Comfort	C	10	Compr. Media	55,23	0,86	1,39	4,64
RR-1403-1132	RCC	8	Discomfort	D	7	Compr. Media	33,38	5,12	1,13	3,08
AS-1403-1201	RCC	6	Discomfort	C	10	Compr. Media	49,6	4,33	1,28	3,95
TG-1403-1216	RCC	7	Discomfort	C	9	Compr. Media	28,81	1,83	1,22	3,63
RR-1403-1226	RCC	5	Comfort	A	6	Compr. Bassa	66,81	1,79	1,25	3,65
UMA-1703-0851	RCC	3	Comfort	C	10	Compr. Media	52,32	2,59	1,43	4,98
CA-1703-0915	RCC	1	Comfort	C	9	Compr. Media	52,76	3,35	1,27	4,05
AL-1703-0932	RCC	0	Comfort	B	5	Compr. Bassa	58,94	2,28	1,27	3,85
CA-1703-0941	RCC	7	Discomfort	C	9	Compr. Media	45,77	6,31	2,6	13,38
GV-1703-1005	RCC	1	Comfort	B	14	Compr. Alta	51,26	3,46	1,23	3,63
FA-1703-1011	RCC	1	Comfort	C	13	Compr. Alta	43,96	2,29	1,33	4,39
PV-1703-1018	RCC	2	Comfort	B	16	Compr. Alta	59,15	4,21	1,27	3,85
OP-1703-1039	RCC	1	Comfort	B	7	Compr. Media	45,11	2,95	1,28	3,9
UF-1703-1050	RCC	3	Comfort	B	5	Compr. Bassa	40,29	3,11	0,84	3,06
RS-1703-1106	RCC	7	Discomfort	C	13	Compr. Alta	57,67	1,93	1,14	3,01
PS-1703-1111	RCC	2	Comfort	C	9	Compr. Media	62,55	7,23	1,77	7,24
BI-1703-1136	RCC	6	Discomfort	C	9	Compr. Media	59,12	2,82	1,35	4,47
FN-1703-1148	RCC	1	Comfort	B	12	Compr. Alta	48,11	1,1	0,86	3,19

Tabella 6: tabella riassuntiva dei dati utili per l'analisi

5. RISULTATI

In questo capitolo vengono presentati ed esaminati i risultati dello studio condotto su un campione di 59 pazienti sottoposte a mammografia mediante il sistema GE Senographe Pristina. L'analisi è volta a valutare le interrelazioni tra i parametri tecnici ed erogati dall'apparecchiatura (forza di compressione, indici di qualità d'immagine SNR e CNR, dose AGD ed ESE), le caratteristiche anatomiche della mammella (densità BI-RADS/ACR) e la percezione soggettiva del dolore riferita dalle pazienti. Nei paragrafi seguenti i dati raccolti vengono descritti in dettaglio in riferimento ai singoli obiettivi prefissati.

5.1 DISTRIBUZIONE DELLA PERCEZIONE DEL DOLORE

L'analisi dei dati raccolti tramite il questionario ha consentito di rappresentare la distribuzione del dolore percepito dalle 59 pazienti durante l'esecuzione dell'esame mammografico, valutato su una scala numerica compresa tra 0 (assenza totale di dolore) e 10 (dolore massimo). Sull'asse delle ascisse (asse x) sono riportati i punteggi di dolore indicati dalle pazienti, mentre l'asse delle ordinate (asse y) riporta la frequenza assoluta, ovvero il numero di pazienti corrispondente a ciascun livello di dolore.

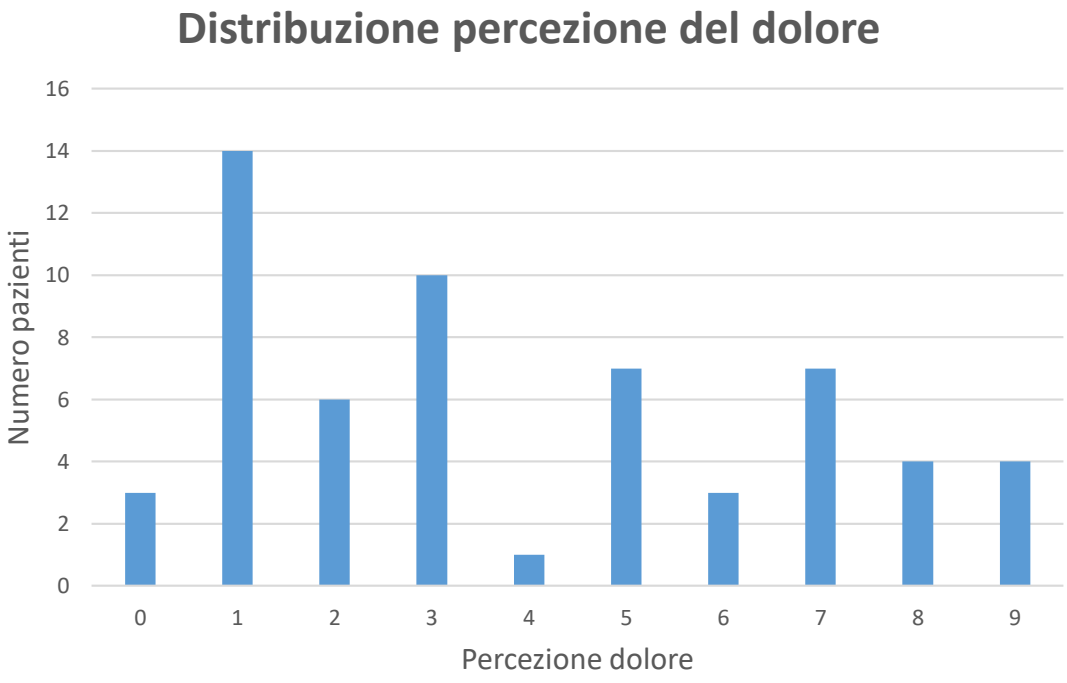


Grafico 2: distribuzione della percezione del dolore

Per favorire la leggibilità dei dati, i risultati sono stati riassunti anche in forma percentuale nella seguente tabella.

Percezione del dolore	Numero pazienti	Percentuale pazienti
0	3	5,1 %
1	14	23,7 %
2	6	10,2 %
3	10	16,9 %
4	1	1,7 %
5	7	11,9 %
6	3	5,1 %
7	7	11,9 %
8	4	6,8 %
9	4	6,8 %
10	0	0,0 %
Totale	59	100,0 %

Tabella 7: distribuzione della percezione del dolore.

Dall'analisi della distribuzione si evidenzia una netta asimmetria positiva (sbilanciata verso i valori medio-bassi di dolore), accompagnata tuttavia da una marcata variabilità nella risposta individuale. Complessivamente, 33 pazienti su 59 (pari al 55,9%) hanno attribuito alla compressione un punteggio compreso tra 0 e 3, indicando una tollerabilità medio-alta della procedura. In particolare, 3 pazienti (5,1%) hanno riportato una completa assenza di dolore (punteggio 0) e nessuna paziente ha indicato il valore massimo della scala (punteggio 10). Sebbene oltre la metà del campione consideri la compressione mammografica un'esperienza poco dolorosa o ben tollerata, circa una donna su quattro (15 pazienti, pari al 25,5%) riferisce un fastidio o un dolore significativo (punteggi tra 7 e 9). Tale eterogeneità sottolinea come la percezione soggettiva del dolore durante l'esame presenti una marcata variabilità interindividuale, suggerendo l'influenza di fattori anatomici, fisiologici o emotivi specifici della singola paziente.

5.2 CORRELAZIONE TRA DOLORE E COMPRESSIONE

Per rappresentare la variazione della percezione del dolore rispetto alla forza di compressione delle 59 pazienti, è stato scelto un grafico a dispersione in cui ogni punto rappresenta una paziente. Sull'asse orizzontale (asse x) troviamo la percezione del dolore, valutata su una scala numerica da 0 a 10 e sull'asse verticale (asse y) la forza di compressione applicata durante l'esame mammografico, espressa in daN. La linea arancione riporta la forza media per ogni livello di dolore, tracciata con l'obiettivo di verificare se la forza aumenti al crescere del dolore.

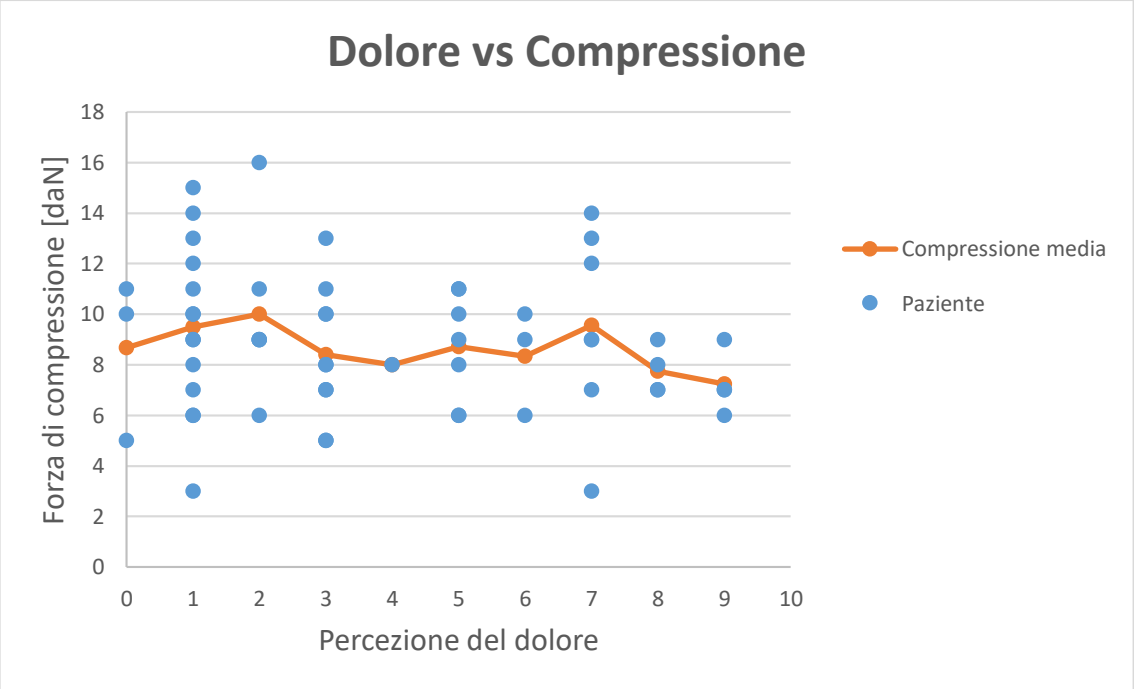


Grafico 3: correlazione tra percezione del dolore e forza di compressione

Dall'osservazione della distribuzione dei dati, emerge innanzitutto che la maggior parte degli esami si concentra in una fascia di compressione, che va tra i 6 daN e gli 11 daN. Per quanto concerne la sintomatologia dolorosa, i valori riportati coprono quasi l'intera estensione della scala, partendo da 0 (assoluta assenza di dolore) fino a raggiungere picchi di 9 (dolore molto intenso). In particolare nella fascia centrale (tra i 6 daN e i 9 daN), i punteggi di dolore risultano estremamente eterogenei, infatti a parità di forza applicata (ad esempio a 7 daN o a 9 daN), le risposte delle pazienti variano in modo drastico, coprendo l'intero spettro da valori minimi (1) fino ai valori massimi (8 e 9).

Contrariamente a quanto ci si potrebbe aspettare in linea teorica, le forze di compressione più elevate (nell'intervallo tra 12 daN e 16 daN) non sono associate ai picchi di dolore. In questa fascia, la maggior parte delle pazienti ha riportato valori di dolore medio-bassi,

prevalentemente compresi tra 1 e 3, con il caso a maggiore compressione (16 daN) che ha registrato un dolore pari a 2. Anche alle compressioni più basse (es. 3 daN), si osserva una risposta discordante, con pazienti che non avvertono quasi fastidio (1) e altre che riportano un dolore medio-alto (7).

Analizzando l'andamento dei punti, non si evince una chiara correlazione tra le due variabili, infatti l'aumento della forza di compressione non si traduce in un sistematico e proporzionale aumento del dolore percepito. Al contrario, il grafico evidenzia che a fronte dello stesso stimolo meccanico, la reazione soggettiva cambia enormemente da persona a persona.

Possiamo arrivare allo stesso risultato anche guardando l'andamento sul grafico della media della forza di compressione, calcolata per ogni punteggio della scala della percezione del dolore. La linea delle medie non mostra un aumento regolare, infatti la forza media raggiunge il valore massimo (10 daN) con dolore pari a 2, poi diminuisce, aumenta nuovamente con dolore pari a 7 e infine cala nei livelli 8 e 9. Pertanto la forza media non aumenta gradualmente al crescere del punteggio di dolore.

Inoltre, dopo aver suddiviso in fasce sia i valori della percezione del dolore che quelli della forza di compressione, è stata creata la seguente tabella.

Compressione [daN]	Comfort (0 - 5)	Discomfort (6 -10)	Totale pazienti	Discomfort %
Bassa (3 - 6)	9	3	12	25,0%
Media (7 - 10)	20	12	32	37,5%
Alta (11 – 16)	12	3	15	20,0%

Tabella 8: correlazione tra gruppi di percezione del dolore (comfort/discomfort) e gruppi di compressione (bassa/media/alta)

La percentuale di discomfort è maggiore nella compressione media (37,5%), ma diminuisce nella compressione alta (20,0%), diventando persino inferiore a quella della compressione bassa (25,0%). Questo conferma che la relazione non è lineare, per cui una compressione più alta non è associata, in questi dati, ad una percentuale progressivamente maggiore di discomfort. Il fatto che con compressione media sia associata la percentuale più alta di discomfort (37,5%) non dimostra che la compressione media causi maggior disagio, perché il gruppo a compressione media è anche il più numeroso, con 32 osservazioni su 59 pazienti.

5.3 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E DOLORE

Per rappresentare la variazione della percezione del dolore rispetto alle categorie della densità mammaria in base alla classificazione BI-RADS/ACR delle 59 pazienti, è stato scelto un grafico a dispersione in cui ogni punto rappresenta una paziente. Sull'asse orizzontale (asse x) troviamo le 4 categorie BI-RADS/ACR, classificate dalla A (mammella più adiposa) alla D (mammella più densa) e sull'asse verticale (asse y) la percezione del dolore, valutata su una scala numerica da 0 a 10. La linea arancione riporta il dolore medio per ogni categoria, tracciata con l'obiettivo di verificare se il dolore aumenti proporzionalmente alla densità della mammella.

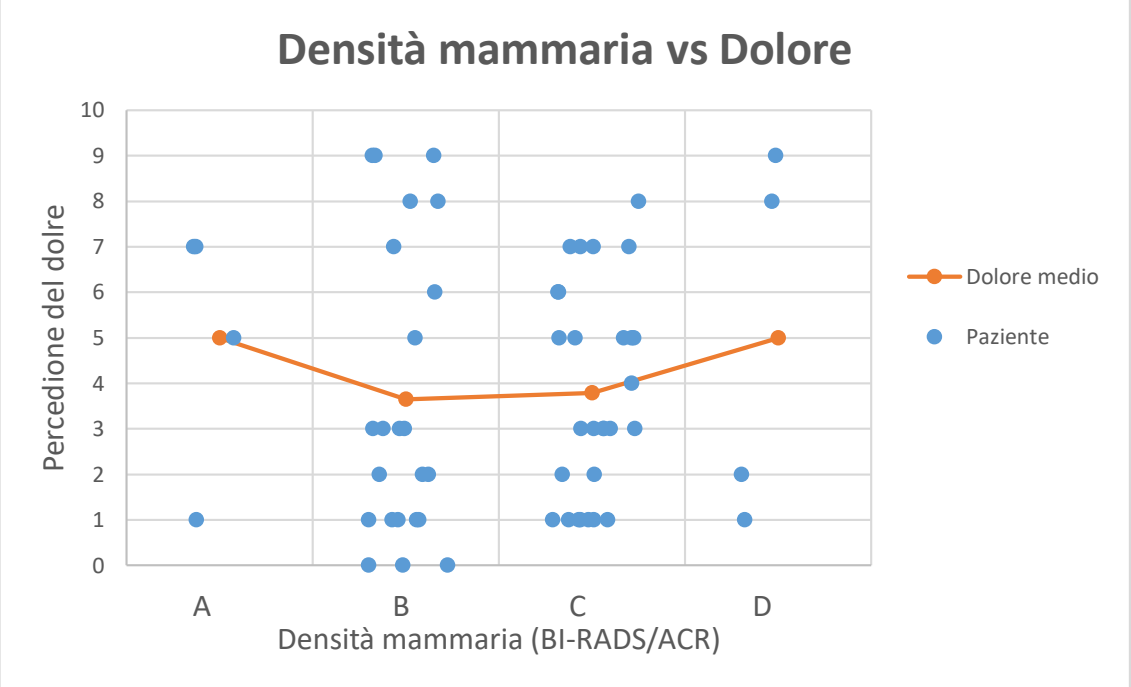


Grafico 4: correlazione tra densità mammaria e percezione del dolore

Dalla distribuzione dei singoli punti si comprende immediatamente come il campione non sia distribuito in modo omogeneo tra le quattro categorie. La stragrande maggioranza delle pazienti, in accordo con la distribuzione tipica nella popolazione, presenta una densità mammaria di tipo B o C, mentre i seni di tipo A o di tipo D risultano molto meno rappresentati nel campione in esame.

Nelle categorie B e C si trovano sia punteggi di dolore molto bassi sia punteggi molto alti: questo indica che, a parità di composizione ghiandolare, la percezione dolorosa associata alla compressione varia in modo drastico da donna a donna.

Analizzando l'andamento del dolore medio (linea arancione), si osserva che il suo valore diminuisce dalla categoria A alla B, rimane quasi invariato nella C e aumenta nuovamente nella D. Non si osserva quindi un aumento progressivo del dolore al crescere della densità del tessuto.
Le categorie B e C sono quelle con più osservazioni, rispettivamente 23 e 28. Le loro medie sono molto simili, 3,65 e 3,79 e questo suggerisce che non emerge una differenza importante della percezione del dolore tra B e C. Le categorie A e D, pur mostrando la media più alta, contengono soltanto 4 osservazioni ciascuna e presentano una notevole variabilità: le loro medie vanno quindi interpretate con cautela, in quanto poco affidabili. Nel complesso, i dati non supportano l'esistenza di una relazione chiara tra densità mammaria e percezione del dolore.

Nella tabella seguente è rappresentato il confronto tra i pazienti che hanno provato la sensazione di comfort e discomfort in base alle categorie BI-RADS/ACR.

Categoria BI-RADS/ACR	Comfort	Discomfort	Totale pazienti	Discomfort %
A	2	2	4	50,0%
B	16	7	23	30,4%
C	21	7	28	25,0%
D	2	2	4	50,0%

Tabella 9: correlazione tra gruppi di percezione del dolore (comfort/discomfort) e categorie densità mammaria (BI-RADS/ACR)

Anche in questo confronto, la percentuale di discomfort non aumenta regolarmente con la densità mammaria passando da 50,0% in A a 30,4% in B, poi a 25,0% in C e torna a 50,0% in D.

5.4 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E COMPRESSIONE

Per valutare la variazione della forza di compressione al variare delle classi di densità mammaria nelle 59 pazienti analizzate, è stato utilizzato un grafico a dispersione, all'interno del quale ciascun punto rappresenta una singola paziente. Sull'asse orizzontale (asse x) troviamo le 4 categorie BI-RADS/ACR, classificate dalla A (mammella prevalentemente adiposa) alla D (mammella estremamente densa) e sull'asse verticale (asse y) la forza di compressione, applicata durante l'esame mammografico, espressa in daN. Per verificare l'ipotesi di una potenziale riduzione progressiva della forza all'aumentare della densità della mammella, nel grafico è stata tracciata in arancione la linea spezzata congiungente i valori medi della forza di compressione per ciascuna categoria.

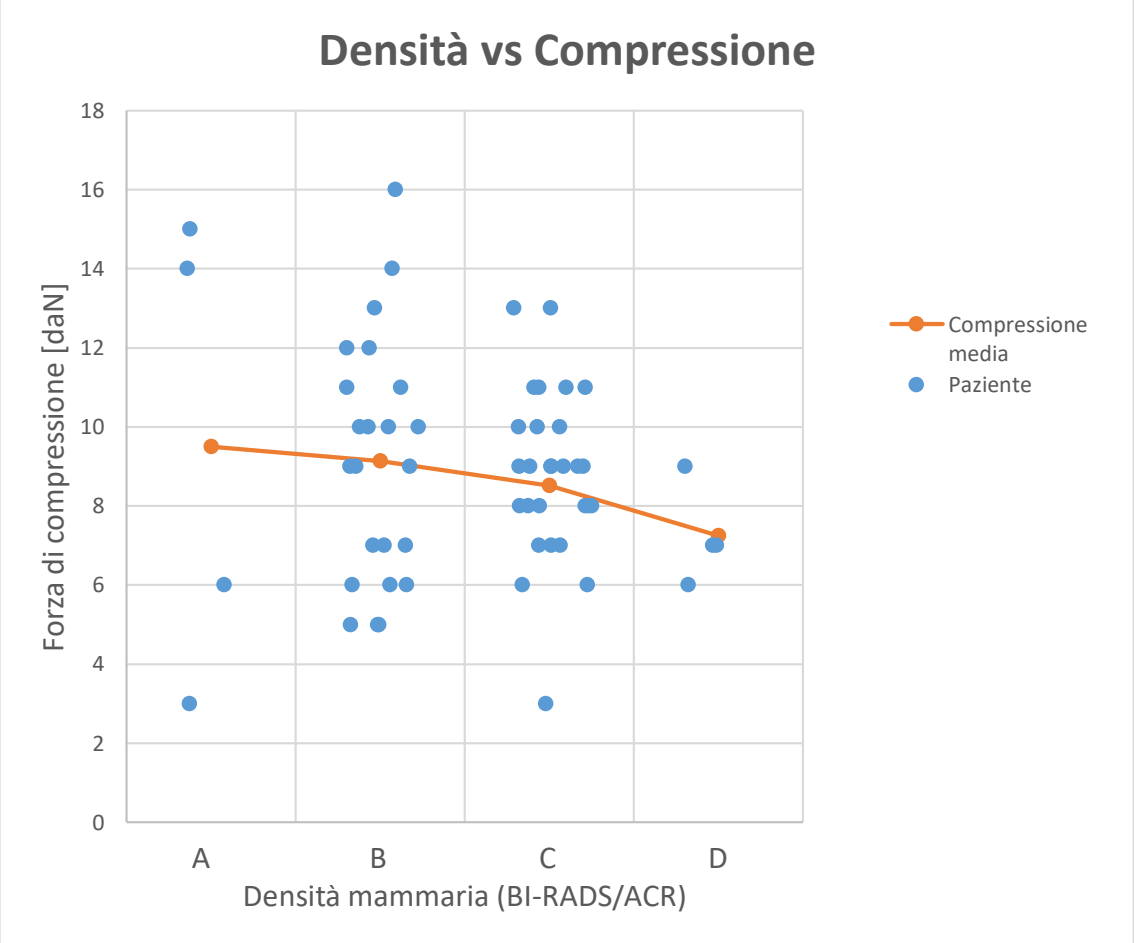


Grafico 5: correlazione tra densità mammaria e forza di compressione

Dall'osservazione dei singoli punti emerge una ampia sovrapposizione tra i diversi gruppi:

- categoria BI-RADS/ACR A (4 pz): forza di compressione varia da 3 daN a 15 daN;
- categoria BI-RADS/ACR B (23 pz): forza di compressione varia da 5 daN a 16 daN;
- categoria BI-RADS/ACR C (28 pz): forza di compressione varia da 3 daN a 13 daN;
- categoria BI-RADS/ACR D (4 pz): forza di compressione varia da 6 daN a 9 daN.

Pazienti appartenenti alla stessa categoria di densità mammaria hanno pertanto ricevuto forze di compressione anche molto differenti; parallelamente, valori di forza analoghi si riscontrano trasversalmente in classi BI-RADS diverse. Le categorie B e C, che comprendono la maggior parte del campione (51 pazienti), presentano distribuzioni sovrapponibili senza una netta separazione dei valori di compressione. La categoria D presenta invece le forze mediamente più basse e un intervallo osservato più ristretto, compreso tra 6 daN e 9 daN. Tale risultato riguarda però soltanto quattro pazienti, come anche la categoria A. I valori delle due categorie estreme devono quindi essere interpretati come descrizione di pochi casi, senza considerarli rappresentativi di tutte le pazienti con quelle caratteristiche.

Osservando l'andamento della linea della compressione media, si nota una progressiva diminuzione della forza di compressione al crescere della densità mammaria. La forza media è pari a 9,50 daN nella categoria A, 9,13 daN nella B, 8,52 daN nella C e 7,25 daN nella D. La flessione della linea arancione appare contenuta nel passaggio tra le categorie A, B e C, mentre diventa più marcata nel passaggio dalla classe C alla D, con una differenza complessiva tra le categorie estreme (A e D) pari a 2,25 daN.

Nel complesso, l'analisi di questi dati suggerisce una tendenza inversa tra densità mammaria e forza di compressione, in quanto passando dalla categoria A (mammella adiposa) alla D (mammella ghiandolare), la forza media diminuisce. Tuttavia, l'ampia dispersione e sovrapposizione dei valori dei valori confermano che la forza applicata durante l'esame non è condizionata in modo rigido dalla densità mammaria, ma dipende da una combinazione di fattori individuali, quali il volume della mammella, la conformazione anatomica e la tollerabilità della singola paziente.

Nella seguente tabella viene rappresentata l'associazione dei 3 gruppi di compressione mammaria con le categorie BI-RADS/ACR della densità mammaria.

Categoria BI-RADS/ ACR	Compr. bassa	Compr. media	Compr. alta	Tot. pz	Compr. bassa %	Compr. media %	Compr. alta %
A	2	0	2	4	50,0%	0,0%	50,0%
B	6	10	7	23	26,1%	43,5%	30,4%
C	3	19	6	28	10,7%	67,9%	21,4%
D	1	3	0	4	25,0%	75,0%	0,0%

Tabella 10: correlazione tra gruppi di compressione (bassa/media/alta) e categorie densità mammaria (BI-RADS/ACR)

La compressione media è la più frequente nelle categorie B, C e D, con percentuali rispettivamente del 43,5%, 67,9% e 75,0%. Nella categoria A, invece, le quattro pazienti si dividono equamente tra compressione bassa e alta, senza casi di compressione media. La percentuale di compressione alta mostra un andamento progressivamente decrescente dalla categoria A (50,0%) alla D (0,0%), suggerendo una minore tendenza all'impiego di forze elevate sui seni a maggiore densità. Anche in questo caso, la tendenza va considerata con cautela data la ridotta numerosità campionaria dei gruppi A e D.

5.5 CORRELAZIONE TRA COMPRESSIONE E SNR

Per rappresentare la variazione del rapporto segnale-rumore (SNR) in funzione della forza di compressione delle 59 pazienti, è stato scelto un grafico a dispersione in cui ogni punto rappresenta una paziente. Sull'asse orizzontale (asse x) è riportata la forza di compressione applicata durante l'esame mammografico, espressa in daN e sull'asse verticale (asse y) è rappresentato il rapporto segnale-rumore (SNR). Oltre ai singoli valori puntuali, il grafico include due linee spezzate che tracciano rispettivamente l'andamento del SNR medio (in arancione) e della mediana del SNR (in verde) per ogni livello di forza applicata.

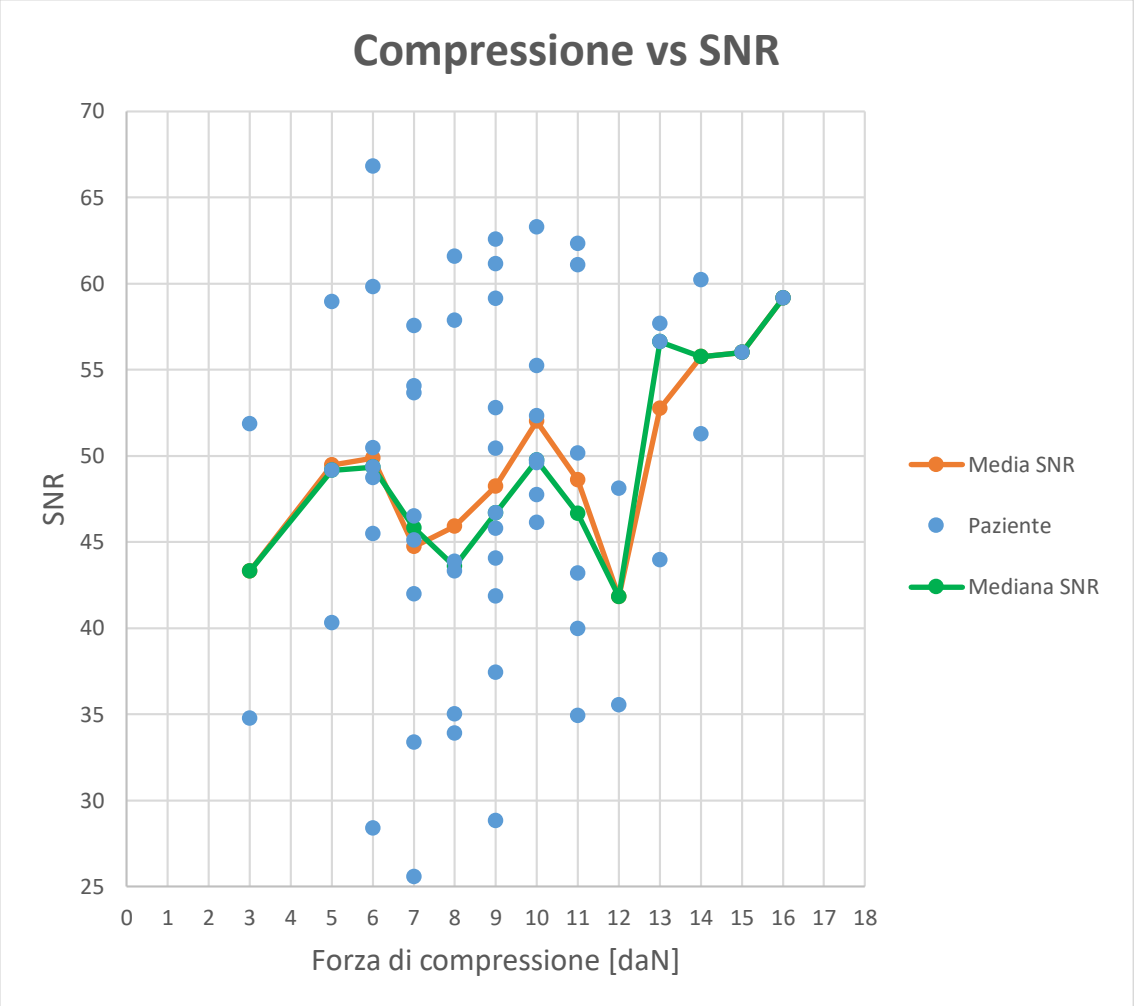


Grafico 6: correlazione tra forza di compressione e rapporto segnale-rumore (SNR)

La distribuzione dei punti mostra un'ampia variabilità dello SNR a parità di forza di compressione erogata. Tale dispersione risulta particolarmente evidente nell'intervallo compreso tra 7 daN e 11 daN, all'interno del quale si registrano contemporaneamente sia valori relativamente bassi che elevati di SNR. Ad esempio, in corrispondenza dei 7 daN,

il SNR varia da poco più di 25 fino a circa 57,5; analogamente, a 9 daN si osserva un'escursione che va da circa 28,5 a oltre 62. Questo indica che l'applicazione della stessa forza di compressione possa associarsi a livelli di qualità d'immagine, in termini di rapporto segnale-rumore, ampiamente eterogenei.

Analizzando le linee della media (arancione) e della mediana (verde), si nota che esse seguono percorsi ampiamente sovrapponibili, ma che presentano un andamento marcatamente irregolare, caratterizzato da frequenti oscillazioni con successivi incrementi e decrementi.

Sebbene oltre la soglia dei 12 daN sia la media sia la mediana mostrino un trend apparentemente crescente, che potrebbe far ipotizzare un aumento dell'SNR all'aumentare della compressione, è opportuno evidenziare come tali valori medi e mediani siano stati calcolati su un numero estremamente ridotto di osservazioni (addirittura su un singolo dato puntuale), facendo sì che, questo incremento isolato non possa essere considerato rappresentativo.

In definitiva, la lettura del grafico non evidenzia una relazione crescente regolare tra forza di compressione applicata e rapporto segnale-rumore. Valori elevati di SNR si riscontrano anche a fronte di forze basse o intermedie, mentre valori inferiori si osservano a diversi livelli di compressione. L'andamento rilevato suggerisce quindi che, nel campione esaminato, una maggiore forza di compressione non si accompagni sistematicamente a un maggiore rapporto segnale-rumore.

5.6 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E SNR

Per valutare la relazione tra la densità mammaria e la qualità dell'immagine espressa in termini di rapporto segnale-rumore (SNR), è stato utilizzato un grafico a dispersione sul campione totale di 59 pazienti. Sull'asse delle ascisse (asse x) sono riportate le 4 categorie BI-RADS/ACR, ordinate dalla classe A (mammella prevalentemente adiposa) alla classe D (mammella estremamente densa) e sull'asse delle ordinate (asse y) è rappresentato il rapporto segnale-rumore (SNR). Oltre ai singoli valori puntuali, nel grafico sono riportate due linee spezzate che tracciano rispettivamente l'andamento del SNR medio (in arancione) e della mediana del SNR (in verde), calcolati per ogni categoria BI-RADS/ACR.

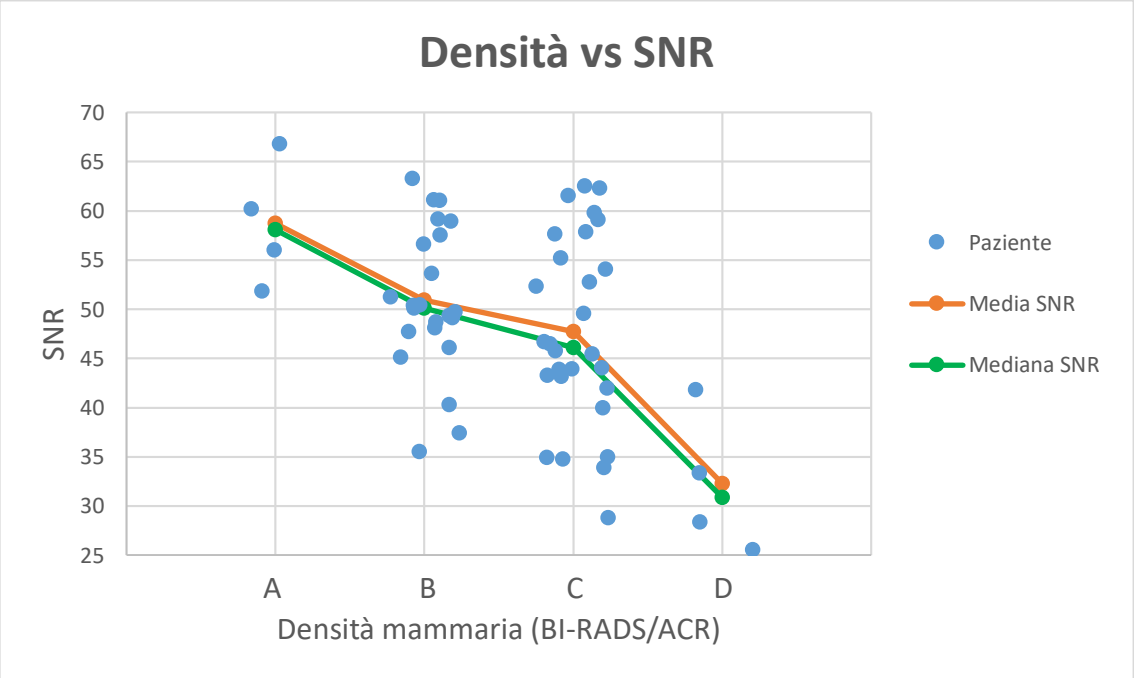


Grafico 7: correlazione tra densità mammaria (BI-RADS/ACR) e rapporto segnale-rumore (SNR)

A differenza di altre relazioni analizzate nel presente studio, l'osservazione delle linee di tendenza centrale evidenzia un andamento nettamente decrescente e regolare dell'SNR all'aumentare della densità:

- Categoria BI-RADS A: registra i livelli più elevati di qualità del segnale, con un SNR medio di circa 58,5 e un SNR mediano di circa 58,1.
- Categoria BI-RADS B: mostra un primo calo, attestandosi su un SNR medio di circa 51,0 e un SNR mediano di 50,1.
- Categoria BI-RADS C: presenta un'ulteriore flessione, con un SNR medio di circa 47,7 e un SNR mediano di 46,1.

- Categoria BI-RADS D: raggiunge i valori minimi del campione, con un SNR medio di circa 32,2 e un SNR mediano di 30,8.

Le due curve della media e della mediana procedono quasi perfettamente sovrapposte e parallele lungo tutte e quattro le classi, confermando una distribuzione sostanzialmente simmetrica e priva di anomalie marcate all'interno dei singoli gruppi.
Nonostante la netta tendenza decrescente dei valori centrali, i singoli punti mostrano una variabilità rilevante all'interno delle categorie più popolate. In particolare, nella categoria B il SNR varia da 35,54 a 63,27, mentre nella C varia da 28,81 a 62,55. Questi due gruppi presentano quindi un'ampia sovrapposizione: alcune pazienti della categoria C hanno valori di SNR superiori a quelli osservati in diverse pazienti della categoria B. Tale sovrapposizione indica che l'appartenenza a una specifica classe di densità non definisce in modo univoco il valore di SNR. La tendenza decrescente riguarda pertanto l'andamento complessivo dei gruppi e non una regola valida per ogni singola paziente.
La categoria A comprende valori di SNR compresi tra 51,85 e 66,81, mentre nella categoria D varia da 25,57 a 41,85. Nel campione analizzato, gli intervalli osservati di queste due categorie non presentano sovrapposizioni: tutte le pazienti della categoria A presentano un SNR superiore a quello delle pazienti della categoria D. Tuttavia, poiché entrambi i gruppi comprendono soltanto 4 osservazioni, tale separazione va interpretata con cautela e non può essere considerata direttamente generalizzabile.

Nel complesso, il grafico evidenzia un'associazione descrittiva inversa tra densità mammaria e rapporto segnale-rumore: alle categorie di densità maggiori corrispondono valori medi e mediani di SNR progressivamente inferiori. Tale riscontro appare fisicamente coerente con le proprietà di attenuazione del fascio di raggi X all'interno dei tessuti biologici. Infatti, il tessuto ghiandolare, in quanto denso, determina una maggiore attenuazione e dispersione della radiazione rispetto al tessuto adiposo, comportando una riduzione del segnale utile trasmesso al detettore e un conseguente decremento del rapporto segnale-rumore finale.
Nonostante ciò, non è possibile stabilire che la densità sia l'unica responsabile delle differenze osservate, né è possibile estendere automaticamente il risultato a tutte le pazienti, anche in considerazione della ridotta numerosità delle categorie A e D.

5.7 CORRELAZIONE TRA COMPRESSIONE E CNR

Per rappresentare la variazione del rapporto contrasto-rumore (CNR) in funzione della forza di compressione erogata durante l'esame alle delle 59 pazienti, è stato utilizzato un grafico a dispersione in cui ogni punto corrisponde ad una paziente. Sull'asse orizzontale (asse x) è riportata la forza di compressione applicata, espressa in daN e sull'asse verticale (asse y) è rappresentato il rapporto contrasto-rumore (CNR). Oltre ai singoli valori puntuali, il grafico include due linee spezzate che tracciano rispettivamente l'andamento del CNR medio (in arancione) e del CNR mediano (in verde) per ogni livello di forza applicato.

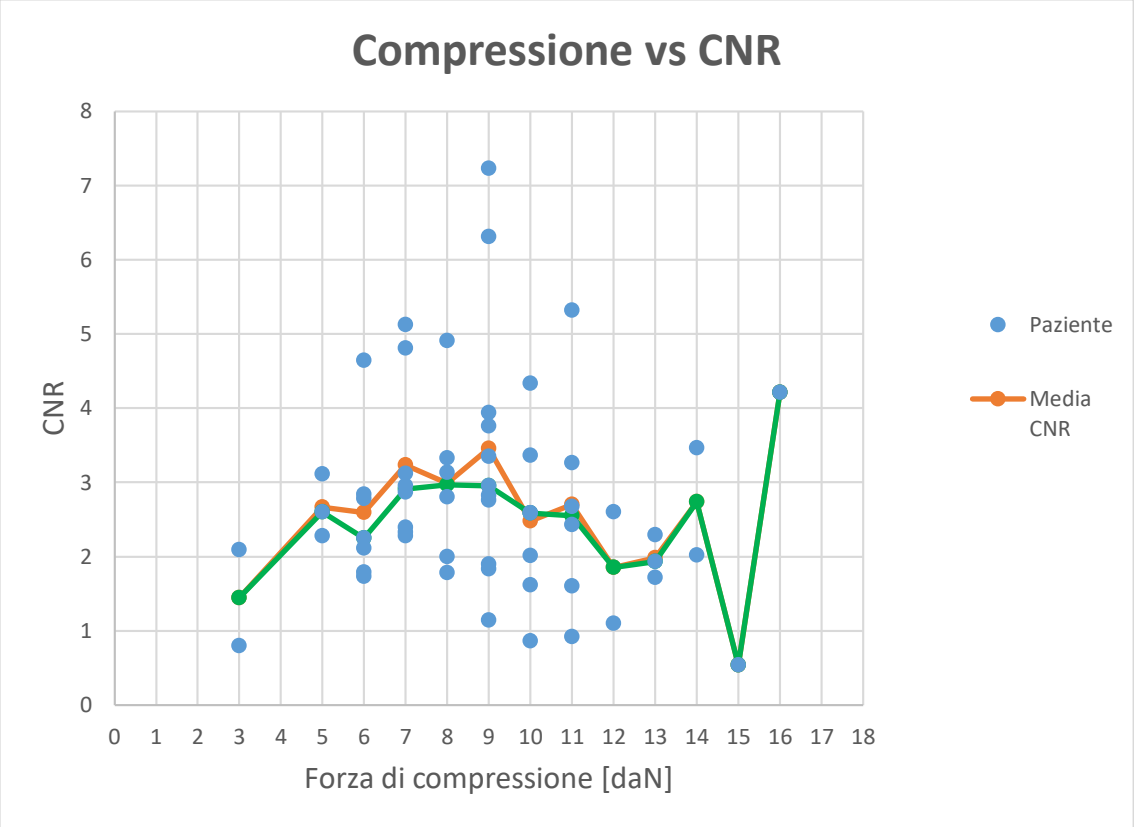


Grafico 8: correlazione tra forza di compressione e rapporto contrasto-rumore (CNR)

L'aspetto più evidente che emerge dall'analisi è la marcata dispersione dei dati e l'assenza di una chiara correlazione lineare tra le due variabili. Si osserva, tuttavia, che la maggior parte dei valori del CNR sono concentrati intorno al valore 3, che viene considerata come soglia minima per ritenere accettabile la qualità del contrasto nell'immagine diagnostica.

Nel grafico non si rileva un incremento o una diminuzione proporzionale e costante del CNR al crescere della forza di compressione. Al contrario, la distribuzione dei punti evidenzia una considerevole variabilità del CNR anche a parità di forza applicata. Tale

variabilità risulta particolarmente evidente in corrispondenza di 9 daN (rappresentativo di 11 pazienti) dove si registrano valori di CNR compresi in un ampio intervallo tra 1,14 e 7,23.

L'osservazione delle curve relative alla media e alla mediana del CNR conferma l'assenza di un trend di crescita costante all'aumentare della compressione. Entrambe le linee mostrano un andamento marcatamente irregolare, caratterizzato da fluttuazioni e oscillazioni successive lungo l'intero intervallo di forza considerato.

In conclusione, la rappresentazione visiva dei dati suggerisce che non vi è una dipendenza diretta ed esclusiva tra la forza di compressione e il rapporto contrasto-rumore. Il raggiungimento di livelli di CNR adeguati appare dunque dipendente da un insieme di fattori, che includono le caratteristiche anatomiche della mammella e la risposta automatica dei parametri di esposizione (AOP) dell'apparecchiatura.

5.8 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E CNR

Per valutare la relazione tra la densità mammaria e la qualità dell'immagine espressa in termini di rapporto contrasto-rumore (CNR), è stato impiegato un grafico a dispersione sul campione di 59 pazienti. Sull'asse orizzontale (asse x) sono riportate le 4 categorie della classificazione BI-RADS/ACR, ordinate dalla classe A (mammella prevalentemente adiposa) alla classe D (mammella estremamente densa), mentre sull'asse verticale (asse y) sono riportati i valori di CNR. Nel grafico sono inoltre tracciate due linee spezzate che congiungono rispettivamente i valori del CNR medio (in arancione) e del CNR mediano (in verde), calcolati per ciascuna categoria.

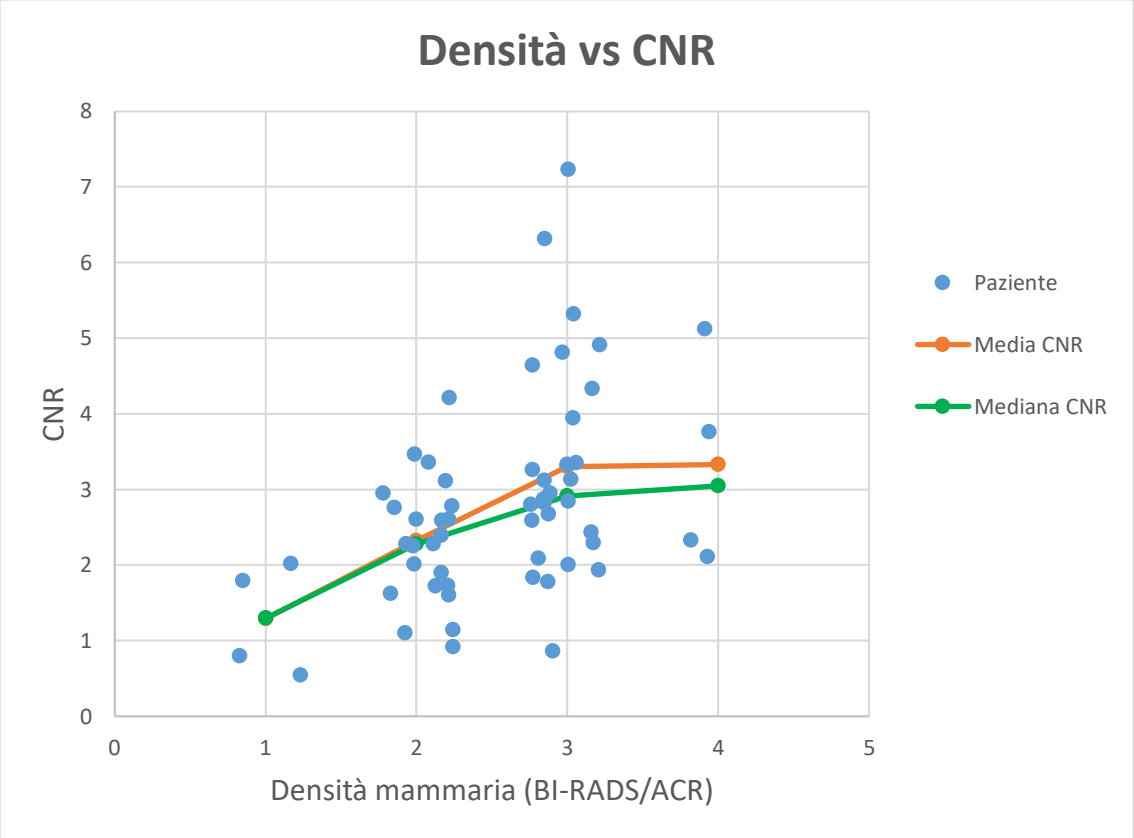


Grafico 9: correlazione tra densità mammaria (BI-RADS/ACR) e rapporto contrasto-rumore (CNR)

La distribuzione dei punti mostra una variabilità rilevante all'interno delle categorie, soprattutto nella categoria C, nella quale il CNR varia da 0,86 a 7,23. Nella categoria B, invece, l'intervallo osservato è compreso tra 0,92 e 4,21. Le due categorie quindi si sovrappongono ampiamente, in quanto alcune pazienti della categoria C presentano un CNR inferiore a quello di pazienti appartenenti alla categoria B. La categoria A presenta valori compresi tra 0,54 e 2,02, mentre nella categoria D il CNR varia da 2,11 a 5,12. Nel campione analizzato, gli intervalli di queste due categorie non si sovrappongono, infatti

tutte le osservazioni della categoria D risultano superiori a quelle della categoria A. Tale separazione riguarda però soltanto quattro pazienti per gruppo e deve pertanto essere interpretata con cautela.

Dall'osservazione delle linee della media e della mediana si rileva un andamento progressivamente crescente del CNR passando dalle mammelle prevalentemente adipose a quelle a maggior componente ghiandolare. In particolare, si ha un aumento significativo del CNR dalla categoria A alla C, seguito da una sostanziale stabilità nella categoria D.
Questo andamento crescente potrebbe apparire a prima vista incongruente. In linea teorica, infatti, in un tessuto denso l'attenuazione del fascio di raggi X è maggiore, con un conseguente incremento della radiazione diffusa, un aumento del rumore sul detettore e una potenziale riduzione del CNR.

Tuttavia, il mantenimento e l'incremento della qualità dell'immagine anche nelle mammelle dense trova immediata spiegazione nell'intervento dell'algoritmo di esposizione automatica (AOP) del mammografo. Il sistema, attraverso una pre-esposizione a bassa dose, rileva preventivamente l'attenuazione del tessuto e incrementa automaticamente la radiazione erogata (aumentando la tensione in kV, il carico del tubo in mAs e selezionando filtri più penetranti come Rh/Ag). Tale compensazione determina un drastico abbattimento del rumore sul detettore, garantendo il raggiungimento di un CNR elevato anche nelle anatomie più dense.

5.9 CORRELAZIONE TRA COMPRESSIONE E AGD

Per analizzare la relazione tra la forza di compressione erogata e la dose assorbita dal tessuto, espressa in termini di dose ghiandolare media (AGD), è stato impiegato un grafico a dispersione sul campione totale di 59 pazienti. Sull'asse delle ascisse (asse x) è riportata la forza di compressione applicata durante l'esame mammografico, espressa in daN, mentre sull'asse delle ordinate (asse y) sono rappresentati i valori di AGD espressi in mGy. Oltre ai singoli dati puntuali, il grafico include due linee spezzate che congiungono rispettivamente i valori dell'AGD media (in arancione) e dell'AGD mediana (in verde) calcolati per ciascun livello di forza applicato.

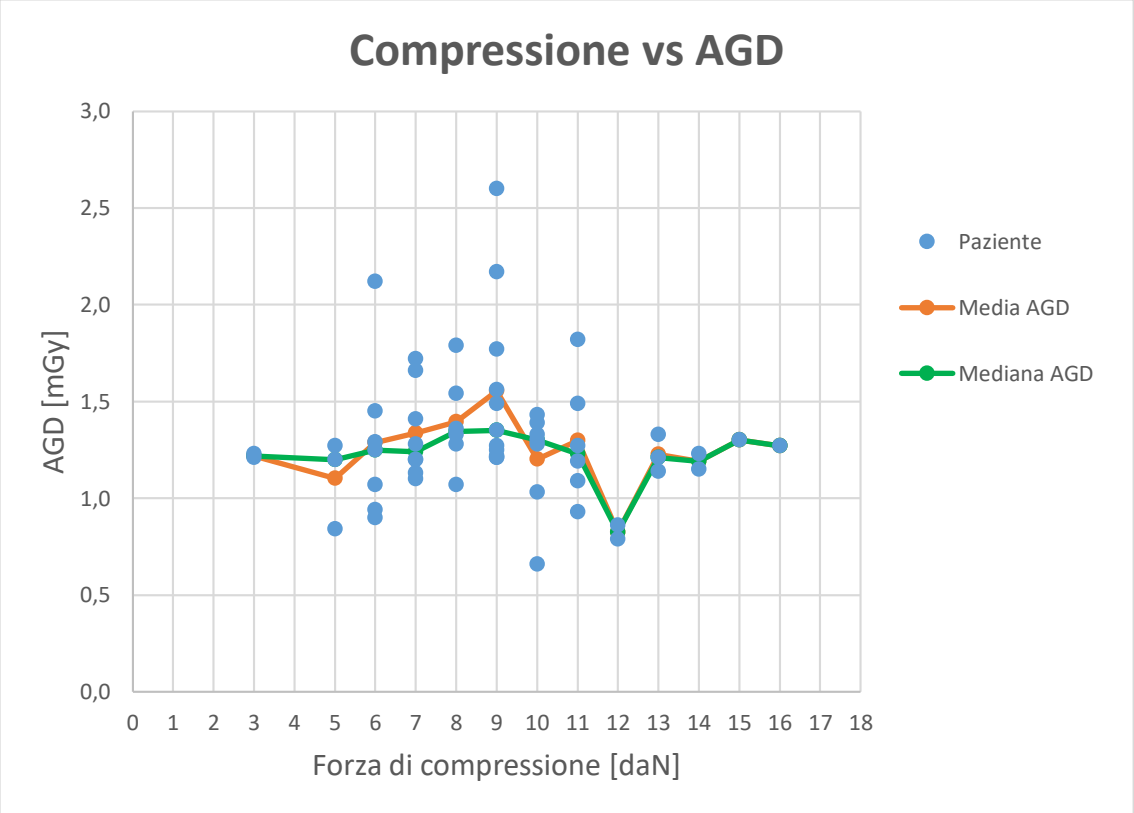


Grafico 10: correlazione tra forza di compressione e dose ghiandolare media (AGD)

Nell'intero campione analizzato, la AGD per singola esposizione spazia da un valore minimo di circa 0,66 mGy (registrato in corrispondenza dei 10 daN) a un massimo di 2,60 mGy (in corrispondenza dei 9 daN). La gran parte delle osservazioni si concentra tuttavia nell'intervallo compreso tra 1,0 mGy e 1,5 mGy.

Dall'osservazione dei singoli dati puntuali emerge un'ampia dispersione dei valori di AGD all'interno della fascia di forza maggiormente rappresentata nel campione, compresa tra 6 daN e 11 daN. Tale variabilità è particolarmente evidente a 9 daN, livello che comprende 11 pazienti, con valori di AGD compresi tra 1,21 mGy e 2,60 mGy e a 6

daN dove le dosi vanno da 0,90 mGy e 2,12 mGy. A parità di forza applicata, quindi, la dose ghiandolare media può differire anche sensibilmente da una paziente all'altra: la forza di compressione non determina in modo univoco l'entità dell'AGD.

L'andamento dell'AGD media presenta una crescita nell'intervallo compreso tra 5 daN e 9 daN, da 1,10 mGy a 1,55 mGy. L'aumento non prosegue alle forze successive, infatti a 10 daN l'AGD media diminuisce a 1,20 mGy, risale a 1,30 mGy a 11 daN e scende a circa 0,83 mGy a 12 daN. Tra 13 daN e 16 daN i valori medi tornano a collocarsi intorno a 1,2–1,3 mGy, senza mostrare una direzione costante. Nell'intero intervallo delle compressioni non emerge dunque una crescita o una diminuzione regolare della dose.
L'AGD mediana mostra oscillazioni più contenute, con valori compresi tra 1,20 e 1,35 mGy nell'intervallo da 5 a 11 daN e un andamento pressoché invariato tra 8 e 9 daN.
Le variazioni di media e mediana per forze superiori a 11 daN sono calcolate su un numero molto ridotto di osservazioni, talvolta su un solo dato, e sono pertanto poco significative.

In sintesi, i dati non evidenziano alcuna correlazione lineare, né crescente né decrescente, tra la forza di compressione e l'AGD. Nel campione analizzato, un aumento della forza esercitata dai piatti del mammografo non si associa quindi a un aumento o a una riduzione sistematica della dose ricevuta dalla mammella.

5.10 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA E AGD

Per valutare la relazione tra la densità mammaria (classificata secondo il sistema BI-RADS/ACR) e la dose assorbita dal tessuto, espressa in termini di dose ghiandolare media (AGD), è stato impiegato un grafico a dispersione sull'intero campione di 59 pazienti. Sull'asse orizzontale (asse x) sono riportate le 4 categorie della densità, ordinate dalla classe A (mammella prevalentemente adiposa) alla classe D (mammella estremamente densa), mentre sull'asse verticale (asse y) sono rappresentati i valori di AGD espressi in mGy. Il grafico include inoltre due linee spezzate che congiungono rispettivamente i valori dell'AGD media (in arancione) e dell'AGD mediana (in verde) calcolati per ciascuna classe di densità mammaria.

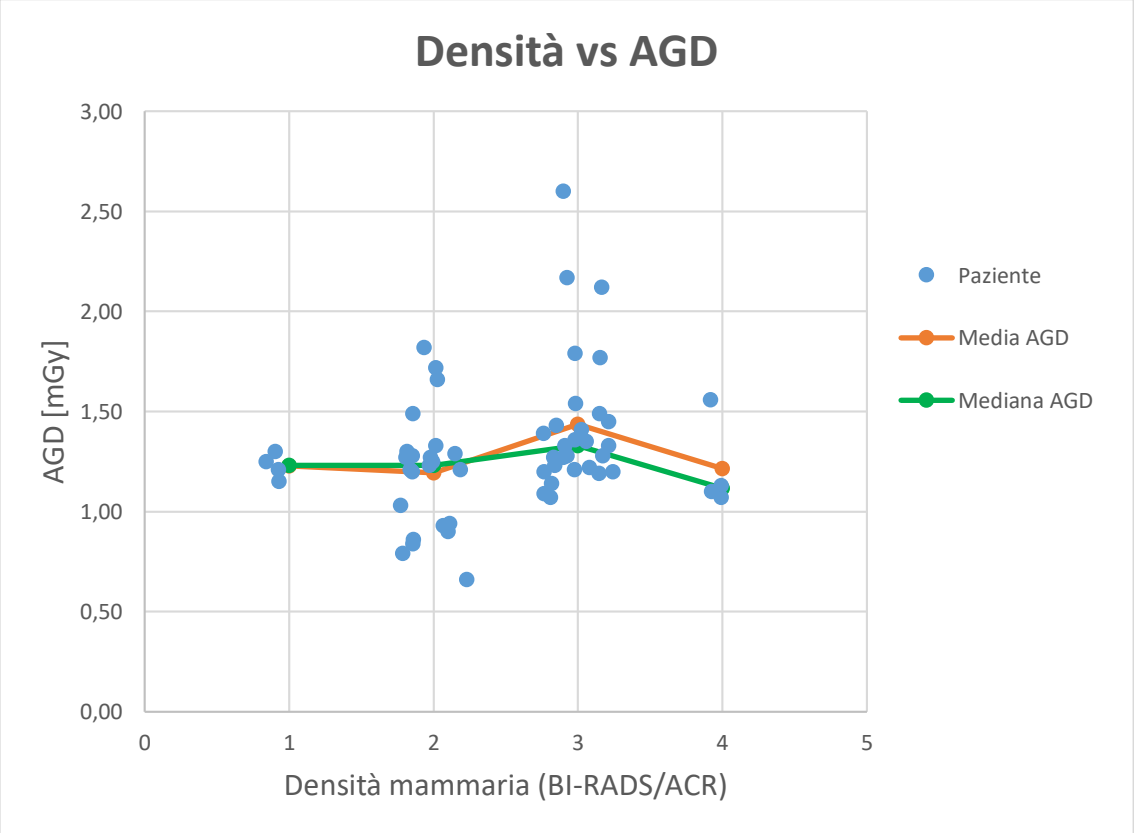


Grafico 11: correlazione tra densità mammaria (BI-RADS/ACR) e dose ghiandolare media (AGD)

Dall'osservazione dei singoli dati puntuali si evidenzia una notevole dispersione dei valori di AGD, soprattutto nelle categorie più numerose (B e C). Nel dettaglio:

- Categoria A (4 pz): presenta la minore variabilità dell'intero campione, con valori di AGD compresi tra circa 1,15 mGy e 1,30 mGy.

- Categoria B (23 pz): mostra un'ampia dispersione individuale, con valori compresi tra 0,66 mGy (picco minimo dell'intero campione) e 1,82 mGy.
- Categoria C (28 pz): raccoglie la maggior parte delle osservazioni nell'intervallo tra 1,08 mGy e 1,79 mGy, con alcuni valori isolati nettamente superiori, fino al massimo dell'intero campione, pari a 2,60 mGy.
- Categoria D (4 pz): registra valori compresi tra circa 1,07 mGy e 1,56 mGy.

Tra i gruppi si osserva pertanto una netta sovrapposizione: pazienti appartenenti a categorie di densità differenti possono quindi ricevere dosi simili. Il confronto dell'ampiezza degli intervalli deve inoltre tenere conto della diversa numerosità dei gruppi, poiché B e C comprendono un numero di pazienti molto maggiore rispetto ad A e D.

Analizzando le linee di media e mediana dell'AGD, si rileva un andamento nel complesso stazionario e privo di una variazione lineare. Le Categoria A e B presentano valori medi e mediani di AGD pressoché coincidenti, tra 1,20 mGy e 1,23 mGy. La categoria C mostra un lieve incremento dell'AGD media, che raggiunge circa 1,44 mGy, determinato in buona parte dai valori individuali più elevati, tra cui il massimo di 2,60 mGy; la mediana si attesta su un valore più basso e rappresentativo della distribuzione, pari a circa 1,33 mGy. Infine la categoria D evidenzia una flessione sia dell'AGD media (circa 1,21 mGy) sia dell'AGD mediana (circa 1,11 mGy).

Sebbene la categoria C presenta valori centrali di AGD superiori alle altre categorie, ciò non consente di concludere che ad una maggiore densità mammaria corrisponda sistematicamente una dose più elevata. Tale incremento, tuttavia, non si ripete nella categoria D, dove i valori centrali tornano a diminuire. A ciò si aggiungono la marcata sovrapposizione tra le distribuzioni e la ridotta numerosità delle categorie A e D, che limitano l'affidabilità del confronto. Nel complesso, i dati non evidenziano quindi una relazione crescente o decrescente regolare tra AGD e densità mammaria.

5.11 CORRELAZIONE TRA COMPRESSIONE ED ESE

Per valutare la relazione tra la forza di compressione applicata durante l'esame e la dose alla superficie di ingresso alla mammella, espressa in termini di ESE (ovvero il kerma in aria incidente), è stato utilizzato un grafico a dispersione sul campione totale di 59 pazienti. Sull'asse delle ascisse (asse x) è riportata la forza di compressione erogata, espressa in daN, mentre sull'asse delle ordinate (asse y) sono rappresentati i valori di ESE espressi in mGy. Oltre alle rilevazioni puntuali riferite alle singole pazienti, il grafico include due linee spezzate che congiungono rispettivamente i valori dell'ESE media (in arancione) e dell'ESE mediana (in verde) per ciascun livello di forza applicato.

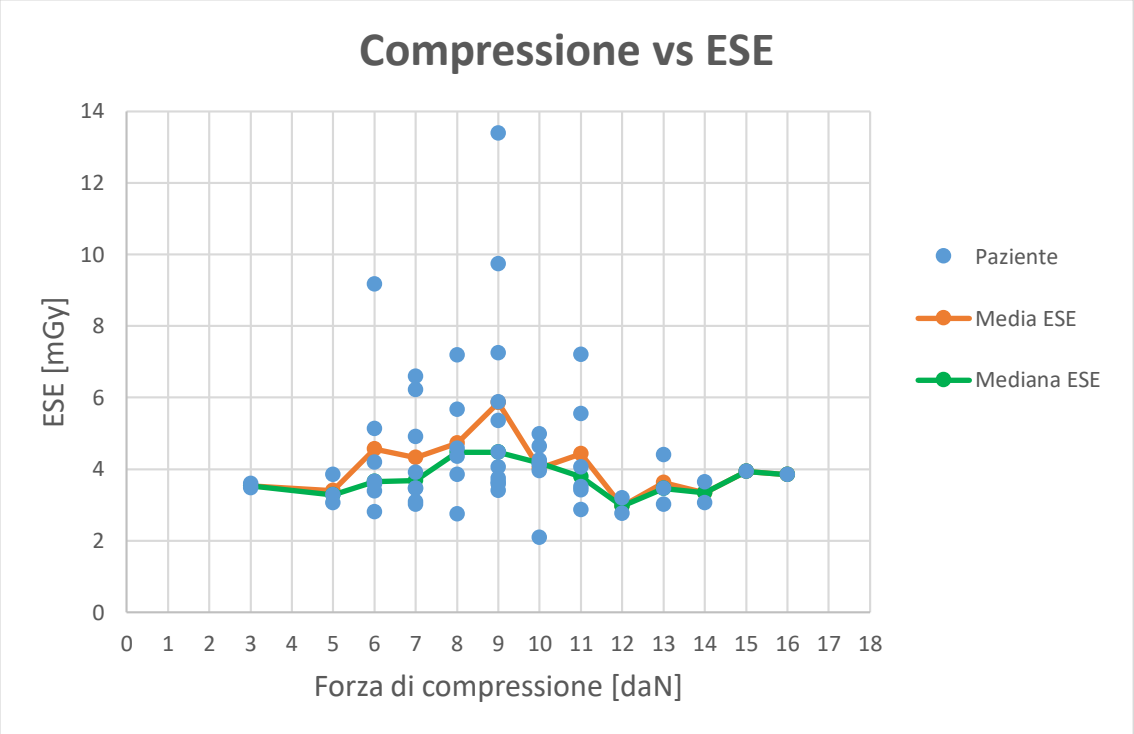


Grafico 12: correlazione tra forza di compressione e dose superficiale alla mammella (ESE)

Nell'intero campione, i valori di ESE variano da un minimo di 2,1 mGy (registrato a 10 daN) a un picco massimo di 13,4 mGy (in corrispondenza dei 9 daN). La maggior parte delle osservazioni si addensa nell'intervallo compreso tra 3,0 mGy e 5,0 mGy.

La distribuzione dei punti mostra che, a parità di forza applicata, la dose in ingresso può differire sensibilmente tra le pazienti. Ciò è particolarmente evidente a 9 daN, livello che comprende 11 pazienti, con valori di ESE compresi tra 3,40 mGy e 13,38 mGy. Anche a 6 daN si osserva un intervallo ampio, da 2,80 mGy a 9,16 mGy. Tale dispersione indica che la forza di compressione applicata non determina in modo univoco il valore dell'ESE.

L’andamento della media e della mediana dell’ESE è nel complesso stabile. Nelle fasce di compressione estreme (3–5 daN e 12–16 daN), le due linee procedono piatte e pressoché sovrapposte, mantenendosi su valori compresi tra 3,0 mGy e 3,9 mGy. Nella fascia intermedia (6–11 daN), l'ESE media si attesta attorno a 4,3–4,7 mGy, con un picco di 5,8 mGy a 9 daN. Nello stesso punto la mediana mostra un incremento più contenuto, raggiungendo circa 4,5 mGy. La divergenza tra le due linee a 9 daN è dovuta all’influenza di due valori isolati particolarmente elevati (9,7 e 13,4 mGy), che incidono sulla media ma non sulla mediana.

In conclusione, i dati non evidenziano alcuna correlazione lineare, né crescente né decrescente, tra la forza di compressione e l’ESE. Nel campione analizzato, un aumento della forza esercitata dai piatti del mammografo non si associa quindi a un aumento o a una riduzione sistematica della dose in ingresso.

5.12 CORRELAZIONE TRA DENSITÀ MAMMARIA ED ESE

Per valutare la relazione tra la densità mammaria (classificata secondo il sistema BI-RADS/ACR) e la dose alla superficie di ingresso alla mammella, espressa in termini di ESE (kerma in aria incidente), è stato impiegato un grafico a dispersione sul campione totale di 59 pazienti. Sull'asse orizzontale (asse x) sono riportate le 4 categorie della classificazione BI-RADS/ACR, ordinate dalla classe A (mammella prevalentemente adiposa) alla classe D (mammella estremamente densa), mentre sull'asse verticale (asse y) sono rappresentati i valori di ESE, espressi in mGy. Nel grafico sono tracciate due linee spezzate che congiungono rispettivamente i valori dell'ESE media (in arancione) e dell'ESE mediana (in verde) calcolati per ciascuna classe di densità.

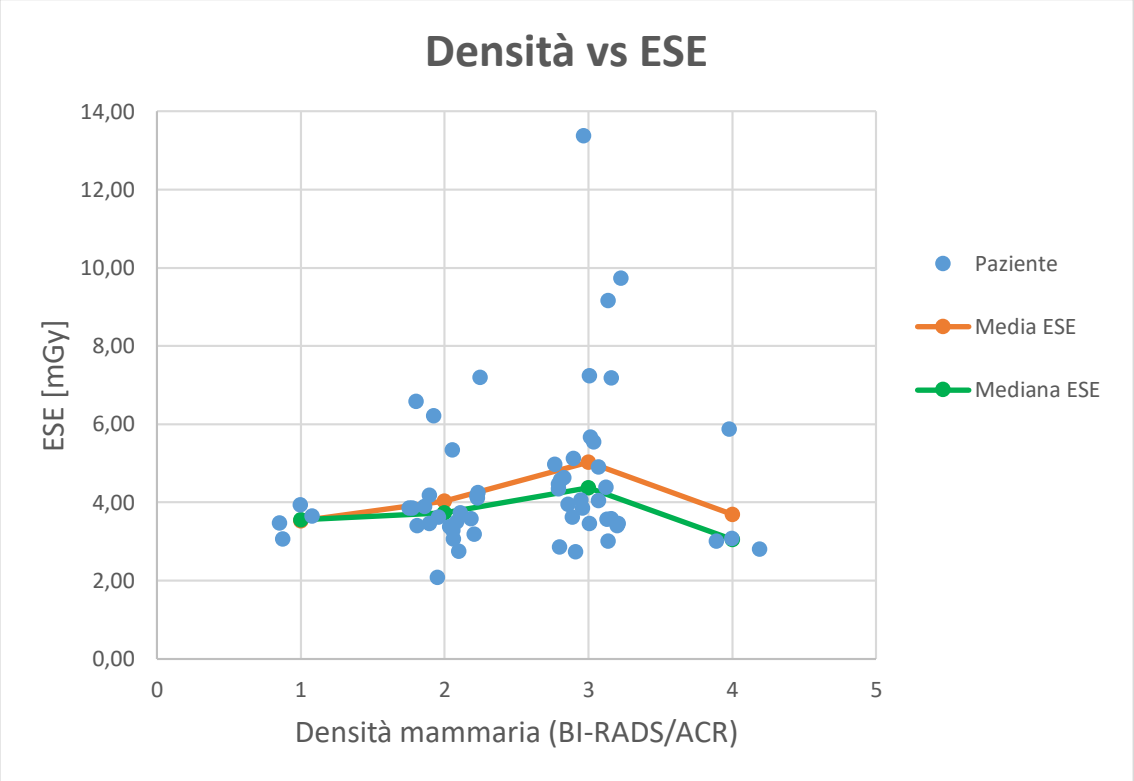


Grafico 13: correlazione tra densità mammaria (BI-RADS/ACR) e dose superficiale alla mammella (ESE)

La distribuzione dei punti evidenzia differenze nell'ampiezza degli intervalli osservati. Nella categoria A, le quattro pazienti presentano dosi comprese tra 3,06 mGy e 3,94 mGy. Nella categoria B, invece, il range è più ampio, da 2,09 mGy a 7,20 mGy, e comprende il valore minimo dell'intero campione. La categoria C presenta l'intervallo osservato più esteso, con valori compresi tra 2,74 mGy e 13,38 mGy, che si sovrappongono a quelli

delle altre categorie. Nella categoria D, infine, le dosi sono comprese tra 2,80 mGy e 5,87 mGy.

L'andamento dell'ESE media mostra un aumento della dose dalla categoria A alla categoria C, seguito da una diminuzione nella categoria D. La media passa infatti da 3,53 mGy nella categoria A a 4,03 mGy nella B e a 5,04 mGy nella C, per poi scendere a 3,69 mGy nella D. La linea delle mediane dell'ESE segue un andamento analogo, in cui il valore della dose aumenta da 3,56 mGy nella categoria A a 3,74 mGy nella B e a 4,37 mGy nella C, e una successiva diminuzione a circa 3,05 mGy nella D.

Nel complesso, il grafico suggerisce un aumento dell'ESE dalla categoria A alla categoria C, ma non evidenzia una relazione crescente regolare lungo tutte le categorie BI-RADS/ACR. La categoria C presenta i valori medi e mediani più elevati, mentre nella categoria D entrambi diminuiscono. Questi risultati vanno interpretati con cautela, a causa della marcata sovrapposizione tra i gruppi e della ridotta numerosità delle categorie A e D (quattro pazienti ciascuna).

6. CONCLUSIONI

6.1 SINTESI DEI RISULTATI

Il presente studio ha analizzato la relazione tra forza di compressione mammaria, dolore percepito, densità mammaria, qualità dell'immagine e dose. Il campione comprendeva 59 pazienti di età compresa tra 42 e 88 anni, sottoposte a mammografia con il sistema GE Senographe Pristina. Per ciascuna paziente, i dati ricavati dal questionario sul comfort sono stati associati ai parametri tecnici e agli indici di qualità (SNR e CNR) e dosimetrici (AGD ed ESE) relativi a una proiezione cranio-caudale.

Il risultato principale emerso è che la forza di compressione, considerata isolatamente, non costituisce il determinante principale del dolore, della qualità dell'immagine o della dose. Nell'intervallo osservato, compreso tra 3 daN e 16 daN, l'aumento della forza non si è associato in modo sistematico ad un maggiore dolore, a valori più elevati di SNR o CNR oppure a una riduzione di AGD ed ESE. Pazienti sottoposte a forze di compressione simili hanno mostrato risultati anche molto differenti.
Nelle condizioni e con la numerosità del campione del presente studio, non è stato possibile dimostrare un beneficio o uno svantaggio derivante dall'incremento della forza applicata. Sebbene la compressione rimanga una manovra indispensabile per il posizionamento e l'immobilizzazione, i risultati mostrano che non può essere ottimizzata mediante l'applicazione indiscriminata di un valore di forza uniforme per tutte le pazienti.

Anche la densità mammaria, considerata isolatamente, non si è dimostrata un determinante univoco dei parametri analizzati. Né il dolore né la dose hanno mostrato una relazione crescente regolare con le categorie BI-RADS/ACR. Tuttavia, l'andamento dei dati suggerisce una lieve tendenza clinica ad esercitare una forza di compressione gradualmente inferiore sui seni caratterizzati da una maggiore densità rispetto a quelli prevalentemente adiposi. Inoltre, si è osservato che SNR e CNR variano in modo proporzionale alla densità mammaria, ma in direzioni opposte (SNR decrescente e CNR crescente). Nonostante ciò, pazienti appartenenti alla stessa categoria di densità hanno mostrato risultati anche molto differenti, e le categorie A e D, composte da sole quattro pazienti ciascuna, non permettono di trarre conclusioni solide sulle estremità della scala. La densità, da sola, non consente quindi di prevedere il dolore, la forza di compressione,

la dose o la qualità dell'immagine, e deve essere valutata insieme alle altre caratteristiche della mammella e alla sensibilità individuale della paziente.

6.2 PERCEZIONE DEL DOLORE

La percezione del dolore ha mostrato una distribuzione prevalentemente orientata verso valori intermedi, che vanno dai 6 daN agli 11 daN, pur evidenziando una marcata variabilità interindividuale. Complessivamente, 41 pazienti su 59 (69,4%) hanno riferito un dolore compreso tra 0 e 5 (comfort), mentre 18 su 59 (30,6%) hanno indicato valori tra 6 e 10 (discomfort). Si precisa che nessuna partecipante ha selezionato il punteggio massimo di 10.

La percentuale di discomfort è stata del 25,0% nel gruppo a compressione bassa (da 3 daN a 6 daN), del 37,5% nel gruppo a compressione media (da 7 daN a 10 daN) e del 20,0% nel gruppo a compressione alta (da 11 daN a 16 daN). Non è quindi emerso un incremento regolare della sensazione dolorosa al crescere della forza applicata. Trattandosi di uno studio osservazionale, è possibile che il TSRM abbia adattato l'intensità della manovra in base alle risposte e alle caratteristiche della paziente, applicando forze inferiori nei soggetti più sensibili e superiori in quelli più tolleranti.

Anche la densità mammaria non si è dimostrata un fattore in grado di prevedere in modo univoco l'intensità del dolore. Nelle categorie B e C, le più rappresentative del campione, i valori medi erano simili, rispettivamente 3,65 e 3,79. Le categorie A e D presentavano entrambe una quota di discomfort del 50%, ma erano costituite da sole quattro pazienti ciascuna.

Il dolore mammografico appare pertanto un'esperienza che dipende da molti fattori, influenzata non solo dallo stimolo meccanico espresso in daN, ma anche dalla sensibilità individuale, dall'ansia, dalla conformazione anatomica della mammella, da eventuali interventi chirurgici precedenti, dalla sede del fastidio, dalla fase ormonale e dalla percezione di controllo durante l'esame.

Il dato più rilevante per la pratica professionale risiede pertanto nell'impossibilità di prevedere la percezione del dolore basandosi esclusivamente sulla forza o sulla densità: la tollerabilità deve essere valutata durante l'esame attraverso l'ascolto e la comunicazione attiva.

6.3 CONFRONTO TRA SNR E CNR

Nel campione complessivo, l'SNR medio è risultato pari a 48,68 e il CNR medio pari a 2,78. Il confronto tra i valori di compressione applicata non ha mostrato differenze significative né per l'SNR né per il CNR, pertanto, entro l'intervallo analizzato, l'impiego di forze maggiori non ha determinato un miglioramento quantitativo costante della qualità dell'immagine.

Diversamente dalla forza, la densità mammaria ha mostrato una relazione significativa con entrambi gli indici, ma con andamenti opposti. L'SNR mediano è diminuito da 58,1 nella categoria A a 30,8 nella D, mentre il CNR è aumentato da 1,30 nella categoria A a 3,33 nella D. Questa apparente divergenza dipende dal diverso significato dei due parametri: l'SNR è stato calcolato nella ROI posta all'interno di un tessuto adiposo, mentre il CNR misura la differenza di segnale tra il tessuto adiposo e quello ghiandolare. Nelle mammelle ad elevata densità, una differenza più marcata tra le ROI può quindi determinare un CNR superiore anche in presenza di un SNR inferiore.

Va tuttavia precisato che un CNR più elevato nelle mammelle dense non equivale necessariamente a una migliore visibilità delle lesioni, poiché il contrasto misurato riguarda tessuto adiposo e ghiandolare sano e non una lesione rispetto al tessuto circostante.

Allo stesso modo, l'SNR non rappresenta da solo l'accuratezza diagnostica complessiva. Entrambi gli indicatori devono essere pertanto integrati da una valutazione dell'intera immagine, includendo posizionamento, nitidezza e assenza di artefatti.

6.4 CONFRONTO TRA AGD ED ESE

AGD ed ESE hanno mostrato andamenti concordanti, pur rappresentando grandezze dosimetriche differenti: sebbene siano entrambe espresse in mGy, l'ESE rappresenta l'esposizione del fascio incidente alla superficie cutanea, mentre l'AGD stima la dose mediamente assorbita dal tessuto ghiandolare sensibile.

Il confronto tra AGD ed ESE evidenzia che non è corretto applicare un rapporto di conversione fisso tra le due grandezze. La relazione tra l'esposizione in ingresso e la dose assorbita dipende dalla qualità del fascio radiogeno, dallo spessore e dalla composizione della mammella, e dai coefficienti di conversione utilizzati dal sistema. Sebbene la loro

variazione parallela fosse attesa, ciascun indicatore conserva un significato fisico e radioprotezionistico ben definito.

Considerando l'intero campione, la forza di compressione erogata non è risultata linearmente proporzionale né all'AGD né all'ESE, in quanto a parità di forza applicata sono stati rilevati valori dosimetrici nettamente differenti. La forza di per sé, dunque, non determina direttamente la dose di radiazione erogata nella singola esposizione.

6.5 LIMITI DELLO STUDIO E PROSPETTIVE DI SVILUPPO

L'interpretazione dei risultati deve considerare alcuni limiti metodologici che condizionano la possibilità di una generalizzazione delle conclusioni:

- dimensioni del campione: la numerosità è limitata a soli 59 pazienti;
- disomogeneità della densità mammaria: le categorie A e D comprendevano soltanto 4 pazienti ciascuna;
- sbilanciamento dei gruppi di compressione: la casistica presentava 12 pazienti nella fascia bassa, 32 nella media e 15 nell'alta;
- rilevazione del dolore: il dolore è stato rilevato al termine dell'intero esame, mentre i parametri tecnici e dosimetrici (SNR, CNR, AGD, ESE e forza di compressione) si riferivano a una singola proiezione cranio-caudale;
- selezione delle ROI: i valori di SNR e CNR dipendono dal posizionamento manuale e dall'omogeneità delle ROI individuate sul tessuto adiposo e ghiandolare;

Questi limiti non invalidano i risultati, ma ne definiscono la natura esplorativa. I dati raccolti descrivono l'esperienza clinica reale e non consentono di stabilire relazioni di causa-effetto certe o definire valori di forza standard.

Studi futuri potranno confermare e ampliare i risultati attraverso campioni più numerosi e bilanciati per densità, fasce di compressione ed età. Sarebbe inoltre opportuno registrare il punteggio del dolore immediatamente dopo ogni singola proiezione, così da associare direttamente la percezione del dolore provato dalla paziente alla forza, allo spessore, alla densità e alla dose della specifica acquisizione.

Infine, un protocollo orientato all'ottimizzazione del comfort dovrebbe includere variabili quali ansia, aspettative, precedenti esperienze mammografiche, fase del ciclo mestruale o menopausa, interventi chirurgici, localizzazione del dolore e qualità dell'interazione con il TSRM. Tale approccio consentirebbe di sviluppare strategie personalizzate e di identificare in anticipo le pazienti maggiormente a rischio di discomfort, riducendo il tasso di mancata adesione ai programmi di screening.

6.6 CONCLUSIONI FINALI E RUOLO DEL TSRM

I risultati del presente studio dimostrano che, nel campione esaminato, una maggiore forza di compressione non si traduce necessariamente in un incremento del dolore, in un miglioramento qualitativo dell'immagine (alti SNR e CNR) o in una riduzione della dose radiante (bassi AGD ed ESE).

Il contributo principale dello studio consiste nell'aver evidenziato che la forza applicata non può essere l'unico parametro per valutare l'efficacia della compressione. Poiché ogni mammella risponde in modo diverso per volume, composizione e deformabilità meccanica, la stessa forza produce effetti differenti da paziente a paziente. Per questo motivo, l'obiettivo non deve essere la ricerca di una forza standard, o il raggiungimento della massima compressione tollerabile, bensì il conseguimento di un equilibrio complessivo tra immobilizzazione del tessuto, spessore residuo ottimale, elevata qualità diagnostica, contenimento della dose e comfort della paziente.

Per il TSRM, ottimizzare la compressione significa pertanto eseguire una manovra progressiva, personalizzata e tecnicamente giustificata. La finalità non è comprimere il più possibile, né ridurre la forza in modo indiscriminato, ma raggiungere la compressione minima sufficiente a garantire la distensione e l'immobilizzazione del tessuto, riducendo lo spessore senza applicare incrementi di forza superflui, che non apportino reali benefici diagnostici. Il valore clinico e professionale del TSRM risiede proprio in questo equilibrio tra rigore tecnico e attenzione alla persona.

In questa prospettiva, la catena operativa si articola in modo integrato:

- il TSRM adatta la manovra alla conformazione e alla sensibilità della paziente, determinando lo spessore residuo e la distribuzione del tessuto mammario;

- su questa base anatomica e geometrica, il sistema di controllo automatico dell'esposizione (AOP) imposta i parametri ottimali, dai quali derivano la dose assorbita e la qualità quantitativa dell'immagine;
- la comunicazione e la relazione empatica con la paziente, manifestate durante tutto l'esame, si rivelano strumenti tecnici essenziali: la tollerabilità è un parametro soggettivo non prevedibile dai soli indicatori strumentali.

In conclusione, l'attenzione al comfort, non deve mai compromettere la stabilità del posizionamento, per evitare il rischio di artefatti da movimento e la conseguente ripetizione dell'esame. La professionalità del TSRM risiede proprio nella capacità di sintetizzare il rigore della tecnica con la centralità e l'ascolto della persona.

7. SITOGRAFIA E BIBLIOGRAFIA

[1] Gruppo San Donato. Mammografia, l'esame fondamentale per la diagnosi precoce del tumore al seno. 20 aprile 2023.
Disponibile su: https://www.grupposandonato.it/news/2023/aprile/mammografia-di-screening

[2] F-Medical Group. L'importanza della mammografia. Disponibile su: https://f-medicalgroup.it/limportanza-della-mammografia/

[3] Pacucci T. Screening del tumore al seno: correlazione tra tecnica mammografica e richiami al secondo livello. Tesi di Laurea in Tecniche di Radiologia Medica, per Immagini e Radioterapia, Università degli Studi di Padova, Dipartimento di Medicina – DIMED (sede di Treviso). Relatore: Dott.ssa G. Soppelsa. A.A. 2022/2023.
Disponibile su: https://thesis.unipd.it/retrieve/292f39a1-d5f6-43d4-8026-85f42f0dc490/Pacucci_Teresa.pdf

[4] Mazzucato F., Giovagnoni A. Manuale di tecnica, metodologia e anatomia radiografica tradizionali. Padova: Piccin-Nuova Libraria; 2018.

[5] Saladin K.S. Anatomia umana. III edizione italiana, a cura di R. De Caro. Padova: Piccin-Nuova Libraria; 2021.

[6] Komen Italia. Il seno. Disponibile su: https://komen.it/il-seno/

[7] Ferrarese G. BI-RADS: guida alle categorie del referto della mammografia. Disponibile su: https://goffredoferrarese.it/bi-rads-referto-mammografia/

[8] Senologia Diagnostica. Densità mammografica. Disponibile su: https://senologiadiagnostica.it/densita/

[9] Tommasi G. Confronto di dose tra biopsia su mammografo e biopsia su tavolo prono. Tesi di Laurea in Tecniche di Radiologia Medica, per Immagini e Radioterapia, Università degli Studi di Padova, Dipartimento di Medicina – DIMED. Relatore: Prof.ssa V. Bordon. A.A. 2023/2024. Disponibile su: https://thesis.unipd.it/retrieve/b029e3aa-77a9-4a82-8f31-965dd5ca2f14/TESI%20GIACOMO%20TOMMASI.pdf

[10] Mammografia: tecniche e apparecchiature del mammografo. Dispensa del corso di Fisica delle Radiazioni Ionizzanti, Università degli Studi di Sassari, A.A. 2017/2018. Disponibile su: https://www.studocu.com/it/document/universita-degli-studi-di-sassari/fisica-delle-radiazioni-ionizzanti/apparecchiature-radiologiche-mammografo/20806933

[11] Perry N., Broeders M., de Wolf C., Törnberg S., Holland R., von Karsa L. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th edition. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 2006.

[12] Joe B.N., Lee A.Y. Imaging della mammella. IV edizione, edizione italiana a cura di G.P. Scaperrotta. Milano: Edra; 2024. Cap. 1: Chung M., Joe B.N., Lee A.Y. Introduzione alla mammografia: nozioni di base. Disponibile su: https://www.medicalinformation.it/pub/media/blfa_files/9788821458217.pdf

[13] Galli V. Protocollo di valutazione della qualità tecnica dell'esame mammografico. Collana Contributi n. 95. Bologna: Regione Emilia-Romagna; 2017.

[14] Senologia Diagnostica. Ruolo del TSRM in senologia diagnostica. Disponibile su: https://senologiadiagnostica.it/tecnica-mammografica/

[15] GE Healthcare. Senographe Pristina – Datasheet. Buc: GE Healthcare; 2019. Disponibile su: https://landing1.gehealthcare.com/rs/005-SHS-767/images/Senographe%20Pristina%20Datasheet.pdf

[16] GE Healthcare. Senographe Pristina 3D – Manuale dell'operatore.

[17] Padovani R., Compagnone G., D'Ercole L., Orlacchio A., Bernardi G., De Ponti E., Marzola M.C., Grande S., Palma A., Campanella F., Rosi A. Livelli diagnostici di riferimento per la pratica nazionale di radiologia diagnostica e interventistica e di medicina nucleare diagnostica. Aggiornamento del Rapporto ISTISAN 17/33. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2020. (Rapporti ISTISAN 20/22 Rev.). Disponibile su: https://www.iss.it/documents/20126/0/20-22+web.pdf/2078fec0-3210-2230-0035-b0b1a1edc2b6?t=1606119650527

[18] European Commission / EUREF. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. In: Perry N. et al. (a cura di), European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. 4th edition. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 2006.

Disponibile su: https://basel.krebsliga.ch/mammografie-screening/fachinformationen/fach-informationen/-dl-/fileadmin/krebsliga_beider_basel/downloads/mammografie-screening/deutsch/european-protocol-for-the-quality-control-of-the-physical-and-technical-aspects-of-mammography-screening.pdf

[19] R. Leuzzi. Senologia diagnostica. Anatomia seno. 2012. Disponibile su: *https://senologiadiagnostica.it/anatomia-della-mammella/*

[20] Ikeda D, Miyake KK. Breast imaging: The requisites. 3rd ed. Philadelphia, PA: Elsevier - Health Sciences Division; 2016.

[21] Heywang-Koebrunner SH, Schreer I, Barter S. Diagnostic breast imaging: Mammography, sonography, MRI and interventional procedures. 3rd ed. Heywang-Koebrunner SH, Schreer I, Barter S, editors. Stuttgart, Germany: Thieme Publishing Group; 2014.

[22] Marostica, Ilaria. Mammografia: In Cosa Consiste e Perché È Importante. Romano Medica, 2022. Disponibile su: https://romanomedica.it/mammografia-in-cosa-consiste-e-perche-e-importante/