



# Protocol pentru controlul calității aspectelor fizice și tehnice în screeningul mamografic

## Cuprins

1. Noțiuni generale despre măsurători .....	5
1.1. Personal și echipament.....	9
1.2. Cerințele sistemului .....	10
1.3. Ordinea măsurărilor .....	11
1.4. Filozofie .....	13
1.4.1. Metode de testare .....	14
1.4.2. Valorile limită .....	14
1.4.3. Achiziția de imagini.....	15
1.4.4. Evaluarea calității imaginii .....	15
1.4.5. Doza glandulară .....	16
1.4.6. Timpul de expunere .....	17
1.4.7. Receptorul de imagine .....	17
1.4.8. Prezentarea imaginii.....	18
1.5. Definiția termenilor.....	19
2. Achiziția de imagine .....	24
2.1. Generarea de raze X.....	24
2.1.1. Sursa de raze X .....	24
2.1.2. Tensiunea tubului și calitatea fasciculului .....	29
2.1.3. Sistemul AEC.....	30
2.1.3.1. Etapele de control a expunerii: valoare centrală și diferență pe pas (dacă este cazul)....	31
2.1.4. Compresie .....	34
2.1.5. Grila anti-împrăștiere .....	35
2.2. Receptorul de imagine .....	36
2.2.1. Răspunsul receptorului de imagine .....	36
2.2.2. Țesut pierdut în apropierea peretelui toracic.....	37
2.2.3. Omogenitatea și stabilitatea receptorilor de imagine .....	38
2.2.4. Variații de sensibilitate între plăci (sisteme CR).....	40
2.2.5. Influența altor surse de radiații (sisteme CR).....	40
2.2.6. Decolorarea imaginii latente (sisteme CR) .....	40
2.3. Dozimetrie.....	41

2.4.	Calitatea imaginii.....	42
2.4.1.	Vizibilitatea pragului de contrast .....	42
2.4.2.	Funcția de transfer a modulării (MTF) și spectrul de putere a zgomotului(NPS) [opțional] 43	
2.4.3.	Timp de expunere.....	43
2.4.4.	Distorsiunea geometrică și evaluarea artefactelor.....	44
2.4.5.	Grosimea imaginii/ștergerea riguroasă .....	44
3.	Procesarea imaginilor.....	46
4.	Prezentarea imaginii.....	46
4.1.	1.4.1 Monitoare .....	46
4.1.1.	Lumina ambientală.....	46
4.1.2.	Distorsiune geometrică (afișaje CRT).....	47
4.1.3.	Vizibilitatea contrastului .....	47
4.1.4.	Rezoluție .....	48
4.1.5.	Afișarea artefactelor.....	49
4.1.6.	Domeniul luminanței.....	50
4.1.7.	Funcție de afișare ascării de gri.....	50
4.1.8.	Uniformitatea luminanței .....	51
4.2.	Imprimante.....	52
4.2.1.	Distorsiune geometrică .....	52
4.2.2.	Vizibilitatea contrastului .....	53
4.2.3.	Rezoluție .....	53
4.2.4.	Artefacte de imprimare.....	54
4.2.5.	Gama densității optice (opțional).....	54
4.2.6.	Funcție afișare descară gri.....	55
4.2.7.	Uniformitatea densității.....	55
4.3.	Caseta de vizualizare.....	56
	Tabel 1. Frecvența efectuării controlului de calitate.....	56
	Tabel 2 Valori limită .....	60
	Anexe .....	66
	Anexa 1: Verificări mecanice și electrice de siguranță.....	66
	Anexa 2: Parametrii filmului.....	68

Anexa 3 O metodă de diferențiere între variațiile de procesare și variațiile de expunere prin corecția curbei filmului .....	71
Anexa 4: Spectre tipice pentru grosimea PMMA în mamografia convențională .....	71
Anexa 5. Procedura pentru determinarea dozei medii glandulare .....	72
Anexa 6. Calcularea contrastului pentru detalii pe obiect de testare a detaliului de contrast .....	79
Anexa 7: Moduri de procesare a ecranului în radiografia computerizată .....	80

Protocolul pentru controlul calității aspectelor fizice și tehnice în screeningul mamografic pentru Programul Național pentru Screeningul pentru Cancerul de Sânn a fost elaborat în cadrul proiectului "Creșterea capacității instituționale și a competențelor profesionale ale specialiștilor din sistemul de sănătate în scopul implementării Programului Național de screening pentru cancerul de sân", contract de finanțare nr. POCU/259/4//9/120799 Cod SMIS: 120799 finanțat de Fondul Social European, Programul Operațional Capital Uman 2014-2020, Axa prioritară 4: Incluziunea socială și combaterea sărăciei, Prioritatea de investiții: Creșterea accesului la servicii accesibile, durabile și de înaltă calitate, inclusiv asistență medicală și servicii sociale de interes general implementat de Institutul Oncologic "Prof Dr. Ion Chiricuța" Cluj-Napoca în parteneriat cu Institutul Național de Sănătate Publică.

Protocolul urmărește stabilirea unor proceduri unitare pentru implementarea Programului Național de Screening pentru Cancerul de Sânn care, pentru început, va fi finanțat în Regiunile de dezvoltare Nord-Vest, Vest, Nord-Est și Sud-Est prin Programul Operațional Capital Uman, proiectele "Fii responsabil de sănătatea ta – programe regionale de prevenție, depistare precoce, diagnostic și tratament precoce al cancerului de sân - etapa II", AP 4/ PI 9.iv/ OS 4.9

## 1. Noțiuni generale despre măsurători

Pentru a produce imagini cu o calitate adecvată, fiecare parte a lanțului imagistic trebuie să funcționeze la limitele cele mai înalte ale performanței sale. Experiența cu unele sisteme digitale arată că o complianță scăzută are ca rezultat un transfer scăzut de informații către cititor. În urma acestui lucru, poate fi de așteptat o rată de detectare mai mică a microcalcificărilor și/sau a leziunilor cu contrast scăzut.

Pentru a facilita un control de calitate relevant, utilizatorul trebuie să poată evalua starea sistemului de achiziție, inclusiv a detectorului digital, a sistemului de procesare și a sistemului de afișare (vezi fig. 1).

Acest protocol urmează recomandările standardului DICOM (NEMA, Imagini Digitale și Comunicări în Medicină). Prin urmare, echipamentul trebuie să poată transmite și primi imagini mamografice digitale ca IOD (definiții obiecte informaționale) ale modalității „MG” (mamografie) sau „CR” (radiografie computerizată), în conformitate cu părțile 3 (definiția IOD), 5 (structuri de date și codificare), 6 (dicționar de date) și 7 (schimb de mesaje) ale standardului DICOM. Modalitatea MG este preferată față de modalitatea CR (de exemplu, deoarece MG include parametrii de expunere și termenii „pentru procesare” și „pentru prezentare”, care sunt folosiți pentru a distinge imaginile neprocesate și cele procesate).

Principiile generale pentru testarea celor trei părți principale ale lanțului imagistic, ilustrate în figura 1, sunt discutate mai jos.

## **Sistemul de achiziție, inclusiv receptorul de imagine**

Sistemul de achiziție (fig. 1.A) poate fi evaluat:

- Prin inspecția unei „hărți de pixeli defecti” efectuate recent. Această hartă (fie o imagine, fie un tabel) definește poziția tuturor pixelilor a căror valoare nu se bazează pe propria citire (a se vedea 1.2.2.3.2). Aceasta trebuie să fie accesibilă oricând utilizatorului și trebuie să poată fi utilizată independent de echipament și de autorizația producătorilor.
- Prin evaluarea relației dintre parametrii de expunere la raze X, doza la nivelul receptorului de imagine și valoarea pixelilor. O „imagine neprocesată” (DICOM definește o astfel de imagine ca „pentru procesare”), care prezintă o relație matematică liniară sau altă relație matematică cunoscută între doza elementelor defecte ale detectorului (del) și valoarea pixelilor trebuie să fie accesibilă. Acest tip de imagine trebuie să fie disponibil și pentru CAD (detectarea asistată computerizată) sau pentru alte programe de procesare.
- Prin indicarea setărilor privind sensibilitatea nominală a sistemului pentru fiecare imagine. Deoarece calitatea imaginii crește odată cu doza, este de așteptat să apară o preferință pentru o doză mai mare a sistemului. Aceasta va conduce la o doză medie glandulară crescută și în consecință la un risc de iradiere mai mare pentru femeile incluse în screening. În sistemele mamografice convenționale, „screen-film”, doza la receptorul de imagine este legată de densitatea optică medie a fiecărui film, în funcție de clasa de viteză a sistemului (clasa de viteză 100 corespunde aproximativ unei kerme în aer de 10  $\mu$ Gy la locul receptorului de imagine). Pentru sistemele digitale trebuie furnizată o indicație comparabilă cu clasa de viteză, care să păstreze radiologul informat asupra dozelor medii administrate. Se recomandă producătorilor să furnizeze informații suficiente pentru a permite calcularea dozei medii glandulare pentru fiecare pacientă în parte.
- Pentru evaluarea sistemului de achiziție, acest protocol urmează planul de procedură al Asociației Americane a Fizicienilor din Medicină (AAPM), Grupul de lucru 10 (Samei, 2001) și rezultatele preliminare ale studiului Dmist al Colegiului American de Radiologie Imagistică (ACRIN Dmist).

## **Sistemul de procesare**

- În viitor, sistemul de procesare (fig. 1.B) poate fi evaluat prin inspecția și stabilirea unui scor pentru un set test de imagini (fie mamografii, fie imagini ale fantomei), care au fost procesate în algoritmul de procesare standard disponibil.

- Aceste imagini vor fi introduse de utilizator ca „imagini neprocesate” (DICOM: „pentru procesare”) și prelucrate de software-ul producătorului înainte de afișare.

- Producătorul trebuie să furnizeze informații în termeni generali cu privire la prelucrarea aplicată.

- Algoritmii de procesare sunt construiți pentru a îmbunătăți vizibilitatea anumitor detalii ale imaginii. În acest moment există puțină experiență și literatură cu privire la aceste efecte. Prin urmare, acești algoritmi nu sunt abordați în prezentul protocol. Observatorul este îndemnat să se convingă singur asupra valorilor algoritmilor furnizați.

### **Sistemul de afișare**

- Sistemul de afișare (fig. 1.C) poate fi evaluat prin inspecția pe sistemul de afișare (imprimantă sau monitor) a imaginilor de testare sintetice, produse în format DICOM și independent de imaginile fantomei livrate de producător. Utilizatorul trebuie să poată insera aceste imagini ca fiind „imagini procesate” (DICOM: „pentru prezentare”). Acestea nu sunt procesate mai departe înainte de afișare. Evaluarea acestor imagini este necesară pentru a confirma respectarea standardelor de calitate, altele decât cele ale producătorului. Trebuie să fie posibilă încărcarea și afișarea acestor imagini ale fantomei folosind echipamentul imagistic evaluat.
- Pentru evaluarea sistemului de afișare, acest protocol urmează recomandările AAPM Task Group 18 (Samei, 2004) și rezultatele preliminare ale studiului ACRIN Dm18.

Măsurătorile din protocol sunt alese în principiu și sunt descrise ca fiind în general aplicabile. În cazul în care testele sunt similare cu cele necesare pentru mamografia convențională, se face referire la partea relevantă din ghidurile europene. Când este necesar sunt aplicabile proceduri de testare diferite pentru sistemele CR (radiologie computerizată, adică tip fosfor foto-stimulabil) și sistemele DR (radiologie directă, adică de tip solid, inclusiv slot de scanare).

Multe măsurători sunt efectuate printr-o expunere a unui obiect test. Toate măsurătorile sunt efectuate în condiții normale de lucru: nu este necesară o reglare specială a echipamentului. Deoarece setările în diferitele sisteme disponibile variază în funcție de spectru și de cantitatea de raze X pentru diferite grosimi ale sânelui, nu poate fi indicată o expunere standard comună.

Prin urmare, calcularea dozei pentru compararea sistemelor se bazează pe AGD (doza glandulară medie) a sânelui (sau a sânelui simulat) și nu pe kerma din aer la suprafața de intrare.

Pentru a evalua utilizarea clinică a unui sistem, este specificat un tip de expunere standard: expunerea de rutină, care este destinată să furnizeze informații despre sistem în cadrul utilizării clinice.

Pentru producerea expunerii de rutină, este expus un obiect test, folosind setările echipamentului după cum urmează (cu excepția cazului în care se prevede altfel):

	Expunere de rutină:
grosimea obiectului de testare:	45 mm
materialul obiectului de testare:	PMMA

tensiunea tubului:	așa cum este folosit clinic
materialul țintă:	așa cum este folosit clinic
materialul filtrului:	așa cum este folosit clinic
dispozitiv de compresie:	în contact cu obiectul testului
grilă anti-împrăștiere	așa cum este folosit clinic
distanța de la sursă la imagine:	așa cum este folosit clinic
detector de cronometru foto (pentru CR):	în poziția cea mai apropiată de peretele toracic
control automat al expunerii:	așa cum este folosit clinic
control al expunerii:	așa cum este folosit clinic
expunerea la timpul de citire (pentru CR):	1 minut
procesarea imaginii:	oprită

Valorile medii ale pixelilor și abaterea lor standard sunt măsurate într-o regiune de interesstandard (ROI), care are o suprafață de  $4 \text{ cm}^2$  și este poziționată la 60 mm de peretele toracic și centrată lateral.

Limitele performanței acceptabile pentru calitatea și doza imaginii se bazează pe limitele deperformanță acceptabile ale sistemelor de mamografie convenționale. Relația dintre doză și limitele vizibilității detaliilor pentru un anumit tip de contrast se bazează pe performanța unui număr mare de sisteme de mamografie convențională din Marea Britanie, Olanda, Germania, Belgia și Franța. Aceste limite acceptabile se recomandă, dar deseori se pot obține rezultate mai bune. Când aceste valori realizabile sunt aplicabile, acestea sunt de asemenea recomandate. Atât valorile acceptabile, cât și cele realizabile sunt rezumate în Anexa 7. Ocazional nu se indică o valoare limită, ci doar o valoare tipică, oferită ca indicație pentru ce se poate realiza în mod normal. Frecvențele de măsurare indicate în protocol (Anexa 6) reprezintă minimumul necesar. Atunci când valoarea limită acceptabilă este depășită, măsurarea trebuie repetată. Dacă este necesar, trebuie efectuate măsurători suplimentare pentru a determina originea problemei observate și acțiunile adecvate care ar trebui întreprinse pentru a rezolva problema.

Pentru unele teste, valorile limită sunt provizorii, ceea ce înseamnă că valoarea limită necesită evaluări ulterioare și poate fi modificată în viitor.



## 1.1. Personal și echipament

Personalul din serviciul de mamografie poate efectua anumite măsurători. Măsurătorile mai elaborate ar trebui să fie întreprinse de către fizicieni medicali care sunt instruiți și au experiență în radiologia diagnostică și care sunt special instruiți în controlul calității mamografiei. Comparabilitatea și coerența rezultatelor obținute în diferite centre sunt cel mai bine obținute dacă datele de la toate măsurătorile, inclusiv cele efectuate de tehnicienii sau radiologii locali, sunt colectate și analizate central.

Personalul care efectuează testări zilnice/săptămânale de control al calității, va avea nevoie de următoarele echipamente la locația de screening:

- Bloc de test standard (45 mm PMMA)
- Imagini de testare digitală de control al calității
- Casetă de referință (sisteme CR)
- Plăci PMMA

Fizicienii medicali care efectuează celelalte teste de control al calității vor avea nevoie de următoarele echipamente:

- Contor de doze
- Contor de tensiune a tubului
- Contor pentru timpul de expunere
- Contorizator al luminanței telescopice
- Contorizator de iluminare
- Obiecte test pentru controlul calității
- Obiecte test pentru controlul calității imaginilor digitale
- Obiect de testare pentru contrastul de detaliu
- Densitometru
- Coală de aluminiu
- Dispozitiv de testare a petei focale + stand
- Dispozitiv de testare a contactului ecran-film
- Rigla
- Dispozitiv de testare a forței de compresie
- Spumă de cauciuc
- Folie de plumb

- Distanțatoare polimerice expandate

## 1.2. Cerințele sistemului

### Accesibilitate

Trebuie să fie posibilă accesarea și inserarea separată de imagini DICOM „pentru procesare” și „pentru prezentare” pentru a permite evaluarea receptorului, a procesării imaginii și a imaginii de prezentare.

### AEC (controlul automat al expunerii)

Aplicarea principiului ALARA de administrare a dozei cea mai scăzută cu putință, impune utilizarea unui sistem de control automat al expunerii (AEC) pentru a asigura expunerea optimă a receptorului de imagine care compensează grosimea și compoziția sânelui.

### Receptor de imagine

Mărimea fizică necesară a receptorului de imagine și cantitatea de țesut mamar pierdută pe laturile scurte și mai ales la nivelul peretelui toracic sunt importante pentru o imagine optimă a țesutului mamar. Este menționată o limită superioară pentru cantitatea de țesut pierdut în partea dinspre peretele toracic, dar acceptarea altor marje rămâne la responsabilitatea radiologului.

### Sistem de afișare

Transferul optim al informațiilor în mamografiile digitale va fi atins când fiecare pixel din matrice este proiectat la cel puțin un pixel pe sistemul de afișare și când dimensiunea pixelilor pe sistemul de afișare este suficient de mică pentru a arăta detalii care coincid cu sensibilitatea maximă a ochiului observatorului (1-3 lp/mm la o distanță de vizualizare de 30 cm). În screening la nivelul monitorului ar trebui să se permită inspecția imaginii la dimensiune maximă, cu rezoluție maximă. În mod normal sunt vizualizate două imagini în același timp și, prin urmare, având în vedere tehnologia actuală, este recomandat să fie utilizate stații de lucru diagnostice cu două diagonale mari (45-50 cm (19-21 II)), cu calitate înaltă, cu monitoare de 5 megapixeli.

Pe unitatea de achiziție, poate fi acceptată utilizarea unui monitor cu specificații mai mici, în funcție de sarcinile tehnicianului radiolog.

Sunt necesare cercetări suplimentare pentru a demonstra dacă soluții mai ieftine (de exemplu, monitoare de 3 megapixeli) pot fi suficiente în situații clinice.

## **Condiții de vizualizare**

Întrucât intensitatea maximă de pe monitor (300-800 cd/m<sup>2</sup>) este mult mai mică decât cea a unui negatoscop cu film neexpus și dezvoltat (3000-6000 cd/m<sup>2</sup>) și datorită reflectării caracteristicilor monitorului, cantitatea de lumină ambientală poate diminua considerabil vizibilitatea în intervalul dinamic și vizibilitatea leziunilor cu contrast scăzut. Prin urmare, nivelul de lumină ambientală ar trebui să fie scăzut (mai puțin de 10 lux) pentru a permite extinderea maximă la partea inferioară a intervalului. Deși acest nivel s-a dovedit a fi acceptabil, ar putea fi necesar un timp scurt pentru adaptarea la acest nivel.

## **Sistemul de radiografie computerizată (CR)**

Măsurătorile trebuie efectuate cu același ecran cu fosfor pentru a exclude diferențele între ecrane, cu excepția testării ecranelor individuale ca în secțiunea 1.2.2.4 și la testarea vizibilității pragului de contrast ca în secțiunea 1.2.4.1. Timpul de la expunere la citire este standardizat pentru a minimaliza diferențele cauzate de întârzierile variate de timp (adică estomparea imaginii latente).

Standardul DICOM permite utilizarea atât a IOD a „CR” cât și a „MG” pentru imaginile CR. Acest lucru poate duce la afișarea incorectă a imaginilor de către diferite sisteme de afișare.

## **Detector de radiografie directă (DR)**

Când se efectuează măsurători pentru care nu este necesară nicio imagine (de exemplu, HVL sau tensiunea tubului), detectorul trebuie acoperit foarte bine pentru a preveni apariția imaginilor fantomă la utilizarea ulterioară a sistemului.

Atunci când amortizoarele din obiectul testului de control al calității conduc la alte valori de expunere automată decât cele care ar fi obținute cu PMMA omogen, sistemul trebuie setat manual la aceste valori.

## **Imprimanta**

Dimensiunea pixelului imprimantei trebuie să fie în același ordin de mărime cu (sau mai puțin decât) dimensiunea pixelului imaginii și ar trebui să fie <100 micrometri.

### **1.3. Ordinea măsurătorilor**

Este recomandabil să se efectueze măsurători precum omogenitate, NPS, liniaritate, MTF în primul rând, iar imaginea fantomă ultima pentru a preveni influența posibilelor imagini fantomă. După măsurarea imaginii fantomă se recomandă realizarea unor imagini suplimentare cu un bloc omogen de PMMA care acoperă întregul detector pentru a vă asigura că imaginile fantomă nu apar pe imaginile clinice.

Fig 1

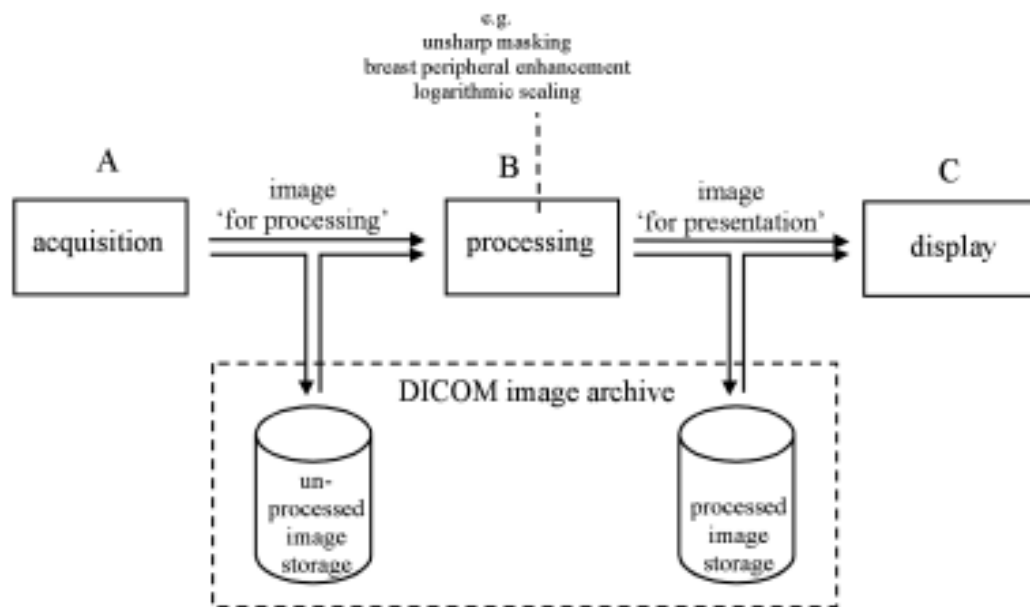


Fig. 1.A

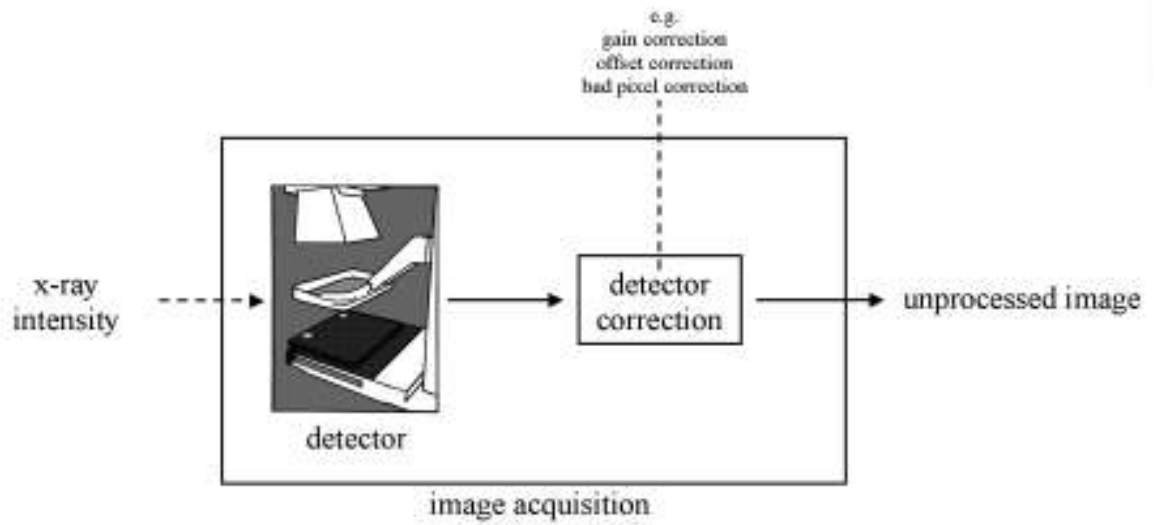


Fig. 1C (monitor)

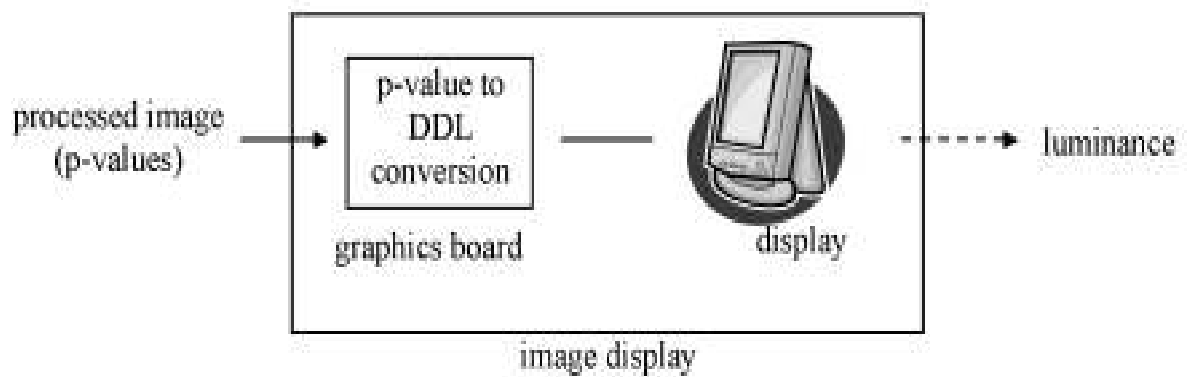
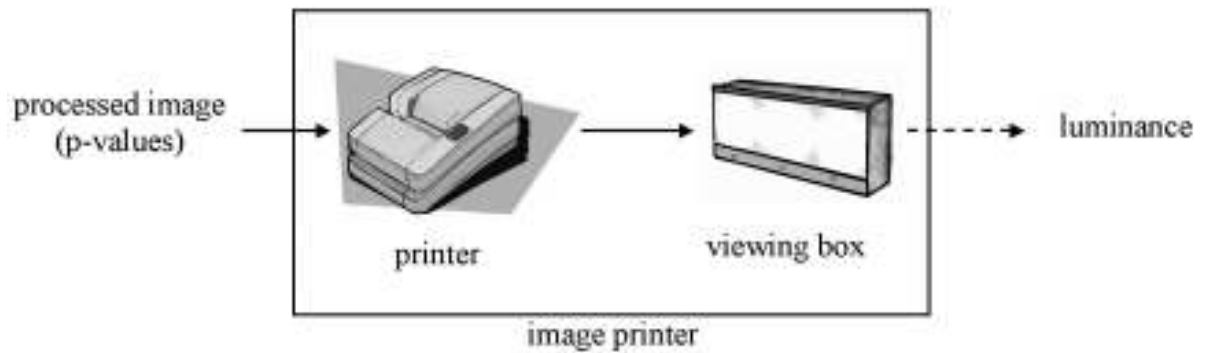


Fig. 1C (imprimantă)



#### 1.4. Filozofie

## **Introducere**

Scopul principal al acestui document este stabilirea standardelor pentru screeningul mamografic.

Lanțul imagistic în mamografie digitală poate fi împărțit în trei părți independente:

1. Achiziție de imagine, care include generarea de raze X, receptorul de imagine și (pentru unele sisteme) corecții ale receptorilor de imagine.
2. Procesarea imaginii, care include software-ul de procesare a imaginilor.
3. Prezentarea imaginii, inclusiv monitor, software de prezentare a imaginii, imprimantă și casetă de vizualizare.

În protocolul european pentru controlul calității al aspectelor fizice și tehnice ale mamografiei de screening aceste părți ale lanțului imagistic sunt evaluate separat. Aceasta este o abordare practică deoarece fiecare parte necesită tehnici de evaluare diferite și permite utilizarea de echipamente și software de la diferiți furnizori. În versiunea actuală a protocolului sunt luate în considerare doar achiziția de imagini și prezentarea imaginii. Datorită numărului mare de tehnici de procesare și a deficiențelor obiectelor de testare clasice în ceea ce privește evaluarea post-procesare, ca procesare bazată pe histogramă și textură, evaluarea părții de procesare a imaginilor din cadrul lanțului imagistic nu a fost abordată (încă)..

### **1.4.1. Metode de testare**

Testele descrise privind achiziția de imagini se bazează pe expertiza diferitelor grupuri europene în mamografie digitală, pe trialurile din cadrul Colegiului American de Radiologie Imagistică Network Dmist trial (ACRIN Dmist) privind Protocolul de control al calității, pe testele privind controlul calității ale furnizorilor și pe publicațiile de la Grupul de lucru 10 a Asociației Americane a Fizicienilor în Medicină (AAPM) privind sistemele CR.

Testele din secțiunea de prezentare a imaginilor se bazează pe metodele de testare și imaginile de testare grupului de activități AAPM 18. Aceasta include conformarea cu standardul DICOM pentru prezentări.

### **1.4.2. Valorile limită**

Valorile limită au fost obținute pe cât posibil din practică, folosind mamografiiconvențională: se presupune a fi o cerință ca mamografia digitală să aibă o performanțacel puțin la fel de bunăca și mamografia convențională.

### **1.4.3. Achiziția de imagini**

Partea de generare de raze X a protocolului este în esență identică cu cea a mamografiei convenționale.

Unele echipamente digitale de mamografie de pe piață sunt încă „în dezvoltare”. Una dintrecaracteristicile care nu este încorporată încă în unele sisteme, este dispozitivul de control automat al expunerii (AEC). Acestfapt prezintă o serie de dezavantaje:

- În cazul setărilor manuale, pot apărea greșeli în setările de expunere care să conducă la sub- sau supraexpunere și la o calitate insuficientă a imaginii sau la administrarea unei doze necorespunzătoare pentru femeie. Contrar mamografiei convenționale, în care subexpunerea este imediat recunoscutăprin modificarea densității optice a filmului, subexpunerea în mamografia digitalănu este ușor de recunoscutde către tehnicianul radiolog sau de către medicul radiolog. Acest lucru poate conduce la o calitate insuficientă a imaginii.

- Este posibil ca sistemul să nu poată gestiona volumul ridicat de examinări din cadrul programelor de screeningmamografic.

- Datorită necunoașterii structurii sânelui, factorii de expunere trebuie să fie reglați la sâni densi, pentru a putea garanta o calitate a imaginii suficient de ridicată. Acest lucru duce inutil la un nivel maredeexpunere pentru alte femei și nu respectă prevederile principiuluiALARA.

Prin urmare, în sistemele utilizate pentru screeningul mamografic ar trebui încorporat un sistem AEC.

### **1.4.4. Evaluarea calității imaginii**

Calitatea imaginii este evaluată în termeni de vizibilitate a pragului de contrast, simulat la un sân cu grosime standard.

#### **1.4.4.1. Calitatea imaginii la grosimea standard**

Calitatea imaginii este exprimată în termeni de vizibilitate a pragului de contrast folosind ca setări expunerea clinică.

Pentru evaluarea vizibilității pragului de contrast trebuie utilizate imagini fantomă „neprocesate”. În acest fel, doar parte de achiziție a imaginilor este inclusă și evaluarea calității imaginii poate fi considerată ca un test de „sistem întreg”.

Pentru a crește fiabilitatea sunt necesare cel puțin șase imagini fantomă. Fantoma trebuie re-poziționată ușor după achiziția fiecărei imagini și trebuie utilizată o fereastră largă și factori de mărire pentru optimizarea vizibilității punctelor în fiecare secțiune din imaginea fantomă. Acest lucru împiedică monitorul să fie factorul limitativ pentru evaluarea pragului de contrast, în loc de calitatea imaginii neprocesate. Cel puțin trei cititorii trebuie să citească două imagini diferite fiecare.

O problemă cu notarea de imagini CD este variabilitatea inter- și intra-cititor. Prin urmare, imagini CD MAM cu scoruri sunt disponibile pe site-ul web EUREF în scopuri de referință. În acest moment, calitatea imaginii este evaluată folosind o atenuare totală echivalentă cu 50 mm PMMA grosime.

S-au stabilit două tipuri de valori de limitare: valori de limitare acceptabile și realizabile. Valorile acceptabile de limitare au fost obținute din mamografia convențională, iar cele realizabile au fost obținute din sistemele de mamografie digitală.

#### **1.4.4.2. Calitatea imaginii la alte grosimi PMMA**

Calitatea imaginii mamografice digitale la alte grosimi decât la grosimea standard, este stabilită de calitatea imaginii la grosimea standard folosind cerințele raportului semnal/zgomot (SNR) și ale raportului contrast/zgomot (CNR). Valorile absolute ale SNR și CNR sunt dependente de sistem.

În acest moment, trei tipuri de parametri sunt utilizați de producători pentru a controla calitatea imaginii în sistemele AEC: doza la detector (valoarea pixelilor), SNR și CNR.

Sistemele de mamografie convențională și unele sisteme digitale păstrează doza constantă la detectorul AEC pe întreaga gamă de grosimi ale sânului (pentru sistemele digitale acest lucru înseamnă că valoarea pixelului este menținută constantă), alte sisteme mențin SNR constant și recent a fost introdus un sistem care încearcă să mențină constant CNR.

În opinia autorilor, CNR ar fi o măsură mai potrivită pentru cuantificarea calității imaginii la alte grosimi decât grosimea standard.

#### **1.4.5. Doza glandulară**

Se presupune că nivelul mediu al dozei glandulare în sistemele de mamografie digitală ar trebui să nu fie mai mare decât pentru sistemele convenționale. Pentru a asigura acest lucru,



valorile dozei limită au fost modificate, pentru asigurarea calității mamografiei de screening. O limită medie a dozei glandulare de 2,5 mGy la grosimea standard însetările clinice a fost aleasă pentru a se asigura că nivelurile dozei în mamografia digitală nu le vor depăși pe cele ale mamografiei convenționale.

#### **1.4.6. Timpul de expunere**

Timpul de expunere ar trebui să fie suficient de scurt pentru a evita artefactele de mișcare. Este necesar să se facă diferența între timpul în care fiecare parte individuală a sânului este expusă și timpul total de scanare. Prima este importantă pentru artefactele de mișcare, cea din urmă pentru perioada în care sânul unei femei este comprimat. Pentru majoritatea sistemelor, timpul de expunere crește rapid odată cu grosimea și compoziția sânului și poate varia de la 0,2 la 3 secunde, cu o valoare medie de 2 secunde.

#### **1.4.7. Receptorul de imagine**

##### **1.4.7.1. Funcția de răspuns**

Funcția de răspuns trebuie să respecte specificațiile. Funcția de răspuns poate fi liniară sau logaritmică sau să îndeplinească alte relații matematice. Funcția de răspuns ar trebui să aibă o creștere sau o scădere monotonă.

##### **1.4.7.2. Evaluarea zgomotului**

Zgomotul este evaluat prin reprezentarea SNR pătrat pe kerma de suprafață de aer de intrare (ESAK) pentru sistemele cu răspuns liniar (cum sunt sistemele DR curente). Neliniaritatea și decalarea curbei sunt indicii ale prezenței zgomotului suplimentar. La acceptare se măsoară o curbă de referință. La testele ulterioare de control al calității, rezultatele ar trebui să fie comparabile cu curba de referință.

##### **1.4.7.3. Țesutul glandular pierdut înspre peretele toracic**

Valoarea de limitare a cantității de țesut pierdut în partea peretelui toracic se bazează pe caracteristica valorilor găsite în sistemele de mamografie convențională.

##### **1.4.7.4. Defecțiunea elementelor detectorului (DR)**

Este foarte important să se verifice numărul și poziția elementelor de detecție defecte (dels). În acest moment producătorii sunt reticenți în a furniza acest tip de informații utilizatorilor, dar cumpărătorii de echipamente au dreptul să știe măsura în care imaginile de pe sistemele lor sunt reconstruite. Prin urmare, aceste informații ar trebui să fie puse la dispoziția utilizatorului.

Se cere ca o hartă de pixeli defecti (fie o imagine, fie un tabel cu poziția tuturor pixelilor la care valoarea pixelului nu se bazează pe propria lectură del) să fie accesibilă utilizatorului în orice moment într-un format specific, încât să poată fi utilizată independent de echipamentele producătorului.

Limitarea valorilor elementelor defecte ale detectorului ar trebui să se bazeze pe relevanța clinică. Este de așteptat ca pierderea microcalcificărilor individuale să nu influențeze deciziile de diagnostic. În cazul în care un număr mare de elemente sunt defecte într-o anumită zonă, acest lucru ar putea influența deciziile de diagnostic.

În al doilea rând, trebuie luat în considerare algoritmul de corecție, care este utilizat pe o anumită unitate de raze X. Dacă un algoritm nu poate gestiona reconstrucția anumitor valori de elemente defecte, acest lucru ar putea conduce la artefacte nedorite pe imagine, chiar dacă zona este suficient de mică pentru a nu influența diagnosticul.

#### **1.4.7.5. Omogenitatea receptorului de imagine**

Pentru detectoarele DR, se aplică corecții ale detectorului. În această corecție valoarea pixelului elementului defect este reconstruită din citirea elementelor vecine și sunt efectuate corecții. Pentru unele sisteme, ultima corecție trebuie efectuată de către utilizator. Dacă utilizatorul trebuie să efectueze această calibrare, trebuie să treacă suficient timp de la ultimele imagini realizate pentru a preveni influența posibilelor imagini fantomă asupra calibrării.

#### **1.4.7.6. 1.1.4.7.6 Decolorarea imaginii latente (CR)**

La acceptare, este recomandat să se măsoare estomparea imaginii latente pentru ecranele cu fosfor. Cu rezultatele acestui test, poate fi determinată importanța utilizării aceleiași expuneri la prelucrarea în timp (în practica clinică și în timpul testelor de control al calității)

#### **1.4.7.7. Imagini fantomă**

În sistemele CR pot apărea fantome dacă ștergerea ecranelor nu este efectuată optim.

Aceste imagini fantomă sunt cuantificate comparând valoarea pixelului unei imagini fantomă induse, cu o imagine de contrast cunoscută (contrastul unei foi de aluminiu). După măsurarea imaginii fantomei este recomandat să se efectueze câteva imagini suplimentare cu un bloc omogen de PMMA care să acopere întregul detector, pentru a se asigura că imaginile fantomă nu vor apărea pe imagini clinice.

### **1.4.8. Prezentarea imaginii**

Întreaga secțiune de prezentare a imaginilor acestui protocol se bazează pe activitatea grupului de activități AAPM18. Doar măsurătorile care diferă de recomandările grupului de

lucru 18 și de limitare a valorilor, pentru care sistemele nu respectă recomandările, sunt menționate mai jos.

#### **1.4.8.1. Monitoare**

##### **1.4.8.1.1. Lumina ambientală**

AAPM Task Group 18 nu are valori specifice de limitare a luminii ambientale. De fapt nivelul maxim de lumină ambientală depinde de caracteristicile minime de luminanță și de reflectare ale monitorului. Din motive de simplitate, a fost setată o singură valoare de limitare a luminii ambientale.

##### **1.4.8.1.2. Funcția de afișare a scării de gri**

Funcția de afișare a scării de gri a monitorului este verificată conform standardului DICOM de afișare a scării de gri (GSDF).

#### **1.4.8.2. Imprimante**

##### **1.4.8.2.1. 1.1.4.8.2.1 Funcția de afișare a scării de gri**

Măsurătorile se bazează pe măsurarea luminanțelor unui model de testare tipărit pe o casetă de vizualizare. Aceste măsurători trebuie efectuate pentru toate combinațiile de imprimante și casete de vizualizare.

Din punct de vedere al controlului calității acest lucru nu este practic, de aceea s-a definit o casetă de vizualizare standard (luminanța casetei de vizionare fără film: 4000 cd/m<sup>2</sup>, contribuție de luminanță datorată iluminării ambientale: 1 cd/m<sup>2</sup>).

##### **1.4.8.2.2. Dimensiunea pixelilor**

Pentru a putea imprima imagini cu rezoluție suficientă, dimensiunea pixelului imprimantei trebuie să fie în același ordin de mărime ca și (sau mai puțin de) dimensiunea pixelului imaginii și ar trebui să fie întotdeauna < 100 micrometri.

### **1.5. Definiția termenilor**

Definițiile date prezintă semnificația termenilor folosiți în acest document.

<b>Zona de afișare activă</b>	Partea de afișare folosită pentru afișarea de imagini, aplicații și desktop.
<b>Harta pixelilor defecti</b>	O hartă (fie o imagine, fie un tabel) care definește poziția tuturor pixelilor pentru care valoarea unui pixel nu se bazează pe propria citire del.
<b>Profundimea bit-ului</b>	Numărul de valori care pot fi alocate unui pixel într-un anumit sistem

<b>Detectare asistată de computer(CAD)</b>	<p>digital, exprimat în biți.</p>
<b>Radiografie computerizată(CR)</b>	<p>Software pentru a ajuta radiologii să detecteze zonele suspected în imaginile radiografice a sânului.</p>
<b>Raportul contrast/zgomot (CNR)</b>	<p>Tehnologia radiologiei digitale care folosește plăci fotostimulabile cu fosfor.</p> <p>CNR este calculat după cum urmează pentru un obiect de test specific (de exemplu 0.2mm grosime Al pe 45 mm PMMA).</p> $CNR = \frac{\text{valoarea medie a pixelului (semnal)} - \text{valoarea medie a pixelilor (fundal)}}{\sqrt{\frac{\text{deviatie standard (semnal)}^2 - \text{deviatie standard (fundal)}^2}{2}}}$
<b>Del</b>	<p>Element defect într-un detector DR.</p>
<b>Eficiența detectivă cuantică (DQE)</b>	<p>Funcție care descrie transferul SNR ca funcție spațială de frecvență la înregistrarea unei imagini cu raze X. DQE oferă eficiența cu care dispozitivul folosește cuanta disponibilă.</p>
<b>Corecțiile detectorului</b>	<p>Corecția în sistemele DR prin care valoarea pixelilor elementelor defecte este reconstruită și valorile pixelilor sunt corectate pentru variații individuale ale sensibilității elementului detector.</p>
<b>Radiografie directă (DR)</b>	<p>Tehnologia digitală în radiologie care folosește unități sigilate montate pe un sistem de radiografiere, care capturează razele X și produce o</p>

<p><b>Nivel de conducere digital (DDL)</b></p>	<p>imagine digitală prin eșantionarea imaginii cu raze X.</p>
<p><b>Indicator de expunere</b></p>	<p>Valoare digitală care reprezintă intrarea pentru un sistem de afișare.</p>
<p><b>Timpul de expunere</b></p>	<p>Număr atribuit unei imagini legat de expunere.</p>
<p><b>Imagine fantomă</b></p>	<p>Timpul dintre primul și ultimul moment în care razele X primare ajung la o parte individuală a unui obiect scanat.</p>
<p><b>Funcția de transfer modulara (MTF)</b></p>	<p>Resturile imaginilor anterioare vizibile pe imaginea curentă.</p>
<p><b>Zgomot</b></p>	<p>Funcție care descrie modul în care contrastul componentelor imaginii este transmis ca funcție al conținutului frecvenței spațiale.</p>
<p><b>Spectrul puterii zgomotului (NPS)</b></p>	<p>Fluctuații în valorile pixelilor care nu au legătură cu obiectul scanat. Abaterile standard într-un ROI din imaginea de ieșire este luată ca măsură a zgomotului.</p>
<p><b>Valoarea P</b></p>	<p>Funcție care descrie zgomotul imaginii ca funcție a frecvenței spațiale.</p>
<p><b>Pixel</b></p>	<p>Vezi valoarea prezentării.</p>
<p><b>Pixel pitch</b></p>	<p>Elementul imagine, cea mai mică unitate din imagine.</p>
<p><b>Valoarea pixelului</b></p>	<p>Distanța fizică între centrele pixelilor adiacenți.</p>
<p><b>Valoarea pixelului</b></p>	<p>Valoarea discretă atribuită unui pixel, în sistemele de mamografie, numărul de pixeli variază între 1024 (10 biți) și 16384 (14</p>

	biți), în funcție de detector.
<b>Valoarea pixelilor decalaji</b>	Valoarea constantă care se adaugă la valorile tuturor pixelilor.
<b>Valoarea prezentării</b>	Valoarea pixelilor după căutarea valorii de interes (VOI LUT) sausetările pentru lățimea și nivelul ferestrei la care au fost aplicate.
<b>Afișarea clasei primare a dispozitivului</b>	Dispozitivul de afișare utilizat pentru interpretarea imaginilor medicale(denumit în text ca „dispozitiv de afișare pentru diagnosticare”).
<b>Imagine procesată</b>	Imaginea după prelucrarea acesteia, gata de prezentare pe monitoare sau pentru imprimare. În fișierul DICOM, relația de intensitate a valorii tagului Pixel (0028,1040) este „pentru prezentare”.
<b>Imagine brută</b>	Imaginea neprocesată.
<b>Regiunea de referință de interes (ROI).</b>	Regiunea de interes ( $\approx 4 \text{ cm}^2$ , circulară sau pătrată) în care valoarea medie a pixelilor și abaterea standard sunt măsurate în centrul regiunii de interes și este poziționată perpendicular la 60 mm de marginea peretelui toracic, la nivelul mesei și centrată lateral.
<b>Dispozitiv de afișare de clasă secundară</b>	Un dispozitiv de afișare utilizat pentru vizualizarea imaginilor, dar nu pentru diagnostic
<b>Setarea sensibilității (Nominal)</b>	Indicarea setării de sensibilitate a sistemului, comparabilă cu viteza în sistemele de imagistică convențională.

<b>Procesarea ecranului</b>	
<b>Raport semnal/zgomot (SNR)</b>	<p>Procesarea imaginilor aplicată într-un sistem CR în timpul citirii ecranului</p> <p>SNR este calculat după cum urmează pentru un ROI specific:</p> $\text{SNR} = \frac{\text{valoarea pixelului mediu} - \text{compensarea valorii pixelilor}}{\text{abaterea standard în valoarea pixelilor}}$
<b>Bloc test standard</b>	<p>Blocul standard PMMA pentru a reprezenta cu aproximație sânul cu densitate medie, astfel încât aparatul cu raze X să funcționeze corect sub controlul automat al expunerii și citirile de doză metrice să poată fi convertite în doză glandulară. Grosimea este de <math>45 \pm 0,5</math> mm. Blocul de testare standard acoperă întregul detector.</p>
<b>Pragul de contrast</b>	<p>Cel mai mic contrast detectabil pentru o dimensiune dată a detaliului, care poate fi afișat de sistemul de imagistică. Pragul de contrast este o unitate de măsură pentru imagistica structurilor cu contrast redus.</p>
<b>Imagine necorectată</b>	<p>Imaginea dintr-un sistem DR înainte de orice procesare a imaginii, unde se efectuează inclusiv corecții ale detectorului și a câmpului.</p>
<b>Imagine neprocesată</b>	<p>Imaginea unui sistem DR după corecția câmpului și a detectorului, dar înainte de a aplica alte prelucrări ale imaginii.</p> <p>În imaginea neprocesată valoarea pixelului este în general liniară cu expunerea pixelului. În fișierul DICOM valoarea tagului Pixel Intensity Relationship (0028,1040) este „pentru procesare”. Echipa internațională de întreținere a Comisiei Electrotehnice (IEC) 31 face referire la imaginea neprocesată ca „date brute”.</p>

<b>Variația</b>	Variația= $\frac{\text{valoarea maximă} - \text{valoarea minimă}}{\text{valoarea medie}} \times 100\%$
<b>VOI LUT</b>	Tabelul de căutare a valorii de interes care definește transformarea(neliniară) a valorilor pixelilor în valori semnificative pentru prezentare (valori de prezentare).
<b>Centrul ferestrei</b>	Setarea definind (împreună cu lărgimea ferestrei) o relație liniară între valorile pixelilor de modalitate și valorile pixelilor semnificativi pentru prezentare (valori de prezentare).
<b>Lărgimea ferestrei</b>	Setarea definind (împreună cu centrul ferestrei) o relație liniară între valorile pixelilor de modalitate și valorile pixelilor semnificativi pentru prezentare (valori de prezentare).

## 2. Achiziția de imagine

### 2.1. Generarea de raze X

#### 2.1.1. Sursa de raze X

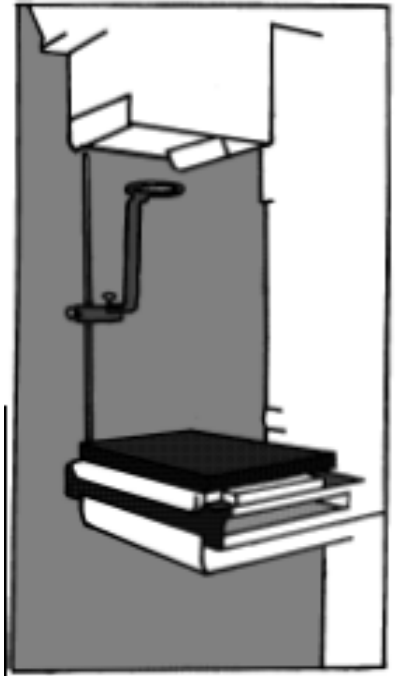
În această secțiune sunt descrise măsurătorile necesare pentru a determina dimensiunea petei focale, distanța sursă-imagine, alinierea razelor X la receptorul de câmp și imagine, scurgerile de radiații și ieșirea tubului.

Pentru a preveni artefactele fantomă, se recomandă să se acopere detectorul cu o folie de plumb în timpul tuturor testelor pentru care nu este necesară nicio imagine și să se utilizeze modulul non-imagistic (dacă este disponibil) pentru unitatea de radiații X.

##### 2.1.1.1. Dimensiunea petei focale

Măsurarea dimensiunii petei focale este destinată să determine dimensiunile sale fizice la instalare sau când rezoluția a scăzut semnificativ. Dimensiunea petei focale trebuie determinată pentru toate anodele disponibile ale unității de mamografie. Pentru controlul de calitate de rutină, evaluarea rezoluției spațiale este considerată adecvată.





*Fig. 2.1. Măsurarea mărimii petei focale folosind metoda modelului stelei*

Dimensiunile petei focale pot fi obținute folosind una din următoarele metode:

- Metoda modelului stelei; o metodă convenabilă (testare de rutină) (Fig. 2)
- Camera cu fante; o metodă complexă, dar precisă pentru stabilirea cu exactitate a dimensiunii (testarea acceptării)
- Cameră cu găuri; o metodă complexă, dar precisă pentru a determina forma (testarea acceptării)
- Instrument de testare cu mai multe găuri, o metodă simplă pentru a determina dimensiunea peste câmp (teste de rutină / acceptare)

Sunt disponibile dispozitive digitale complet automatizate pentru a măsura dimensiunile petefocale. Dacă sunt validate, pot fi utilizate.

Conform normei IEC / NEMA, opatăfocală nominală de 0,3 este limitată la o lățime de 0,45 mm și o lungime de 0,65 mm. Un patăfocală nominală de 0,4 este limitată la 0,60 și respectiv 0,85 mm.

#### **2.1.1.2. Distanța sursă-imagine**

Se utilizează metodele și valorile de limitare folosite pentru mamografia convențională. Distanța pe imaginile digitale poate fi obținută prin înmulțirea dintre numărul pixelilor și pitch-ul pixelilor.

Distanța sursă-imagine poate fi determinată precis (Fig. 2.2.) prin radiografierea unui obiect cu dimensiuni cunoscute ( $\geq 10$  cm) poziționat pe placade susținere a sânului la distanță

( $\geq 20$  cm) deasupra plăcii de suporta sânului. Se măsoară dimensiunile imaginiiobiectului pe imaginea 1 (obiect pe placa de suport a sânului) și imaginea 2 (obiect la distanța d deasupra plăcii de suport a sânului). Distanța imagine-sursă poate fi calculată folosind formula:

$$f = \frac{d}{a * \left( \frac{1}{p^1} - \frac{1}{p^2} \right)}$$

f = distanța sursă-imagine

d = distanța dintre obiecte în poziția 1 și 2

a = dimensiunea obiectului imaginat

p1 = dimensiunea obiectului de pe imaginea 1 (obiect situat pe placade suport a sânului)

p2 = dimensiunea obiectului de pe imaginea 2 (obiect la o distanță d deasupra plăcii de suport a sânului)

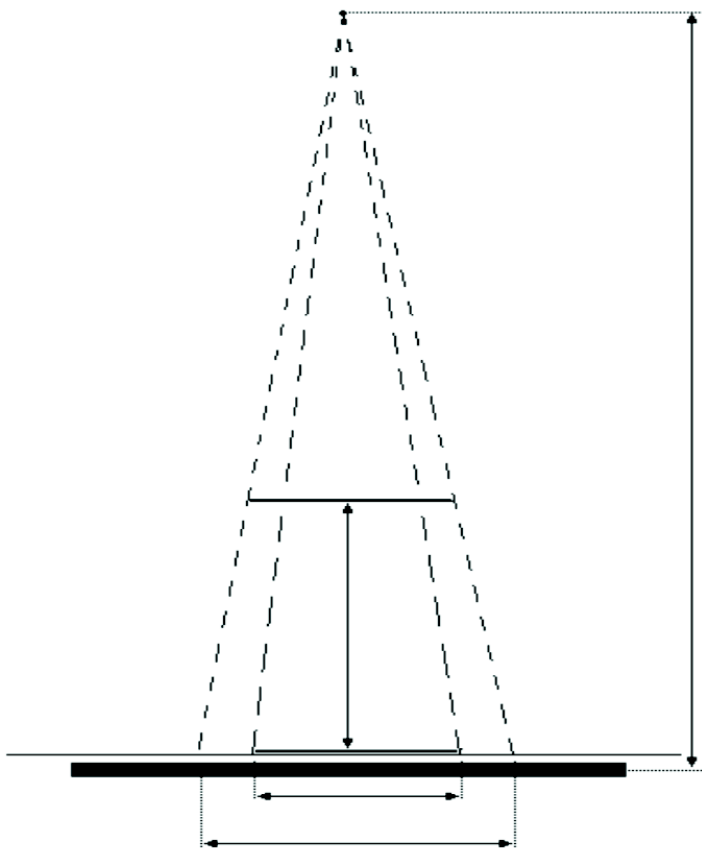


Fig. 2.2. Măsurarea distanței sursă-imagine

**Valoarea de limitare** Specificația producătorilor, tipică 600-650 mm.

**Frecvență** La acceptare, dacă distanța sursă-imagini este reglabilă:

la fiecare șase luni.

**Echipament** Măsura benzii, obiectul testului arbitrar.

### 2.1.1.3. Alinierea zonei de raze X / a imaginii

Pentru sistemele CR se folosesc metodele și valorile limităutilizate pentru mamografia convențională.

Alinierea câmpului de raze X și a receptorului imaginii pe partea laterală a peretelui toracic poate fi determinată cu două casete încărcate și două amortizoare de raze X, de ex. monede (Fig. 2.3.).



Fig. 2.3 Alinierea măsurătorilor de câmp/imagini ale radiografiei

*Notă 1:* Marginile laterale ale câmpului de raze X ar trebui să expună cel puțin receptorul de imagine. O ușoară extindere dincolo de orice margine a receptorului de imagine este acceptabilă.

*Notă 2:* Dacă se utilizează mai multe dimensiuni de câmp sau țintă, măsurarea trebuie repetată.

**Valoarea limită** Pentru toate punctele focale:

Din toate părțile: razele X trebuie să acopere filmul cu cel mult

5 mm în afara acestuia.

Pe marginea peretelui toracic: distanța dintre marginea filmului și marginea dispozitivului bucky trebuie să fie  $\leq 5$  mm.

**Frecvență** Anual.

**Echipamente** Amortizoare cu raze X - de exemplu monede, rigle, bile de fier, bandă de măsură.

#### 2.1.1.4. Scurgeri de radiații

Se folosesc metodele și valorile de limitare utilizate pentru mamografia convențională.

Măsurarea scurgerii radiațiilor cuprinde două părți; în primul rând, locația scurgerii și în al doilea rând, măsurarea intensității sale.

Poziționați un sistem de blocaj pentru fasciculul de radiații (de exemplu, foaie de plumb) peste capătul ansamblului diafragmei astfel încât să nu poată fi emisă radiația primară. Se închide carcasa tubului cu casete încărcate și se expune la tensiunea maximă a tubului și la curent ridicat al tubului (mai multe expuneri). Procesati filmele și identificați orice scurgere excesivă. Apoi, se cuantifică cantitatea de radiații din „punctele fierbinți” la o distanță de 50 mm a tubului cu un detector adecvat. Se corectează citirile la viteza de kerma a aerului din mGy/h (liber în aer) la distanța de 1 m față de pata focală, la puterea maximă a tubului.

**Valoarea limită** Nu mai mult de 1 mGy în o oră la 1 m de pata focală la evaluarea maximă a tubului în medie, pe o suprafață care nu depășește 100 cm<sup>2</sup>, conform reglementărilor locale.

**Frecvență** La acceptare și după intervenție pe carcasa tubului.

**Echipament** Contor de doză și detector adecvat.

#### 2.1.1.5. Ieșirea tubului

Folosiți metoda de măsurare utilizată pentru mamografia convențională. Măsurătorile de ieșire a tubului trebuie efectuate la toate combinațiile țintă-filtru pentru calcularea dozei (dacă este necesar). Măsurătorile ar trebui să fie efectuate cu paleta de compresie poziționată. Pentru a calcula factorul de transmisie al paletei de compresie, care poate fi necesar pentru estimarea dozei glandulare și a ieșirii tubului, măsurătorile trebuie, de asemenea, să fie efectuate fără paletă de compresie. Factorul de transmisie trebuie calculat ca kerma în aer, măsurată în prezența paletei de compresie, împărțită la kerma de aer în absența paletei de compresie.

Puterea specifică a tubului ( $\mu\text{Gy/mAs}$ ) și debitul de ieșire ( $\text{mGy/s}$ ) trebuie măsurate cu ajutorul unei combinații filtru-țintă Molybdenum-Molybdenum la 28 kVp pe o linie care trece prin pata focală și ROI de referință, în absența materialului de împrăștiere și atenuare (de ex. placa de compresie). O sarcină a tubului (mAs) similară cu cea necesară expunerii de referință trebuie utilizată pentru măsurare. Se corectează pentru distanța de la punctul focal la

detectorși se calculează ieșirea specifică la 1 metru și rata de ieșire la o distanță egală cu distanța focar- film (FFD).

Dacă măsurătorile sunt utilizate pentru dozimetrie, trebuie efectuate măsurători de ieșire a tubului latoate spectrele relevante cu placa de compresie în poziție.

**Valoarea limită** Acceptabile:> 30  $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$  la 1 metru, realizabil> 40  $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$  la 1 metru> 70% din valoare la acceptarea tuturor combinațiilor filtrelor țintă.

**Frecvență** La fiecare șase luni și când apar probleme.

**Echipament** Contor de doză, cronometru de expunere.

### 2.1.2. Tensiunea tubului și calitatea fasciculului

Calitatea fasciculului de emisie a razelor X este determinată de tensiunea tubului, materialul anodic și filtrare. Tensiunea tubului și calitatea fasciculului pot fi evaluate prin măsurătorile descrise mai jos.

#### 2.1.2.1. Tensiunea tubului

Atât precizia cât și reproductibilitatea tensiunii tubului sunt măsurate. Se utilizează metoda șilimitarea valorilor folosite pentru mamografia convențională.

Trebuie verificate o serie de tensiuni ale tubului, care acoperă gama de setări utilizate clinic.

Reproductibilitatea este măsurată prin expuneri repetate la o tensiune fixă a tubului, care este în mod normal utilizată clinic (de exemplu, 28 kVp).

*Notă:* Consultați manualul de instrucțiuni al contorului kVp pentru poziționarea corectă.

**Valoarea limită** Precizia pentru gama de tensiuni de tub utilizate clinic:  $<\pm 1 \text{ kV}$ , reproductibilitate  $<\pm 0,5 \text{ kV}$ .

**Frecvență** La fiecare șase luni.

**Echipament** kVp-contor.

#### 2.1.2.2. Strat cu jumătate de valoare (HVL)

Se utilizează metodele folosite pentru mamografia convențională.

Jumătateavalorii stratului poate fi evaluată adăugând filtre subțiri de aluminiu (Al) la fasciculul de raze X și măsurarea atenuării.

Se poziționează detectorul de expunere la ROI de referință (deoarece HVL depinde de poziție) deasupra dispozitivului ibucky. Se pune dispozitivul de compresie la jumătatea distanței dintre punctul focal și detector. Se alege o combinație țintă/filtru de molibden/molibden, tensiunea tubului de 28 kV și un tub adecvat de încărcare (setare mAs) și se expune detectorul direct. Filtrele pot fi poziționate pe dispozitivul de compresie și trebuie să intercepteze întregul câmp de radiații. Se setează aceeași sarcină (mAs) și se expune detectorul prin fiecare filtru. Pentru o precizie mai mare (aproximativ 2%) se poziționează o diafragmă pe paleta de compresie, limitând expunerea la zona detectorului folosit. La acceptare, măsurătorile trebuie repetate pentru toate spectrele relevante pentru calcularea dozei medii glandulare. HVL se calculează aplicând formula:

$$HVL = \frac{x_1 \ln\left(\frac{2Y_2}{Y_0}\right) - x_2 \ln\left(\frac{2Y_1}{Y_0}\right)}{\ln\left(\frac{Y_2}{Y_1}\right)} \quad (2.6)$$

**Valoarea limită** Pentru 28 kV Mo / Mo, HVL trebuie să depășească 0,30 mm

echivalent Al, și este de obicei <0,40 mm Al. Valorile tipice ale

HVL pentru combinațiile relevante de filtru țintă și tensiunile tuburilor sunt prezentate în apendicele 5, tabelul A5.3.

**Frecvență** Anual.

**Echipament** Dozimetru, foi de aluminiu: 0,30, 0,40, 0,50, 0,60 mm.

### 2.1.3. Sistemul AEC

Se recomandă ca sistemele utilizate pentru mamografia de screening să includă AEC. Performanța sistemului AEC trebuie testată în termeni de reproductibilitate și acuratețe în condiții variate (grosimea obiectului și calitatea fasciculului). Sistemul AEC ar trebui să ajusteze ținta, filtrul și tensiunea tubului astfel încât calitatea imaginii să fie suficientă și doza să se încadreze într-un interval acceptabil.

#### 2.1.3.1. Etapele de control a expunerii: valoare centrală și diferență pe pas (dacă este cazul)

Acest test se aplică numai unităților de mamografie cu control al expunerii. Scațați blocul test standard în diferite etape de control al expunerii. Înregistrați doza de intrare (sau încărcarea tubului). Calculați parametrii de expunere la doza de intrare (sau încărcarea tubului).

*Observație:* Dacă se observă că sistemul comută între două spectre, eliberați paleta de compresie și comprimați din nou sau utilizați o altă grosime a PMMA (adăugați de exemplu 0,5 cm PMMA) pentru a forța alegerea unui singur spectru și repetați măsurarea.

Setarea centrală este setarea standard. În această setare calitatea imaginii trebuie să fie suficientă, aceasta fiind determinată prin măsurători ale vizibilității pragului de contrast.

**Valoarea tipică** 5 - 15% a creșterii expunerii pe pas.

**Frecvență** La fiecare șase luni.

**Echipament** Bloc test standard, contor de doză.

#### 2.1.3.2. Cronometru de rezervă și oprire de securitate

Utilizați metoda și valorile de limitare folosite pentru mamografia convențională. Asigurați-vă că detectorul este acoperit complet, sau puneți o bandă de plumb la fereastra tubului.

*Observație:* O funcționare incorectă a cronometrului de rezervă poate deteriora tubul.

Pentru a evita încărcarea excesivă a tubului, consultați manualul privind timpul maxim de expunere permis.

Sistemul AEC ar trebui să fie echipat cu un temporizator de rezervă sau cu o oprire de securitate care va avea posibilitatea să încheie expunerea în cazul unei defecțiuni a sistemului AEC sau atunci când expunerea necesară nu este posibilă. Înregistrați valoarea mAs la care sistemul încheie expunerea, de exemplu atunci când se utilizează grosimea crescândă a plăcilor de PMMA.

**Valoarea limită** Cronometrul de rezervă și/sau oprirea de securitate ar trebui să funcționeze corect.

**Frecvență** Anual.

**Echipament** Placi PMMA sau foaie de plumb care acoperă detectorul.

#### 2.1.3.3. Reproducibilitate pe termen scurt

Utilizați metoda și valorile limită folosite pentru mamografia convențională.

*Observație:* Dacă se observă că sistemul comută între două spectre, eliberați paleta de compresie și comprimați din nou sau utilizați o altă grosime a PMMA (adăugați de exemplu 0,5 cm PMMA) pentru a forța alegerea unui singur spectru și repetați măsurarea.

**Valoarea limită** Abaterile de la valoarea medie a expunerilor  $<\pm 5\%$ ,  
realizabile  $<\pm 2\%$ .

**Frecvență** La fiecare șase luni.

**Echipament** Bloc de test standard, dozimetru.

*Notă:* Pentru evaluarea reproductibilității, comparați aceste rezultate privind reproductibilitatea pe termen scurt, cu rezultatele de la compensarea grosimii și atensiunii tubului și de la setarea controlului densității optice la 45 mm PMMA la setări identice. Orice problemă va fi indicată printr-o nepotrivire între aceste cifre.

#### **2.1.3.4. Reproductibilitate pe termen lung**

Utilizați verificarea săptămânală a omogenității (vezi secțiunea 1.2.2.3.1) pentru reproductibilitatea pe termen lung.

**Valoarea limită** Variația SNR în ROI de referință și doză  $<\pm 10\%$ .

**Frecvență** Săptămânal.

**Echipament** Bloc test standard.

#### **2.1.3.5. Grosimea obiectului și compensarea tensiunii tubului**

Compensarea pentru grosimea obiectului trebuie măsurată prin expunerea plăcilor de PMMA, cu o grosime cuprinsă între 20 și 70 mm (trepte de 10 mm), folosind setările clinice ale AEC (tensiunea tubului, țintă, filtru și mod). Paleta de compresie trebuie să fie în contact cu placa PMMA.

Scanați plăci PMMA cu o grosime de 20 mm, cu un obiect din aluminiu cu grosime de 0,2 mm deasupra, dacă este necesar în modul manual și cu setări cât mai aproape de setările AEC clinice (dacă se utilizează modul manual, se scade pre-expunerea din setări). Poziționați obiectul de aluminiu așa cum se arată în figura 3. Măsurați valoarea medie a pixelilor și abaterea standard într-un ROI (4 cm<sup>2</sup>) cu (poziția 2) și fără (poziția 1) obiectul din aluminiu. Calculați CNR. Repetați măsurătoarea pentru o grosime a PMMA de 30, 40, 45, 50, 60 și 70 mm.



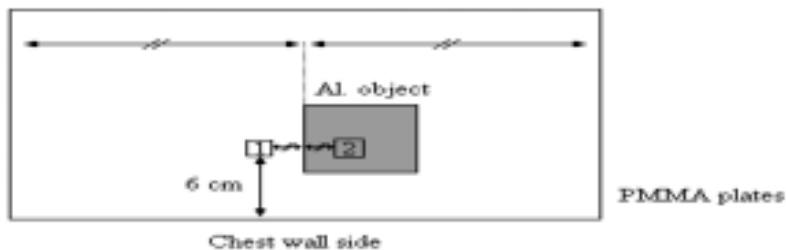


Fig. 3. Poziția filtrului de aluminiu pentru măsurarea CNR

Calitatea imaginii este evaluată pentru o grosime (la echivalentul de 5,0 cm PMMA) folosind măsurători ale pragului de contrast. La alte grosimi PMMA valoarea  $CNR_{limiting\ value}$  este legată de valoarea  $CNR_{limiting\ value}$  la 5,0 cm PMMA pentru a asigura calitatea imaginii la alte grosimi.

Următoarea formulă este utilizată pentru a calcula valoarea de limitare a CNR la grosimea standard:

$$\text{Valoare prag a contrastului}_{\text{măsurat}} * CNR_{\text{măsurat}} = \text{Valoare prag a contrastului}_{\text{valoarea limită}} * CNR_{\text{valoarea limită}}$$

**Valoarea limită** CNR pe grosimea PMMA; a se vedea tabelul pentru limitarea

provizorie a valorilor; Comparați valorile CNR cu rezultatele

acceptate

Grosime PMMA	$CNR^{15}$ (relativ la 5,0 cm PMMA)
[cm]	[%]
2.0	>115
3.0	>110
4.0	>105
4.5	>103
5.0	>100
6.0	>95
7.0	>90

Frecvență La fiecare șase luni.

Echiptament PMMA: un set de plăci PMMA de 10 mm grosime care acoperă completulzona detectorului, obiect Al de 0,2 mm grosime (de exemplu: filtrelecare sunt utilizate pentru măsurarea HVL).

#### 2.1.4. Compresie

Utilizați metoda și valorile de limitare folosite pentru mamografia convențională.

Compresia țesutului mamar trebuie să fie fermă, dar tolerabilă. Nu există o valoare optimăcunoscută pentru forță, dar ar trebui să se acorde atenție aplicăriicompresiei și asupra indicațiilor exacte. Toate unitățile trebuie să aibă compresie motorizată.



*Fig. 4. Măsurarea forței de compresie*

Forța de compresie poate fi adecvat măsurată cu un dispozitiv de testare a forței de compresie (Fig. 4.).

Când forța de compresie este indicată pe consolă, trebuie verificat dacă figuracorespunde valorii măsurate. De asemenea, trebuie verificat dacă este aplicatăforța de compresie și se menține pe o perioadă de 1 minut. O pierdere de forță în acest timp poate fiexplicată, de exemplu, printr-o scurgere în sistemul pneumatic.

**Valoarea limită** Forța maximă aplicată automat: 130 - 200 N. (~ 13-20 kg), și trebuie menținută neschimbată timp de cel puțin 1 minut. Forța de compresie indicată trebuie să se încadreze în  $\pm 20$  N de valoare măsurată.

Dispozitivul de compresie nu trebuie să conțină fisuri sau margini ascuțite.

**Frecvență** Anual.

**Echipament** Dispozitiv de testare a forței de compresie.

### 2.1.5. Grila anti-împrăștiere

Grila anti-împrăștiere este proiectată pentru a absorbi fotonii dispersați. Testele din această secțiune se aplică numai la unitățile de mamografie cu grilă detașabilă. Unele sisteme de mamografie digitală nu încorporează grile anti-împrăștiere.

#### 2.1.5.1. Factor de sistem grilă

Scanați blocul de testare standard în setări clinice cu grilă. Înregistrați doza de intrare și măsurați valoarea medie a pixelilor în ROI de referință. Expuneți două imagini fără grilă cu valori medii ale pixelilor respectivi, sub și peste valoarea imaginii cu grilă. Interpolați valorile pixelilor pentru a obține doza de intrare pentru care valoarea pixelului este similară imaginii cu grilă. Calculați factorul sistemului grilă prin împărțirea dozei de intrare cu grilă, la doza de intrare fără grilă.

**Valoarea limită** Specificația producătorilor, valoarea tipică  $<3$ .

**Frecvență** La acceptare.

**Echipament** Bloc test standard, contor de doză.

#### 2.1.5.2. Scanarea cu grilă

Folosiți metoda și valorile de limitare utilizate pentru mamografia convențională. Scanarea grilei nu este posibilă pentru unele grile din cauza timpilor minimi de expunere necesari.

**Valoarea limită** Nu există o uniformitate semnificativă.

**Frecvență** Anual.

**Echipament** Nici unul.

## 2.2. Receptorul de imagine

Această secțiune descrie măsurători aplicabile atât sistemelor DR cât și CR.

### 2.2.1. Răspunsul receptorului de imagine

Măsurarea răspunsului se efectuează pentru a verifica conformitatea cu specificațiile producătorilor, compensarea valorilor pixelilor și prezența surselor de zgomot suplimentare.

#### 2.2.1.1. Funcția de răspuns

Funcția de răspuns a detectorului poate fi evaluată prin scanarea unui bloc de testare standard cu diferite doze de intrare (încărcarea tubului) la parametrii clinici de calitate ai fasciculului de radiații. Utilizați modul manual pentru această măsurare. Utilizați cel puțin 10 încărcături diferite a tubului (valori mAs). Gama de valori pentru mAs trebuie aleasă astfel încât măsurarea liniarității să includă o gamă largă de kerma de aer de suprafață intrate (de exemplu: 1/10 până la 5 ori kerma de aer de suprafață de intrare pentru o expunere de rutină).

Pentru sistemele cu răspuns liniar, cum ar fi sistemele DR disponibile în prezent, măsurați media valorii pixelilor și abaterea standard în ROI de referință pentru imaginea neprocesată. Divizați media valorii pixelului față de kerma în aer la suprafața de intrare. Determinați liniaritatea printr-o trasare optimă în toate punctele măsurate și determinați trecerea zero pentru a verifica prezența unei compensări a valorilor pixelilor. Calculați pătratul coeficientului de corelație ( $R^2$ ). Comparați rezultatele cu cele anterioare măsurătorilor.

**Valoarea limită**  $R^2 > 0,99$ , rezultatele la acceptare sunt utilizate ca referință.

**Frecvență** La fiecare șase luni. La acceptare: măsurători suplimentare la

tensiunea minimă și maximă a tubului folosită în practica clinică

la fiecare combinație țintă-filtru.

**Echipament** Bloc test standard, contor de doză.

#### 2.2.1.2. Evaluarea zgomotului

Măsurați valoarea medie a pixelului și abaterea standard în ROI de referință pe imagini neprocesate cu măsurarea funcției de răspuns (1.2.2.1.1). Pentru sistemele cu răspuns liniar, calculați SNR și parcați SNR<sup>2</sup> pe kerma de aer de suprafața de intrare. Determinați liniaritatea, reprezentând cea mai bună potrivire prin toate punctele măsurate. Calculați pătratul coeficientului de corelație ( $R^2$ ). Repetați această măsurare pentru toate combinațiile disponibile-

utilizat filtru în clinica practică. Neliniaritatea este o indicație pentru prezența unor surse de zgomot suplimentare, cum este zgomotul cuantic (La acceptare: măsurători suplimentare a minimului și maximului tensiunii tubului utilizat în practica clinică pentru fiecare combinație țintă-filtru). Comparați rezultatele cu măsurători anterioare.

Pentru sistemele cu o diagramă de răspuns logaritmic a deviației standard pătrat cu 1 / intrare kerma de aer de suprafață. Determinați liniaritatea reprezentând cea mai bună potrivire prin toate punctele măsurate, calculați pătratul coeficientului de corelație ( $R^2$ ). Decalarea este o indicație pentru prezența sursei de suplimentare de zgomot pe lângă zgomotul cuantic. Comparați rezultatele cu măsurătorile anterioare.

Pentru sistemele CR: nu trebuie aplicat niciun post de procesare, procesarea ecranului ar trebui să fie oprită pe cât posibil.

**Valoarea limită** Rezultatele la acceptare sunt utilizate ca referință

**Frecvență** La fiecare șase luni. La acceptare: măsurători suplimentare la tensiunea minimă și maximă a tubului folosită în practica clinică la fiecare combinație țintă-filtru.

**Echipament** Bloc test standard, contor de doză.

### 2.2.2. Țesut pierdut în apropierea peretelui toracic

Determinați lățimea țesutului care nu este vizualizat între marginea plăcii de susținere a sânelui și zona scanată. Acest lucru poate fi realizat prin mai multe metode. În unii markeri fatomă, la o distanță fixă de partea peretelui toracic unde sunt încorporați. Poziția acestor markeri pe imagine poate să fie utilizată pentru a determina țesutul ratat în partea peretelui toracic. Pentru sistemele CR, această măsurare trebuie repetată de 5 ori pentru a verifica dacă inserția plăcii este în casetă reproductibilă.

**Valoarea limită** Lățimea țesutului pierdut pe partea peretelui toracic  $\leq 5$  mm.

**Frecvență** La acceptare.

**Echipament** Markere fantomă poziționate aproape de suprafața dispozitivului bucky.

### 2.2.3. Omogenitatea și stabilitatea receptorilor de imagine

#### 2.2.3.1. Omogenitatea receptorului de imagine

Omogenitatea receptorului de imagine poate fi obținută prin expunerea la setări clinice ablocului de testare standard care acoperă detectorul complet. Înregistrați setările de expunere și încărcarea tubului. Evaluați imaginea neprocesată calculând valoarea medie a pixelului și abaterea standard într-un ROI (un pătrat cu o suprafață de 1 cm<sup>2</sup>). Mutați ROI pe întreaga imagine. Determinați valoarea medie a pixelilor din întreaga imagine și media SNR în toate ROI-urile. Comparați valoarea medie a pixelilor și SNR a fiecărui ROI la valoarea medie totală a pixelului și media SNR. Comparați SNR cu testele anterioare de omogenitate.

Pentru a exclude eșecul din cauza neomogenităților din blocul standard, rotiți blocul standard de testare la 180° și repetați măsurarea.

Verificați omogenitatea vizual. Lărgimea ferestrei trebuie setată la 10% din valoarea medie a pixelilor. Efectuați această măsurare la acceptare și la alte grosimi PMMA (de exemplu cu blocuri PMMA cu grosimea de 20 și 70 mm). Pentru toate măsurătorile trebuie utilizate setări clinice.

Pentru sistemele CR: nu trebuie efectuată nicio postprocesare, procesarea ecranului ar trebui să fie oprită pe cât posibil.

**Valoarea limită** (provizorie) Abaterea maximă în valoarea medie a pixelului  $<\pm$

15% din valoarea pixelului mediu în întreaga imagine, abaterea

maximă în SNR  $<\pm$  15% din valoarea medie a SNR în toate

ROI, variația maximă a mediei SNR între imaginile săptămânale  $<\pm$  10%, kerma de intrare (sau încărcarea tubului) între imaginile săptămânale  $<\pm$  10%.

**Frecvență** Săptămânal și după întreținere, la acceptare, de asemenea, la 20 și 70 mm grosime PMMA.

**Echipament** Bloc test standard care acoperă detectorul complet, la acceptare de asemenea, blocuri PMMA de 20 și 70 mm grosime care acoperă complet detectorul, software pentru determinarea omogenității detectorului.

### **2.2.3.2. Defecțiuni ale elementelor detectorului (sisteme DR)**

Verificați cea mai recentă „hartă cu pixeli defecti” a producătorului. Această hartă (fie o imagine, fie un tabel) definește poziția tuturor pixelilor în care valoarea pixelului nu se bazează pe propriile sale citiri ale elementelor defecte. Această hartă de pixeli defecti trebuie să fie accesibilă în orice moment de către utilizator și trebuie să fie utilizabilă independent de echipamentele producătorului respectiv.

Evaluați informațiile actualizate cu privire la coloanele potrivite și elementele defecte ale detectorului de la producător și comparați poziția și numărul elementelor defecte cu hărțile anterioare. Grupurile mari de elemente defecte și elementele defecte pentru care citirea poate fi influențată de elementele defecte vecine pot deveni vizibile în imaginea unui film convențional.

**Valoarea limită** În acest moment nu au fost stabilite limite. În viitor vor fi setate versiuni ale limitelor acestui protocol și probabil numărul de elemente/coloane defecte vor fi (de asemenea) limitate de procentul unei anumite zone care este defectă. În acest moment se recomandă să vă referiți la limitele producătorului.

**Frecvență** La fiecare șase luni.

**Echipament** Harta pixelilor necorespunzători.

### **2.2.3.3. Elemente de detecție defecte, necorectate (sisteme DR)**

Pentru a determina numărul și poziția elementelor detectorului care sunt defecte și nu sunt corectate de către producător, ar trebui evaluată o imagine a blocului standard de test, realizat la setări clinice prin calcularea valorii medii a pixelilor în ROI (pătrate cu o suprafață de 1 cm<sup>2</sup>). Mutați ROI-ul peste întreaga imagine. Determinați pixelii care deviază mai mult de 20% de la valoarea medie a pixelilor din ROI. Pentru a crește fiabilitatea pixelilor deviați, aceștia pot fi determinați pe patru imagini. Pixelii care deviază mai mult de 20% față de mai multe imagini, sunt pixeli potențial defecti. Dacă pixelii deviați sunt o coloană, este probabil să fie o coloană defectă.

**Valoarea limită** Nu s-au stabilit încă limite pentru numărul de elemente defecte necorectate ale detectorului.

**Frecvență** Săptămânal.

**Echipament** Bloc de test standard care acoperă detectorul complet, la acceptare de asemenea, blocuri PMMA de 20 și 70 mm grosime care acoperă detectorul complet.

#### 2.2.4. Variații de sensibilitate între plăci (sisteme CR)

Scanați blocul standard de testare folosind setarea de expunere AEC, care este utilizată în mod normal clinic. Înregistrați kerma în aer la suprafața de intrare (sau încărcarea tubului). Procesati placa. Prelucrarea ecranului ar trebui să fie oprită pe cât posibil. Nu trebuie aplicată nicio prelucrare ulterioară. Măsurați valoarea pixelului mediu și abaterea standard în ROI de referință. Calculați SNR. Repetați această măsurare pentru toate plăcile imagistice. Evaluați omogenitatea pentru fiecare imagine.

**Valorile limită** Variația SNR în ROI de referință între toate plăcile imagistice  $< \pm$

15%, variația kermei în aer la suprafața de intrare (sau încărcarea tubului)  $< \pm$  10%, fără inomogenități majore pe imagini.

**Frecvență** Anual și după introducerea de noi plăci imagistice.

**Echipament** Bloc test standard.

#### 2.2.5. Influența altor surse de radiații (sisteme CR)

Ștergeți o singură placă imagistică. Plasați două monede diferite, una pe fiecare parte a casetei. Stocați placa imagistică în zona de stocare pentru o perioadă maximă de timp, de exemplu în timpul testului complet de acceptare. Procesati placa. Procesarea ecranului trebuie oprită pe cât posibil. Nu trebuie aplicată nicio prelucrare ulterioară. Evaluați vizibilitatea monedelor pe imaginea rezultată.

**Limitarea valorii** Monedele nu trebuie să fie vizibile.

**Frecvență** La acceptare și când a apărut modificarea în stocarea casetelor.

**Echipament** Două monede de dimensiuni diferite.

#### 2.2.6. Decolorarea imaginii latente (sisteme CR)

Scanați blocul standard de testare folosind o expunere fixă care este în mod normal utilizată clinic. Procesati placa după 1 minut. Măsurați valoarea pixelului mediu în ROI de referință. Repetați măsurarea la diferite perioade de timp înainte de citire (2, 5, 10, 30 minute).



**Valoarea limită** Rezultatele la acceptare sunt utilizate ca referință.

**Frecvență** La acceptare și când sunt suspectate probleme de calitate a imaginii.

**Echipament** Bloc test standard.

### 2.3. Dozimetrie

Utilizați metoda și valorile de limitare descrise la mamografia convențională.

Plăcile PMMA trebuie să acopere întregul detector. Pentru măsurătorile de doză este esențial ca sonda pentru doză să fie poziționată în afara regiunii în care sunt setate setările de expunere. Alternativ, doza poate fi calculată folosind încărcarea tubului (mAs) și ieșirea tubului.

Scanați plăcile PMMA cu grosime de 20 mm în setări clinice. Înregistrați kerma în aer la suprafața de intrare și factorii de expunere aleși de AEC. Repetați această măsurătoare pentru 30, 40, 45, 50, 60 și 70 mm grosime PMMA. Calculați doza medie glandulară pentru un sân echivalent cu fiecare grosime PMMA.

**Valoarea limită** Se stabilește o doză maximă medie glandulară pentru fiecare grosime a PMMA:

Grosimea PMMA	Grosimea echivalentă a sânului	Media maximă a dozei glandulare echivalentă pentru sânii tipici	
		Nivel acceptabil	Nivel realizabil
[cm]	[cm]	[mGy]	[mGy]
2.0	2.1	<1.0	<0.6
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

**Frecvență** La fiecare șase luni.

**Echipament** Contor de doză, bloc test standard, densitometru.

## 2.4. Calitatea imaginii

### 2.4.1. Vizibilitatea pragului de contrast

Vizibilitatea pragului de contrast este determinată pentru detalii circulare cu diametrul în intervalul de la 0,1 până la 2 mm. Detaliile sunt scanate pe un obiect de fundal cu o grosime echivalentă (întermediu de atenuare) de 50 mm PMMA. Detaliile trebuie poziționate la o înălțime de 20-25mm deasupra plăcii de susținere a sânelui. Utilizați factorii de expunere care ar fi selectați clinic.

Realizați șase imagini ale detaliilor și mutați ușor detaliile între imagini pentru a obține imagini cu poziție relativ diferită a detaliilor și a elementelor detectorului.

Trei observatori experimentați ar trebui să determine contrastul minim vizibil pe două imagini. Fiecare observator trebuie să categorisească două imagini diferite.

Această evaluare trebuie făcută pe imagini neprocesate. Lărgimea și nivelul ferestrei și facilitățile de mărire trebuie ajustate pentru a maximiza vizibilitatea detaliilor de pe imaginile afișate.

#### Valoarea limită

Prag de contrast				
Valoare acceptată		Valoare realizată		
Diametrul detaliului [mm]	Contrast de radiație folosind Mo / Mo 28 kV [%]	Grosime standard echivalentă [ $\mu$ m]	Contrast de radiație folosind Mo / Mo 28 kV [%]	Grosime standard echivalentă [ $\mu$ m]
5	<0.85	0.056	<0.45	0.032
2	<1.05	0.069	<0.55	0.038
1	<1.40	0.091	<0.85	0.056
0.5	<2.35	0.150	<1.60	0.103
0.25	<5.45	0.352	<3.80	0.244
0.1	<23.0	1.68	<15.8	1.10

<b>Frecvență</b>	Anual.
<b>Echipament</b>	Detaliu de contrast al fantomei.

Standardele pragului de contrast definite în tabelul de mai sus sunt alese pentru a se asigura că sistemele digitale de mamografie au aceeași performanță ca și cele convenționale. Ele au fost obținute din măsurători pe sisteme de mamografie convenționale și digitală.

#### **2.4.2. Funcția de transfer a modulării (MTF) și spectrul de putere a zgomotului(NPS) [opțional]**

Scanațiun instrument de testare MTF. Determinați MTF-ul detectorului utilizând instrumente software adecvate.

Scanațiio fantomă NPS sau blocul de test standard. Determinați NPS-ul detectorului utilizândsoftware adecvat. Utilizați MTF și NPS-ul rezultat al testului de acceptare ca referință. Măsurarea poate fi repetată atunci când există îndoieli cu privire la calitatea detectorului.

**Valoarea limită**Rezultatele la acceptare sunt utilizate ca referință.

**Frecvență**La acceptare și când sunt suspectate probleme de calitate a imaginii.

**Echipament**Instrument de testare MTF, software pentru calcularea MTF, fantomă NPS [bloc de testare staandard], software pentru calcularea NPS.

#### **2.4.3. Timp de expunere**

Timpii lungi de expunere pot da naștere la artefactede mișcare. Timpul de expunere este definit ca timpulîn care razele X primare ajung la fiecare parte individuală a unui obiect scanat. Timpul de expunere poate să fie măsuratcu ajutorul unui cronometru de expunere dedicat. Timpul pentru o expunere de rutină în toate modurile AEC clinice este măsurat la grosimea standard PMMA.

*Observație:* pentru majoritatea sistemelor timpul de expunere crește rapid odată cu grosimea și structurasânului.Acest intervalpoate varia de la 0,2 la 3 secunde. Valoarea de limitare la grosimea standard este de 2secunde. În mod ideal, timpul de expunere ar trebui să fie sub o anumită limitare a valorii chiar și pentru sânii foarte denși, deci valoarea limitativă la grosimea standards-ar putea să nu fie măsura potrivită pentru a preveni artefactulde mișcare pentru toate tipurile de sânii.

**Valoarea limită** Timp de expunere: acceptabil: <2 s; realizabil: <1,5 s; timp de scanare: valorile la acceptare sunt utilizate ca referință, valoarea tipică: 5 - 8 s.

**Frecvență** Anual.

**Echipament** Contor de timp de expunere, bloc standard de încercare.

#### **2.4.4. Distorsiunea geometrică și evaluarea artefactelor**

Evaluati distorsiunea geometrică prin măsurarea distanțelor (cu instrumente digitale de măsurare a distanței) pe o imagine a unei fantome cu linii drepte (CDMAM, fantoma Toronto de distorsiune geometrică etc.).

Scanați plasă de sârmă (de exemplu, un dispozitiv de testare ecran-film) la standardul de setare AEC. Pentru sistemele CR: prelucrați placa. Procesarea ecranului trebuie să fie oprită pe cât de mult posibil. Nu trebuie aplicată nicio prelucrare ulterioară. Evaluați modelul grilei din imaginea rezultată.

Pentru diferitele sisteme digitale, pot apărea diferite tipuri de artefacte. Verificați toate imaginile de testare pentru artefacte.

**Valoarea limită** Nu există artefacte deranjante, nici o distorsiune vizibilă.

**Frecvență** La fiecare șase luni.

**Echipament** Obiect de testare cu linii orizontale, verticale și diagonale, plasă de sârmă.

#### **2.4.5. Grosimea imaginii/ștergerea riguroasă**

O imagine fantomă este reziduul unei imagini anterioare pe imaginea prezentă. În această măsurare o imagine fantomă indusă este legată de contrastul de 0,1 mm Al la setări clinice.

În modul manual, o imagine a blocului standard de testare este realizată folosind setări clinice. Blocul este poziționat astfel încât jumătate din detector să fie acoperit și jumătate din detector să nu fie acoperit. Pentru a doua imagine (la setări clinice) blocul standard de testare

acoperă întregul detector și obiectul din aluminiu este plasat exact în partea de sus a blocului standard (Fig.5). Timpul între ambele imagini ar trebui să fie de aproximativ un minut.

Repetăți măsurarea imaginii fantomă de mai multe ori în timpul testării.

Pentru sistemele CR: nu trebuie aplicată nicio procesare ulterioară, procesarea ecranului ar trebui să fie oprită pe cât posibil.

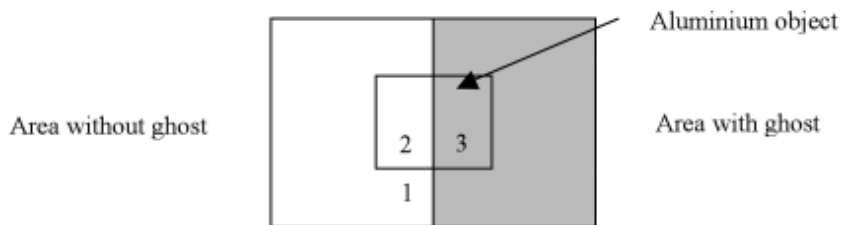


Fig. 5. Măsurarea în profunzime a imaginii/ștergerii fantomei

Măsurăți valoarea pixelului mediu (PV) în ROI (suprafață: 4 cm<sup>2</sup>) pe locațiile prezentate în figura de mai sus (pe a doua imagine) și calculați factorul „imagine fantomă”.

$$\text{Factor de imagine fantomă} = \frac{\text{valoarea medie a pixelilor (regiunea 3)} - \text{valoarea medie a pixelilor (regiunea 2)}}{\text{valoarea pixelului mediu (regiunea 1)} - \text{valoarea medie a pixelilor (regiunea 2)}}$$

Dacă sistemul nu respectă valoarea de limitare, verificați omogenitatea imaginii. Dacă efectul Hee este mare, regiuni de la 1 la 3 ar trebui să fie alese pe o linie paralelă cu partea peretelui toracic.

Dacă testul de imagine fantomă este efectuat ultima dată, se recomandă realizarea unui număr de imagini ale unui bloc PMMA omogen care acoperă întregul detector, pentru a scăpa de posibilele fantome.

**Valori limită**, Factorul imaginii fantomă “<0,3 (provizoriu).

**Frecvență** Anual.

**Echipament** Bloc de test standard, obiect de aluminiu cu o grosime de 0,1 mm (de exemplu: filtrele utilizate pentru măsurarea HVL).

### 3. Procesarea imaginilor

Procesarea imaginii nu va fi luată în considerare în această versiune a protocolului. Producătorii trebuie să specifice în termeni generali ce prelucrare a imaginii este aplicată. Se recomandă ca procesarea imaginilor să fie evaluată clinic prin compararea calității imaginii mamografiilor (de exemplu: un set de 50 de mamografii) cu mamografiile din rundele anterioare de screening de către cititorii experimentați. Special trebuie acordată atenție vizualizării microcalcificărilor și structurilor subtile.

### 4. Prezentarea imaginii

Testele din această secțiune se bazează pe activitatea AAPM TG18 (Asociația Americană a fizicienilor medicali, grupul de lucru 18). Modelele de test TG18 descrise în această secțiune ar trebui să poată fi obținute independent de la producător și pot fi descărcate de pe site-ul web al TG18.

Câteva observații generale:

- Modelele de test trebuie să fie afișate la rezoluție completă (exact un pixel de afișare pentru fiecare pixel din imaginea digitală) sau tipărite la dimensiuni complete; contrastul și luminozitatea imaginilor pot să nu fie ajustate.
- La evaluarea imaginilor tipărite poate fi utilizată o lupă.
- Monitoarele trebuie testate așa cum sunt utilizate clinic (de exemplu, al treilea monitor pornit, vizualizarea casetelor pornite acoperite cu filme).

#### 4.1. 1.4.1 Monitoare

##### 4.1.1. Lumina ambientală

Majoritatea testelor de calitate sunt foarte sensibile la lumina ambientală, prin urmare, toate trebuie efectuate în condiții clinice (lumini de cameră, negatoscoape și alte dispozitive de afișare care trebuie să fie la același nivel de luminanță ca în condițiile clinice). Lumina ambientală ar trebui să fie măsurată în centrul afișajului cu detectorul de lumină orientat spre exterior și ecranul închis.

**Valoarea limită** Lumina ambientală trebuie să fie mai mică de 10 lux pentru afișarea

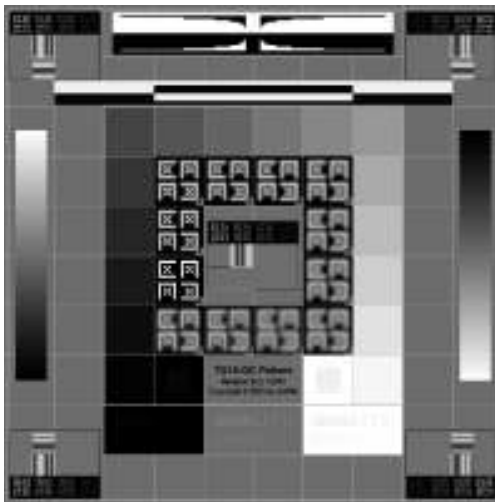
primară a dispozitivelor.

**Frecvență** La fiecare șase luni. (De fiecare dată când sistemul este folosit, trebuie să vă asigurați că condițiile luminii ambientale nu s-au schimbat.)

**Echipament** Contor de iluminare.

#### 4.1.2. Distorsiune geometrică (afișaje CRT)

Verificați vizual dacă imaginea TG18-QC (Fig. 6) este afișată fără distorsiuni geometrice. Pentru aceasta, inspectați liniile și marginile modelului de testare.



*Fig. 6. Model de test TG18-QC*

**Valori limită** Marginile ar trebui să fie complet vizibile, liniile trebuie să fie drepte, aria de afișare activă ar trebui să fie centrată pe ecran.

**Frecvență** Zilnică.

**Echipament** Modelul de testare TG18-QC.

#### 4.1.3. Vizibilitatea contrastului

Modelul de test TG18-QC conține mai multe elemente pentru evaluarea vizibilității contrastului unei expuneri. Dacă vizibilitatea contrastului nu este suficientă, întunecarea luminilor camerei poate ajuta. Dacă aceasta este deja realizată, luminile trebuie de asemenea întunecate în

timp ce se folosește sistemul de afișare clinic. Aspectul modelului de test TG18-QC depinde și de cartografierea valorilor pixelilor laluminanță (Fig. 7).

Observație: Trebuie avut în vedere faptul că luminozitatea monitoarelor LCD depinde de unghiul de vizualizare. Atunci când se utilizează unghiuri de vizualizare mari, vizibilitatea contrastului este posibil să nu respectelimitarea valorilor.

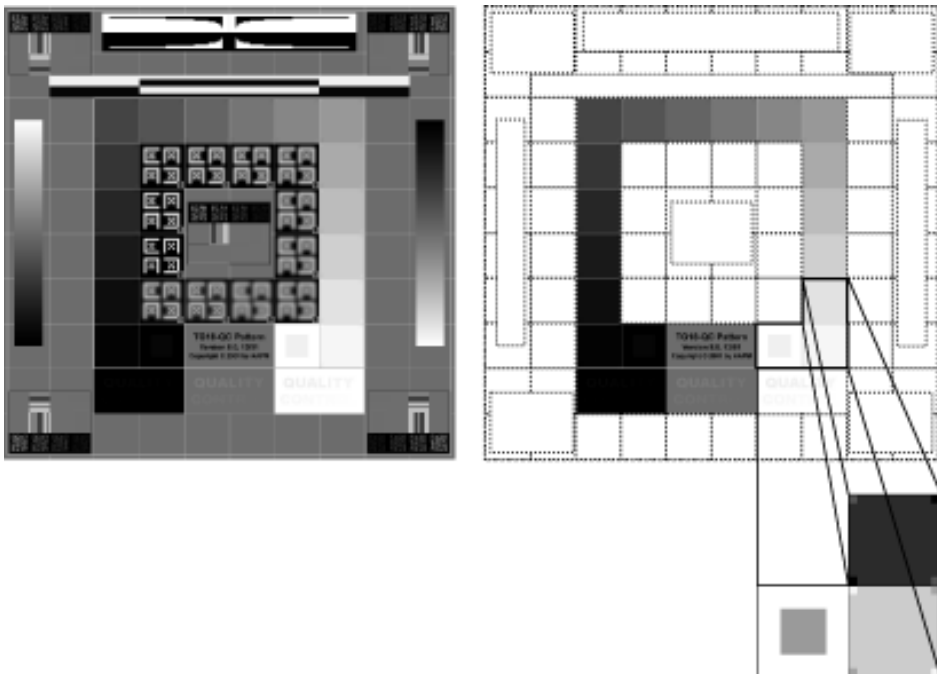


Fig. 7. Elementul de testare a vizibilității contrastului în imaginea de testare TG18-QC

**Valori limită** Toate patch-urile din colțuri ar trebui să fie vizibile, valoarea de 5% și 95% pixeli a pătratelor trebuie să fie clar vizibile.

**Frecvență** Zilnică.

**Echipament** Modelul de testare TG18-QC.

#### 4.1.4. Rezoluție

Evaluati modelele de linie orizontală și verticală pentru a verifica vizual rezoluția expunerii (Fig. 8).



AAPM Task Group 18 oferă 6 modele de linii la diferite niveluri pentru lumina de fundal. (Modele de linii orizontale TG18-LPH10, -LPH50 și -LPH89; Modele de linii verticale TG18-LPV10, -LPV50 și -LPV89.)

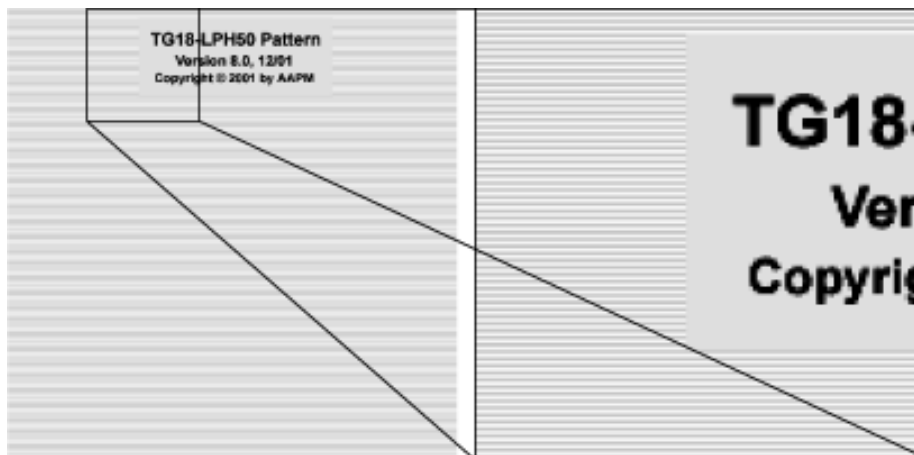


Fig. 8. Versiuni cu zoom al modelului TG18-LPH50

**Valori limită** Toate modelele de linie ar trebui să fie vizibile.

**Frecvență** La fiecare 6 luni.

**Echipament** Modele de testare 2kx2k TG18-LPH10, TG18-LPH50, TG18-LPH89, TG18-LPV10, TG18-LPV50 și TG18-LPV89.

#### 4.1.5. Afișarea artefactelor

Modelul de test TG18-QC conține câteva elemente care pot fi utilizate pentru recunoașterea afișării artefactelor. Imaginea trebuie verificată cu atenție pentru a observa existența unor pixeli defecti (doar LCD), măsurați în rampă de la negru la alb și de la alb la negru (acest lucru poate dezvălui o adâncime de biți insuficientă) și artefacte în apropierea tranzițiilor de negru-alb și alb-negru (placă video). De asemenea, acordați atenție la instabilitatea temporară (licărire) și instabilitatea spațială (bruijaj).

**Valori limită** Nu trebuie să fie vizibile artefacte deranjante.

**Frecvență** Zilnică.

**Echipament** Modele de testare 2kx2k TG18-QC.

#### 4.1.6. Domeniul luminanței

Măsurați luminanța maximă și minimă a dispozitivului de afișare. Modelele de testare TG18-LN12-01 și TG18-LN12-18 pot fi utilizate.

Raportul dintre luminanța maximă și minimă a afișajului, în prezența luminii ambientale, este un indicator al capacității de răspuns a contrastului de luminanță a monitorului (sub condiții de mediu curente). Ambele luminanțe trebuie măsurate folosind o lumină telescopică de masurare, pentru a include influența luminii ambientale.

Raportul poate fi crescut prin reducerea luminii ambientale sau prin reglarea afișajului. Conformitatea DICOM GSDF asigură că contrastul disponibil este răspândit într-un mod adecvat și standard pe întreaga gamă de nuanțe de gri ale monitorului.

*Observație:* Trebuie avut în vedere faptul că luminozitatea monitoarelor LCD depinde de unghiul de vizualizare. Când se utilizează unghiuri mari de vizualizare, este posibil ca intervalul de lumină să nu respecte valorile limitante.

**Valorile limită** Raportul luminanță maximă/ minimă ar trebui să fie cel puțin de 250 pentru dispozitive de afișare primare sau 100 pentru dispozitive de afișare secundară. Diferența luminanțelor maxime între afișajele aparținând unei stații de afișare nu trebuie să depășească 5% din cele mai mici.

**Frecvență** La fiecare șase luni sau când vizibilitatea contrastului s-a schimbat.

**Echipament** Contor de lumină telescopică, TG18-LN12-01 și TG18-LN12-18 tipare de testare.

#### 4.1.7. Funcție de afișare ascării de gri

Pentru a vă asigura că o mamografie va apărea în mod similar pe diferite posturi de vizualizare și pe filmul multipărit, acesta ar trebui să fie asociat la valorile de scară de gri, pentru a afișa luminanța sau densitatea optică care ar trebui să fie consecvente. În această măsurare se

stabilește dacă un afișaj este conform DICOM cu funcție de afișare standard la nuanța de gri (GSDF).

Funcția de afișare a nivelului de gri (GDF) poate fi determinată prin măsurarea luminanței pe modele de testare a luminanței AAPM (TG18-LN12-01 până la TG18-LN12-18). Modelele de testare ar trebui să fie afișate pe ecran complet, iar luminanța trebuie măsurată la centrul ecranului. Forma GDF depinde de lumina ambientală din cameră. Prin urmare, lumina din cameră, negatoscoapele și alte dispozitive de afișare ar trebui să fie la același nivel de luminanță ca și atunci când sistemul este utilizat din punct de vedere clinic. Trebuie să se folosească un contor de lumină telescopică pentru a include influența luminii ambientale.

După efectuarea acestei măsurători, cantitatea de lumină ambientală trebuie să nu mai crească, altfel răspunsul de contrast trebuie măsurat din nou.

**Valorilimită** Răspunsul calculat al contrastului ar trebui să se încadreze în  $\pm 10\%$  din răspunsul de contrast GSDF pentru expunerea clasei primare ( $\pm 20\%$  pentru afișajele clasei secundare).

**Frecvență** La fiecare șase luni și când vizibilitatea contrastului s-a schimbat.

**Echipament** Contor de lumină telescopică, TG18-LN12-01 până la TG18-LN12-18 modele de testare.

#### 4.1.8. Uniformitatea luminanței

Deși expunerea a fost testată în conformitate cu standardele DICOM din centrul monitorului, aceasta nu înseamnă că vizibilitatea contrastului este optimă în fiecare poziție de pe monitor. Se poate testa GDF pentru mai multe locații de pe monitor, dar este mai convenabil să verificați uniformitatea afișajului.

Măsurători luminanța afișajului în cinci locații pentru fiecare monitor. Modelele de testare TG18-UNL10 și TG18-UNL80 pot fi utilizate (Fig. 9).

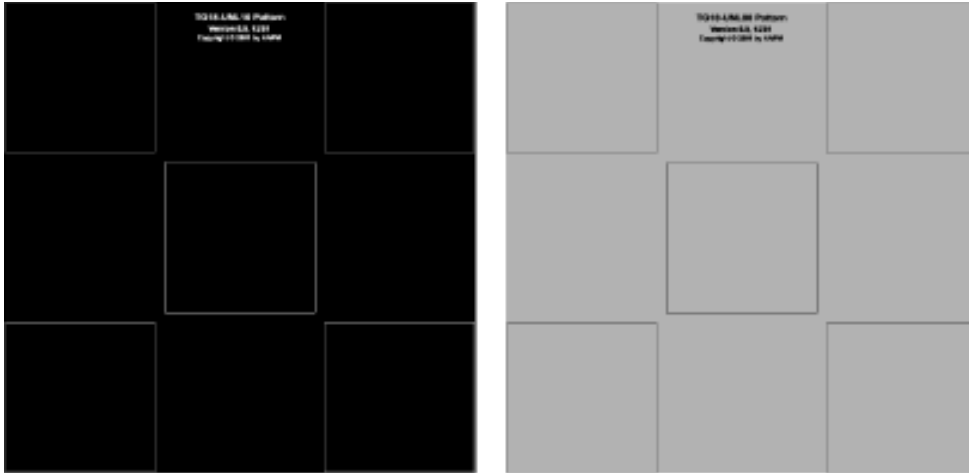


Fig. 9. TG18-UNL10 un model de test TG18-UNL80

**Valoarea limită** Abaterea maximă a luminanței unui dispozitiv de afișare ar trebui să fie mai mică de 30% pentru expunerea CRT și LCD ( $(L_{max}-L_{min})/L_{centre} < 0,3$ ).

**Frecvență** La fiecare șase luni și când vizibilitatea contrastului s-a schimbat.

**Echipament** Contorul de luminanță (contoarele de luminanță telescopică trebuie să fie echipate cu un con sau deflector pentru această măsurare), Modele de testare TG18-UNL10 și TG18-UNL80.

## 4.2. Imprimante

### 4.2.1. Distorsiune geometrică

Tipăriți modelul de test TG18-QC (Fig. 10) și verificați vizual dacă imaginea este imprimată fără distorsiune geometrică. Doar liniile și marginile modelului de testare sunt utilizate pentru a face acest lucru.

**Valoarea limită** Marginile ar trebui să fie complet vizibile, liniile ar trebui să fie drepte.

**Frecvență** Zilnică.

**Echipament** Modelul de testare TG18-QC.

#### 4.2.2. Vizibilitatea contrastului

Tipăriți modelul de testare TG18-QC. Verificați vizibilitatea mai multor artidetaiie pentru evaluarea vizibilității contrastului. Asigurați-vă că caseta de vizualizare, pe care se află modelul detest este verificată și are suficientă lumină.

Dacă vizibilitatea contrastului nu este suficientă, utilizarea diaframelor (dacă sunt utilizate clinic) sau întunecarea luminilor camerei, pot ajuta. Dacă se face acest lucru, luminile trebuie de asemenea diminuate în timpul utilizării afișajului pentru sistemul clinic. Aspectul modelului de test TG18-QC depinde și de cartografierea densității valorilor pixelilor.

**Valoarea limită** Toate patch-urile din colț ar trebui să fie vizibile, valoarea de 5% și 95% pixeli a pătratelor trebuie să fie clar vizibile.

**Frecvență** Zilnică.

**Echipament** Modelul de testare TG18-QC

#### 4.2.3. Rezoluție

Evaluați modelele pelinia orizontală și verticală pentru a verifica rezoluția unui tipar.

Se poate utiliza modelul de test TG18-PQC cu detalii fine ale liniilor orizontale și verticale (Fig. 10).

**Valoarea limită** Toate modelele de linie ar trebui să fie perceptibile.

**Frecvența** La acceptare și când se suspectează scăderea rezoluției.

**Echipament** Modelul de testare TG18-QC

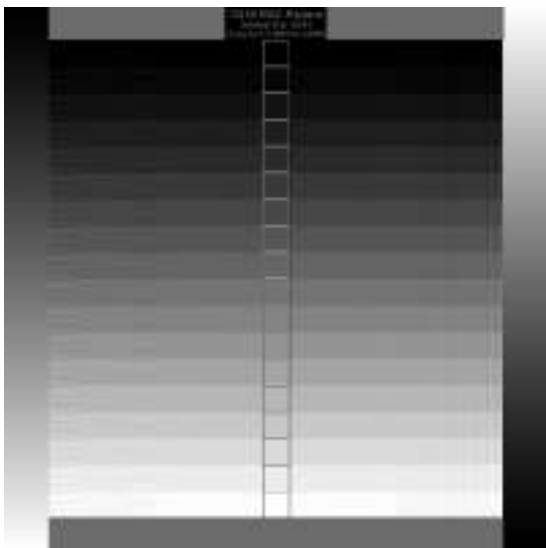


Fig. 10. Model de test TG18-PQC

#### 4.2.4. Artefacte de imprimare

Tipăriți modelele de testare TG18-QC, -PQC, -UN80 și -UN10. Verificați imaginea pentru artefacte de imprimare, de exemplu, artefacte de bandă și striții etc.

**Valoarea limită** Nu trebuie să fie vizibile artefacte deranjante.

**Frecvență** Zilnică.

**Echipamente** Modele de testare TG18-QC, TG18-PQC, TG18-UN10 și TG18-UN80.

#### 4.2.5. Gama densității optice (opțional)

Tipăriți modelul de test TG18-QC. Mășurați  $D_{min}$  și  $D_{max}$  pe această imagine.

**Valoarea limită**  $D_{min} < 0,25 \text{ OD}$ ,  $D_{max} > 3,40 \text{ OD}_{21}$  (provizorie).

**Frecvență** La fiecare șase luni.

**Echipament** Densitometru, model de test TG18-QC.

#### 4.2.6. Funcție afișare descară gri

Pentru a vă asigura că o mamografie va apărea în mod similar pe diferite posturi de vizualizare și pe film tipărit, ar trebui să fie cartografiate valorile de scară gri pentru o afișare consecventă în ceea ce privește luminanța sau densitatea optică. În această măsurare se stabilește dacă o imprimantă este conformă cu funcția DICOM de afișare standard a scării de gri (GSDF).

Funcția de afișare a scării de gri (GDF) poate fi determinată prin imprimarea modelului de test TG18-PQC și măsurarea densității optice a regiunilor marcate ale celor 18 bare. GDF este determinat de luminanța corespunzătoare a densității optice. Relația dintre luminanță (L) și densitatea optică (D) a barelor tipărite este:

$$L = L_a + L_0 * 10^{-D}$$

unde:  $L_a$  este contribuția luminoasă datorată iluminării ambientale reflectate în film și  $L_0$  este luminozitatea casetei de lumină fără prezența filmului.

Mamografiile tipărite pot fi vizualizate pe diferite casete de vizualizare și într-o varietate de condiții de vizualizare. Nu este de dorit să repetați această măsurare pentru fiecare casetă de vizualizare. Presupunând ca fiecare casetă de vizualizare pe care vor fi tipărite mamografiile de diagnostic respectă valorile de limitare, este definită o casetă de vizualizare standard. Pentru această casetă de vizualizare standard  $L_a$  este 1 cd / m<sup>2</sup> și  $L_0$  este 4000 cd / m<sup>2</sup>.

**Valoarea limită** Răspunsul calculat la contrast ar trebui să se încadreze în  $\pm 10\%$

din răspunsul de contrast GSDF.

**Frecvență** La fiecare șase luni și când vizibilitatea contrastului s-a schimbat.

**Echipament** Densitometru pentru model de test TG18-PQC.

#### 4.2.7. Uniformitatea densității

Tipăriți modelele de testare TG18-UNL10 și TG18-UNL80. Măsurați densitatea optică la nivelul a cincilocații marcate.

**Valoarea limită** Abaterea maximă a densității optice trebuie să fie mai mică de

$$10\% \left( \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\text{centre}}} < 0,1 \right).$$

**Frecvență** La fiecare șase luni și când vizibilitatea contrastului s-a schimbat.

**Echipeamente** Densitometru pentru modele de testare TG18-UNL10 și TG18-UNL80.

### 4.3. Caseta de vizualizare

Dacă mamografiile sunt citite pe imagini tipărite, bifați casele de vizualizare folosind metoda șilimitarea valorilor descrise în orientările europene pentru asigurarea calității în mamografie.

**Tabel 1. Frecvența efectuării controlului de calitate**

Acest protocol este în curs de lucru și este supus unor îmbunătățiri, cu atât mai mult cu cât experiența în domeniul mamografiei digitale crește și se dezvoltă cu noi tipuri de echipamente de mamografie digitală. Prin urmare, frecvențele controlului de calitate se pot schimba în viitor.

#### 1.1. Achiziția de imagini

Obiect de test		Acceptare și la indicație	Anual	La 6 luni	Săptămânal	Zilnic
1.2.1	Generarea de raze X					
1.1.1	Sursa de raze X					
1.1.1.1	Mărimea petei focale	X				
1.1.1.2	Distanța sursă-imagine	X		dacă este reglabil		
1.2.1.1.3	Alinierea câmpului fasciculului de raze X/suprafața imaginii	X	X			
1.2.1.1.4	Scurgeri de radiații	X				
1.2.1.1.5	Ieșire de radiații	X		X		
1.2.1.2	Tensiunea tubului șicalitatea fasciculului					



1.2.1.2.1	Tensiunea tubului	X		X		
1.2.1.2.2	Valoarea stratului la jumătate	X				
1.2.1.3	Sistem AEC					
1.2.1.3.1	Etapele de control al expunerii	X		X		
1.2.1.3.2	Cronometru de rezervă și oprire de securitate	X	X			
1.2.1.3.3	Reproductibilitate pe termen scurt	X		X		
1.2.1.3.4	Reproductibilitate pe termen lung	X			X	
1.2.1.3.5	Grosimea obiectului și compensarea tensiunii tubului	X		X		
1.2.1.4	Compresie	X	X			
1.2.1.5	Grila anti-împrăștiere					
1.2.1.5.1	Factorul sistemului grilă (dacă există)	X				
1.2.1.5.2	Imaginea grilei	O	O			
1.2.2	Receptor de imagine					
1.2.2.1	Răspunsul receptorului de imagine					
1.2.2.1.1	Funcția de răspuns	X		X		
1.2.2.1.2	Evaluarea zgomotului	X		X		
1.2.2.2	Țesut pierdut în apropierea peretelui	X				

	toracic					
1.2.2.3	Omogenitatea și stabilitatea detectorului					
1.2.2.3.1	Omogenitatea detectorului	X			X	
1.2.2.3.2	Elementul defectal detectorului (DR)	X		X		
1.2.2.3.3	Elemente defecte necorectate (DR)	X			X	
1.2.2.4	Variații de sensibilitate între plăci (CR)	X	X			
1.2.2.5	Influența altor surse de radiație (CR)	X				
1.2.2.6	Decolorarea latentă a imaginii (CR)	X				
1.2.3	Dozimetrie	X		X		
1.2.4	Calitatea imaginii					
1.2.4.1	Vizibilitatea pragului de contrast	X	X			
1.2.4.2	MTF și NPS	O				
1.2.4.3	Timp de expunere	X	X			
1.2.4.4	Distorsiune geometrică și evaluarea artefactelor	X		X		
1.2.4.5	Imagine fantomă /ștergerea riguroasă	X	X			

O: test optional, X: test necesar

## 1.2. Prezentarea imaginii

Obiect de test		Acceptare șila indicație	Anual	La 6 luni	Săptămânal	Zilnic
1.4.1	Monitoare					
1.4.1.1	Lumina ambientală	X		X		
1.4.1.2	Distorsiune geometrică	X				X
1.4.1.3	Vizibilitatea contrastului	X				X
1.4.1.4	Rezoluție	X		X		
1.4.1.5	Afișareaartefactelor	X				X
1.4.1.6	Interval de luminanță	X		X		
1.4.1.7	DICOM  Funcție afișare a scării de gri	X		X		
1.4.1.8	Uniformitatea luminanței	X		X		
1.4.2	Imprimante					
1.4.2.1	Distorsiunea geometrică	X				X
1.4.2.2	Vizibilitatea contrastului	X				X
1.4.2.3	Rezoluție	X				
1.4.2.4	Artefacte de imprimare	X				X

1.4.2.5	Gama densității optice	O		O		
1.4.2.6	DICOM GSDF	X		X		
1.4.2.7	Uniformitatea densității	X		X		
1.4.3	Casete de vizualizare	X	X			

O: test optional, X: test necesar

**Tabel 2 Valori limită**

Achiziția de imagini	Valoare tipică	Limitareavalorii		Unitate
		Acceptabilă	Realizabilă	
<b>2.2.1 Generarea de raze X</b>				
Sursa de raze x – Vezi in ghid				
Tensiunea tubului– Vezi in ghid				
AEC				
- etape de control al expunerii	5-15%			mGy sau mAs
- cronometru de rezervă și oprire de securitate	-	Functionare corespunzatoare		
- reproductibilitate pe termen scurt				
- reproductibilitate pe termen lung	-	<+/- 5%	<+/- 2%	mGy
- variația SNR				
- variația dozei				
- grosimea obiectului și				

compensarea tensiunii tubului CNR pe grosime PMMA <ul style="list-style-type: none"> <li>o 2.0 cm</li> <li>o 3.0 cm</li> <li>o 4.0 cm</li> <li>o 4.5 cm</li> <li>o 5.0 cm</li> <li>o 6.0 cm</li> <li>o 7.0 cm</li> </ul>	-	<+/- 10%		mGy
	-	<+/- 10%		mGy
	-	>115%		
	-	>110%		
	-	>105%		
	-	>103%		
	-	>100%		
	-	>95%		
Compresia– Vezi în ghid				
Grila antiimprastiere– Vezi in ghid				
<b>2.2.2 Receptor de imagine</b>	<b>Valoare tipică</b>	<b>Limitareavaliilor</b>		<b>Unitate</b>
		<b>Acceptabilă</b>	<b>Realizabilă</b>	
<b>funcția de răspuns</b>				
- liniaritate	-	R2 > 0.99	-	-
- evaluarea zgomotului	-	-	-	-
<b>țesut omis în apropierea peretelui toracic</b>				

<b>omogenitatea detectorului</b>	-	$\leq 5$	-	mm
- variația valorii medii a pixelilor (pe imagine)	-	<+/- 15%	-	-
- variație în SNR (pe imagine)	-	<+/- 15%	-	-
- variația amedieiSNR (între imagini)	-	<+/- 15%	-	-
- variația dozei (între imagini)	-	<+/- 10%	-	mGy
<b>Elemente de detector defecte</b>				
- numărul celor defecte	-	încă nu a fost stabilit	încă nu a fost stabilit	-
- poziția celor defecte	-	încă nu a fost stabilit	încă nu a fost stabilit	-
<b>Elemente defecte de detector (dels) necorectate</b>				
- numărul dels necorectate	-	încă nu a fost stabilit	încă nu a fost stabilit	-
- Poziția dels necorectate	-	încă nu a fost stabilit	încă nu a fost stabilit	-
<b>Variații de sensibilitate între plăci</b>				
- variația SNR	-	<+/- 15%	-	-
- variația dozei	-	<+/- 15%	-	-
<b>Influența altor surse de radiații</b>	-	moneda nu este vizibilă	-	-
<b>Decolorarea imaginii latente</b>	-	-	-	-

2.2.3 Dozimetrie	Valoare tipică	Valorilimită		Unitate
		Acceptabilă	Realizabilă	
- doza glandulară pentru grosimea PMMA				
- 2.0 cm	-	<1.0	<0.6	mGy
- 3.0 cm	-	<1.5	<1.0	mGy
- 4.0 cm	-	<2.0	<1.6	mGy
- 4.5 cm	-	<2.5	<2.0	mGy
- 5.0 cm	-	<3.0	<2.4	mGy
- 6.0 cm	-	<4.5	<3.6	mGy
- 7.0 cm	-	<6.5	<5.1	mGy
2.2.4 Calitatea imaginii	Valoare tipică	Valorilimită		Unitate
		Acceptabilă	Realizabilă	
vizibilitatea pragului de contrast				
• Detaliu				
- 5.0 mm	-	<0.85%	<0.45%	-
- 2.0 mm	-	<1.05%	<0.55%	-
- 1.0 mm	-	<1.40%	<0.85%	-
- 0.5 mm	-	<2.35%	<1.60%	-
- 0.25 mm	-	<5.45%	<3.80%	-
- 0.10 mm	-	<23.0%	<15.8%	-

<b>MTF și NPS</b>				
-MTF (opțional)	-	-	-	-
- NPS (opțional)	-	-	-	-
<b>Timp de expunere</b>	-	<2.0	<1.5	S
<b>Timp de scanare</b>	5 la 8			s
<b>Distorsiunea geometrică și evaluarea artefactelor</b>				
- Distorsionare geometrică	-	fără distorsiuni	-	-
- Evaluarea artefactelor	-	fără artefacte deranjante	-	-
<b>Factorul de imagine fantomă</b>	-	0.3	-	-
<b>2.4Prezentarea imaginii</b>	<b>Valoare tipică</b>	<b>Valorilimită</b>		<b>Unitate</b>
		<b>Acceptabilă</b>	<b>Realizabilă</b>	
<b>2b.4.1 Monitoare</b>				
- lumină ambientală	-	<10	-	Lux
- distorsiune geometrică	-	linii drepte	-	
- vizibilitatea contrastului	-	patch-uri de colț vizibile	-	
- rezoluție	-	pătrate vizibile	-	
- artefacte de afișaj	-	model de linie vizibil	-	
- gama de luminanță raport luminanță maximă / minimă	-	fără artefacte deranjante	-	
- diferență de luminanță între monitorul din stânga și cel din dreapta	-	250	-	



<ul style="list-style-type: none"> <li>- Funcția standard de afișare a scării de gri a DICOM</li> <li>- uniformitatea luminanței</li> <li>* abaterea luminanței (afișare CRT)</li> </ul>	-	5%	-	Cd/m <sup>2</sup>
		+/-10% din GSDF		
		30%		
				Cd/m <sup>2</sup>
<b>2b.4.2 Imprimare</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>- distorsiune geometrică</li> <li>- vizibilitatea contrastului</li> <li>- rezoluție</li> <li>- artefacte de imprimantă</li> <li>- interval de densitate optică (opțional)</li> <li>- Funcția standard de afișare a scării de gri a DICOM</li> <li>- uniformitatea densității</li> <li>* abaterea densității optice</li> </ul>	-	linii drepte	-	
		patch-uri de colț vizibile		
		model de linie discernibile		
		fără artefacte deranjante		
		Dmin <0,251, Dmax > 3,41		OD
		± 10% din GSDF		
		<10%		
				OD
<b>2b.4.3 Casete de vizualizare</b>				

Consultați Orientările europene				
---------------------------------	--	--	--	--

## Anexe

### Anexa 1: Verificări mecanice și electrice de siguranță

#### Introducere

Testele mecanice și electrice de bază privind siguranța trebuie efectuate în conformitate cu reglementările locale. Dacă aceste reglementări nu există, această anexă oferă un exemplu de astfel de teste bazate pe protocolul din Marea Britanie.

#### Verificări ale funcției mecanice și verificări de siguranță

Trebuie verificate următoarele caracteristici ale echipamentului:

- Toate mișcările trebuie să funcționeze fără probleme și liber. Forța necesară pentru a muta orice parte trebuie să fie mai mică de 30 N.
- Toate frânele mecanice/electromecanice trebuie să funcționeze corect.
- Toate scalele/indicațiile privind mișcările liniare/de rotație și distanța focar-film (FFD) (dacă e reglabilă) trebuie să fie clar marcate.
- Toate diafragmele care limitează fasciculul trebuie să fie marcate cu dimensiunile câmpului la FFD relevantă.
- Mișcarea verticală a brațului U trebuie să fie posibilă cu pacientul înclinat asupra plăcii de susținere a sânelui (fără compresie aplicată).
- Mișcarea verticală și de rotație a brațului U trebuie prevenită atunci când compresia este aplicată.
- Toate comutatoarele trebuie să funcționeze corect.
- Toate dispozitivele anexă trebuie localizate corect, iar sistemele de blocare trebuie să funcționeze corect.
- Ar trebui să fie posibil să mutați corect detectorul AEC în pozițiile prestabilite.
- Ansamblul bucky trebuie să asigure o reținere fermă a casei (cu brațul în U-verticall și orizontal) dar să permită introducerea și îndepărtarea ușoară a acesteia.
- Sistemul de blocare care previne expunerea în cazul în care caseta nu este corect poziționată ar trebui să funcționeze corect.
- Intensitatea luminii din câmpul luminos al fasciculului de raze X trebuie să fie adecvată.

- Mișcarea dispozitivului de compresie trebuie să fie lină.
- Când se aplică compresie, nu trebuie să fie posibilă mișcarea brațului în U.
- Eliberarea automată a plăcii de compresie după expunere ar trebui să funcționeze corect. Înlocuirea acestei versiuni automate ar trebui să funcționeze corect.
- O eliberare de urgență a compresiei ar trebui să fie disponibilă și să funcționeze corect.
- Paleta de compresie și placade susținere a sânelui trebuie să fie netede și nu trebuie să aibă margini sau suprafețe ascuțite care pot răni pacienta.
- Marginile ecranului de protecție împotriva radiațiilor ar trebui să fie clar definite astfel încât să fie vizibile pentru operator.
- Dispozitivele de fixare folosite (pentru unitatea de raze X, ecranul de protecție împotriva radiațiilor, etc.) pentru unitățile mobile care ar trebui să fie disponibile pentru utilizare.

## **Marcaje și etichetare**

Următoarele trebuie să fie marcate sau indicate clar:

- Mărimea și poziția petefocale.
- Cantitatea de filtrare inerentă, adăugată și totală (de obicei în mm de aluminiu) inclusiv pentru filtre modificabile sau detașabile.
- Poziția detectoarelor AEC.
- Funcția tuturor controalelor.

## **Siguranța față de radiații**

Următoarele verificări se referă la funcționarea în siguranță a unității de radiografie:

- Trebuie prevăzut un izolator de rețea, accesibil din poziția normală de funcționare.
- Pe panoul de control trebuie să fie furnizată o indicație vizibilă pentru a arăta că rețeaua este pornită.
- Expunerea vizibilă a indicației de avertizare trebuie să funcționeze corect.
- Filtrarea totală trebuie să fie echivalentă cu cel puțin 0,5 mm Al sau 0,03 mm Mo.
- Dacă filtrarea adăugată este demontabilă sau schimbabilă, trebuie să fie prevăzut un sistem de blocare care să prevină expunerea, dacă filtrul este îndepărtat sau inserat incorect.
- Dacă diafragma de limitare a câmpului poate fi îndepărtată, trebuie prevăzut un sistem de blocare pentru a preveni expunerea dacă diafragma nu este aliniată corect.

- Expunerea trebuie să înceteze dacă controlul expunerii este eliberat prematur.
- Sistemul de control al expunerii ar trebui să fie localizat astfel încât operatorul să se găsească în zona protejată în timpul expunerii.
- Controlul expunerii trebuie să fie proiectat pentru a preveni producerea neintenționată de raze X.
- Proiectarea sistemului de control al expunerii ar trebui să împiedice expunerea ulterioară, cu excepția cazului în care presiunea asupra sistemului de control este eliberată întâi.

## **Ecran de protecție integrală împotriva radiațiilor**

Trebuie asigurat un ecran de protecție împotriva radiațiilor pentru a permite o protecție echivalentă cu cel puțin 0,1mm de plumb la 50 kV care ar trebui să permită o vizibilitate bună a pacientei de către operator și invers.

Trebuie să fie marcată echivalența de plumb a ecranului de protecție împotriva radiațiilor (atât pe sticlă, cât și pe panou, dacă este cazul) la o tensiune specificată. Dacă echivalența de plumb nu este marcată și nu este prezentată în documentația însoțitoare, va trebui să fie măsurată.

## **Camera cu raze X**

- Trebuie prevăzute lămpi de avertizare la toate intrările în camera cu raze X. Acestea ar trebui indice momentul în care expunerile la radiații X sunt efectuate sau sunt pe cale de a fi generate.

- Înainte de sau la instalare trebuie efectuată verificarea protecției camerei, fie vizual, în conformitate cu cerințele locale la etapa de planificare sau prin măsurători de transmisie.

## **Anexa 2: Parametrii filmului**

Curba filmului poate fi caracterizată de câțiva parametri. Cele mai importante elemente sunt contrastul, sensibilitatea, baza și voalul. Există diferite metode pentru a calcula parametrii filmului.

Contrastul foarte ridicat poate fi o problemă din cauza unei reduceri asociate a intervalului dinamic care poate duce la reprezentarea unui țesut glandular dens pe un film cu densitate optică redusă, caz în care filmul prezintă o performanță relativ slabă. Într-o anumită măsură acest lucru poate fi compensat printr-o setare relativ înaltă a densității medii a filmului, dar chiar și atunci în zone cu un contrast mai scăzut al filmului pot fi expuse arii locale de țesut

dens. În schimb, un contrast general foarte scăzut al filmului poate indica o prelucrare necorespunzătoare a filmului, iar radiologul cititor poate omite detaliile subtile.

Cercetările au arătat că gradientul filmului măsurat prin sensitometrie luminoasă se corelează bine cu gradientul filmului măsurat prin sensitometrie cu raze X. În primul rând trebuie să rețineți că emulsiile filmului pot răspunde ușor diferit la lumina dintr-un senzimetru, comparativ cu lumina ecranului folosit pentru scanare.

<b><math>D_{min}</math></b>	Baza și voalul; densitatea optică a unui film după dezvoltare. Densitatea optică minimă poate fi vizualizată prin fixarea numai a unui film neexpus. Voalul suplimentar este rezultatul dezvoltării emulsiei (neexpuse).
<b><math>D_{max}</math></b>	Densitatea maximă realizabilă cu un film expus; adică treapta cu cea mai mare densitate.
<b>MGrad</b>	Gradient mediu; proprietatea care exprimă contrastul filmului în expunerea diagnostic. MGrad este calculat ca panta liniei prin punctele $D1 = D_{min} + 0,25 \text{ OD}$ și $D2 = D_{min} + 2,00 \text{ OD}$ . Deoarece curba filmului este construită dintr-un număr limitat de puncte, $D1$ și $D2$ trebuie interpolate. Interpolarea liniară a punctelor de construcție ale curbei filmului va conduce la o acuratețe suficientă.
<b><math>Grad_{1,2}</math></b>	Gradient mediu; proprietatea care exprimă contrastul filmului în expunerea diagnostic. $Grad_{1,2}$ este calculat ca pantă a liniei prin punctele $D1 = D_{min} + 1,00 \text{ OD}$ și $D2 = D_{min} + 2,00 \text{ OD}$ . Deoarece curba filmului este construită dintr-un număr limitat de puncte, $D1$ și $D2$ trebuie interpolate. Interpolarea liniară a punctelor de construcție ale curbei filmului va conduce la o acuratețe suficientă.
<b><math>Grad_{gland}</math></b>	Gradientul țesutului glandular poate fi definit ca alternativă. Acesta este gradientul la densități glandulare 0,8 - 1,2 OD. Acest gradient este utilizat în combinație cu

*Grad<sub>fat</sub>*.

***Grad<sub>fat</sub>***

Gradientul alternativ de grăsimi este definit între densitățile de 2,0 și 2,4 OD. Acest gradient este utilizat în combinație cu *Grad<sub>gland</sub>*.

**Viteza**

Sensibilitate; proprietatea emulsiei filmului direct legată de doză. Viteza este calculată ca valoarea cut-off a axei X la densitatea optică  $1,00 + D_{min}$ , numită și „Speedpoint”. Cu cât cifra este mai mare pentru Speed, cu atât este nevoie de o doză mai mare pentru a obține densitatea optică potrivită. Deoarece curba filmului este construită dintr-un număr limitat de puncte, Viteza trebuie să fie interpolată. Interpolarea liniară va avea ca rezultat o precizie suficientă.

Deoarece acești parametri sunt derivați de la curba caracteristică prin interpolare, nu sunt foarte practici dacă nu este disponibil un computer.

O procedură mai simplă este utilizarea parametrilor de mai jos care sunt bazați pe măsurători de densitate ale unor etape sensitometrice particulare.

**Indicele de viteză**

Densitatea treptei aproape de densitatea punctului de viteză 1,0 OD, baza și voalul sunt excluse. De obicei, aceasta este densitatea treptei 11 din etapele procesului desensitometrie.

**Indicele de contrast 1**

Diferența de densitate găsită între treapta cea mai apropiată de densitatea punctului de viteză (1,0 OD, bază și voal excluse) și cea cu o expunere la lumină de  $0,6 \log E$  (factor 4) mai mare (în mod normal 4 trepte de densitate) (ACR).

**Contrast Index 2**

Diferența dintre treptele de densitate dintre treapta cea mai apropiată de punctul de viteză și treapta cea mai apropiată de

o densitate la 2,0 OD, cu baza și voalul excluse.

### **Anexa 3 O metodă de diferențiere între variațiile de procesare și variațiile de expunere prin corecția curbei filmului**

Densitatea optică a unui film este rezultatul expunerii și procesării radiațiilor X. Filmul este în principalexpus la lumina emisă de ecranul de intensificare. Emisia de lumină a ecranului este proporțională cu expunerea incidentă la radiații X. Razele X primare contribuie cu doar până la 5% din totalul expunerii. Procesul de dezvoltare determină densitatea optică a zonei expuse.

Atunci când se măsoară o densitate optică din orice film dat, nu se cunoaște expunerea corespunzătoare. Cu toate acestea, curba filmului (măsurată cu sensitometrie luminoasă) descrie relația dintre expunerea luminoasă și densitatea optică. Orice densitate optică măsurată poate fi transformată într-o înregistrare logaritmică relativă (expunere la lumină) sau într-o înregistrare logaritmică ( $I''$ ) prin interpolarea curbei filmului. Acesta înregistrare cifrică ( $I'$ ) este o valoare relativă și depinde puternic de senzimetru utilizat. Dar este totuși o valoare utilă, strâns legată de doza de radiație aplicată și, prin urmare, este adecvată pentru calcularea coeficientului de atenuare a masei într-o etapă arbitrară a procesului de sensitometrie.

Rețineți că filmele disponibile recent, care folosesc un tip diferit de sensibilizare și granule, în unele cazuri prezintă o discrepanță între gradientele ca urmare a luminii și a razelor X.

Atunci când se măsoară densitatea optică a mai multor imagini, luate în condiții identice, vor exista o serie de densități optice. Acest lucru poate fi rezultatul unei modificări a expunerii, fie schimbare a condițiilor de dezvoltare. Calculând înregistrarea de cifre relative ( $I''$ ) se poate distinge între defectele procesorului și defecțiunile tubului.

#### **Aproximarea contrastului razelor X**

Pentru a evalua contrastul razelor X, corecți citirile OD ale unei trepte de Al pentru condițiile de prelucrare, prin convertirea densităților optice într-o „expunere” fictivă,  $\log(I'')$ , conform curbei filmului. Un grafic al numărului de citiri avea ca rezultat aproape o linie dreaptă. Panta acestei linii este o măsură pentru contrastul razelor X.

### **Anexa 4: Spectre tipice pentru grosimea PMMA în mamografia convențională**

Schimbarea spectrului de raze X influențează atât doza glandulară cât și calitatea imaginii. Alegerea spectrului ar trebui să se bazeze pe optimizarea dintre ambele efecte. În general, spectrul de raze X ar trebui să fie mai tare atunci când grosimea (simulată) a sânului este crescută. În tabelul de mai jos sunt reprezentate unele spectre tipice, care sunt utilizate în mamografie și care nu reduc contrastul numai mult de 10% comparativ cu o imagine realizată cu Mo-Mo 28 kV. Rezultatele ar trebui să fie luate ca valori tipice, nu ca valori limită. Când folosiți filmul cu contrast ridicat (cum ar fi filmul Kodak EV), valorile din tabelul de mai jos pot avea nevoie de adaptare.

#### A4.1: Spectre tipice pentru grosimea PMMA

Spectru				
Grosimea PMMA (cm)	M0-Mo	Mo-Rh	Rh-Rh	W-Rh
2	25, 26 kV			
3	25-27 kV			
4	26-28 kV	26, 27 kV		
5	27-29 kV	26, 27 kV		
6	28-30 kV	27-30 kV	27-30 kV	
7	30, 31 kV	29-31 kV	29-31 kV	27-29 kV

### Anexa 5. Procedura pentru determinarea dozei medii glandulare

#### A5.1 Doza simulată cu PMMA pentru sânii tipici

Dozele pentru seriade sânii tipici pot fi evaluate utilizând blocuri de PMMA ca înlocuitorii sânilor. Această metodă se bazează pe echivalența de atenuare între diferite grosimi de PMMA și sânii tipici [Dance și colab., 2000], astfel cum sunt enumerate în tabelele A5.1 și A5.2. Ar trebui să fie de remarcat că, deoarece PMMA este, în general, mai dens decât țesutul mamar, orice selecție automată de kV, țintă sau filtru poate fi ușor diferită de sânii reali. Acest lucru poate fi corectat prin adăugarea de blocuri de polistiren expandat la PMMA ca distanțier pentru a alcătui o grosime totală egală cu echivalentul sânului. La sistemele care



determină factorii de expunere primari la atenuare, precum GE 2000D, acest lucru nu ar trebui să fie necesar. Doza medie glandulară (D) la un sântipic cu grosimea și compoziția echivalentă cu grosimea PMMA testată este calculată aplicând următoarea formulă:

$$D = Kgcs \text{ (A5.1)}$$

unde K este kerma în aer la suprafața de intrare (în absența împrăștierii) calculată la suprafața superioară a PMMA. Factorul g, corespunde unei glandularități de 50% și este derivat din valorile calculate de Dance et al 2000 și este prezentat în tabelul A5.1 pentru o gamă de HVL. Factorul c corectează diferența de compoziție a sânilor tipici de la glandularitate de 50% [Dance et al 2000] și este prezentat aici pentru sâni tipici, pentru intervalul de vârstă 50-64 de ani, în tabelul A5.2. Rețineți că factorii c și g aplicați sunt cei pentru grosimea corespunzătoare a sânilor tipici, mai degrabă decât pentru grosimea blocului PMMA utilizat. Atunci când este necesar, se poate face interpolarea pentru diferite valori de HVL. Valorile tipice ale HVL pentru diferite spectre sunt prezentate în tabelul A5.3. Factorul prezentat în tabelul A5.4 corectează diferențele datorate alegerii spectrului de raze X (Dance și colab. 2000). Doza trebuie determinată folosind factorii de expunere selectați clinic, inclusiv oriceselectare automată a kV și a combinației țintă/filtru.

### **A5.2 Doze clinice ale sânilor**

Este posibilă măsurarea dozelor medii glandulare pentru o serie de examinări mamare pe fiecare sistem de mamografie. Pentru a face acest lucru, este măsurată grosimea sânilor sub compresie și se înregistrează tensiunea și încărcarea tubului.

Din cunoștințele despre ieșirea setului de raze X pentru kV, materialul țintă și filtrul utilizat, încărcarea tuburilor poate fi utilizată pentru a estima doza medie glandulară folosind următoarea formulă:

$$D = Kgcs \text{ (A5.2)}$$

unde K este kerma în aer la suprafața de intrare calculată (în absența împrăștierii) în partea superioară a suprafeței sânilor. Factorul g, corespunde unei glandularități de 50% și este prezentat în tabelul A5.5 (Dance și colab. 2000). Factorul c corectează orice diferență de compoziție a sânilor de la 50% glandularitate. Factorii C pentru compozițiile mamare tipice în intervalul de vârstă 50 - 64 ani și 40 - 49 ani sunt prezentați în tabelele A5.6 și A5.7. Factorul s corectează diferențele datorate alegerii spectrului radiografiei așa cum s-a menționat anterior. Măsurarea grosimii sânilor comprimat în acest scop este efectuată de către tehnicianul radiolog, citind grosimea comprimată afișată pe setul de raze X.

Precizia grosimii afișate trebuie verificată prin aplicarea unei forțe tipice (de exemplu 100N) pe un material rigid cu grosimea cunoscută. Poate fi necesar să se aplice factori de corecție dacă valorile afișate sunt eronate. Este necesară o precizie mai mare de  $\pm 2$  mm. Software-ul care

calculează doza a fost publicat în Programul de screening mamar din Marea Britanie (Young,2001).

**Tabelul A5.1: Factorul g pentru sâni simulați cu PMMA**

Grosimea PMMA (mm)	Echivalentul grosimii sânelui (mm)	g- factor (mGy/mGy)							
		HVL (mm Al)							
		0.25	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	0.329	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.585
30	32	0.222	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448
40	45	0.155	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
45	53	0.130	0.155	0.177	0.198	0.220	0.245	0.272	0.295
50	60	0.112	0.135	0.154	0.172	0.192	0.215	0.236	0.261
60	75	0.088	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210
70	90		0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172
80	103		0.074	0.085	0.096	0.106	0.177	0.113	0.149

**Tabelul A5.2: Factorul c pentru sâni simulați cu PMMA**

Grosimea PMMA (mm)	Echivalentul grosimii sanului (mm)	Echivalentul glandularitatii sanului	Factorul c						
			HVL (mm AL)						
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	97	0.889	0.895	0.903	0.908	0.912	0.917	0.921
30	32	67	0.940	0.943	0.945	0.946	0.949	0.952	0.953
40	45	41	1.043	1.041	1.040	1.039	1.037	1.035	1.034
45	53	29	1.109	1.105	1.102	1.099	1.096	1.091	1.088
50	60	20	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134
60	75	9	1.254	1.245	1.235	1.231	1.225	1.217	1.207
70	90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249
80	103	3	1.307	1.299	1.292	1.287	1.283	1.273	1.262

**Tabelul A5.3: Măsurători tipice ale HVL pentru diferite combinații de tensiuni ale tubului și ale combinațiilor țintă/filtru. (Datele includ efectul asupra atenuării HVL măsurat de o placă de compresie PMMA \*.)**

HVL (mm Al) pentru combinația de filtru țintă					
kV	Mo + 30 μm Mo	Mo +25 μm Rh	Rh +25 μm Rh	W +50 μm Rh	W +0.45 μm Al22
25	0.33 ± .02	0.40 ± .02	0.38 ± .02	0.52 ± .03	0.31 ± .03
28	0.36 ± .02	0.42 ± .02	0.43 ± .02	0.54 ± .03	0.37 ± .03
31	0.39 ± .02	0.44 ± .02	0.48 ± .02	0.56 ± .03	0.42 ± .03
34		0.47 ± .02		0.59 ± .03	0.47 ± .03
37		0.50 ± .02			0.51 ± .03

\* Unele palete de compresie sunt fabricate din Lexan, valorile HVL cu acest tip de placă de compresie este cu 0,01 mm Al mai mică comparativ cu valorile din tabel.

**Tabelul A5.4: Factori s pentru spectre utilizate clinic [Dance și colab. 2000]**

Spectru	Factor s
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.042

W/AI	1.05*
------	-------

\* Această valoare nu este dată în lucrarea Dance et al. Valoarea din tabel a fost estimată folosind valorile S ale altor spectre.

**Tabelul A5.5: Factori g (mGy/mGy) pentru grosimi ale sânilor de 2-11 cm și HVL 0,30-0,60 mm Al. Factorii g pentru grosimi ale sânilor de 2-8 cm sunt preluate de la Dance(1990) și pentru 9-11 cm de la Dance et al. (2000)**

Grosimea sânelui (cm)	Factorul-g (mGy/mGy)						
	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	0.573	0.587
3	0.274	0.309	0.342	0.374	0.406	0.437	0.466
4	0.207	0.235	0.261	0.289	0.318	0.346	0.374
4.5	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
5	0.164	0.187	0.209	0.232	0.258	0.287	0.310
6	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
7	0.114	0.130	0.145	0.163	0.177	0.202	0.224
8	0.098	0.112	0.126	0.140	0.154	0.175	0.195
9	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
10	0.0763	0.0873	0.0986	0.1096	0.1207	0.1375	0.1540
11	0.0687	0.0786	0.0887	0.0988	0.1088	0.1240	0.1385

**Tabelul A5.6: Factori c pentru sânii medii pentru femeile din grupa de vârstă 50 - 64 de ani (Dance și colab. 2000)**

Grosimea sânului (cm)	Factorul – c						
	HVL (mm AL)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.885	0.891	0.900	0.905	0.910	0.914	0.919
3	0.925	0.929	0.931	0.933	0.937	0.940	0.941
4	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
5	1.086	1.082	1.081	1.078	1.075	1.071	1.069
6	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134
7	1.232	1.225	1.214	1.208	1.204	1.196	1.188
8	1.275	1.265	1.257	1.254	1.247	1.237	1.227
9	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249
10	1.307	1.298	1.290	1.286	1.283	1.272	1.261
11	1.306	1.301	1.294	1.291	1.283	1.274	1.266

**Tabelul A5.7: Factori c pentru sânii medii pentru femeile din grupa de vârstă 40-49 de ani (Dance et al. 2000)**

Grosimea sânului (cm)	Factorul – c						
	HVL (mm AL)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2	0.885	0.891	0.900	0.905	0.910	0.914	0.919
3	0.894	0.898	0.903	0.906	0.911	0.915	0.918
4	0.940	0.943	0.945	0.947	0.948	0.952	0.955
5	1.005	1.005	1.005	1.004	1.004	1.004	1.004
6	1.080	1.078	1.074	1.074	1.071	1.068	1.066
7	1.152	1.147	1.141	1.138	1.135	1.130	1.127
8	1.220	1.213	1.206	1.205	1.199	1.190	1.183
9	1.270	1.264	1.254	1.248	1.244	1.235	1.225
10	1.295	1.287	1.279	1.275	1.272	1.262	1.251
11	1.294	1.290	1.283	1.281	1.273	1.264	1.256

#### **Anexa 6. Calcularea contrastului pentru detalii pe obiect de testare a detaliului de contrast**

Standardele minime și realizabile din secțiunea 1.2.4.1 depind de calcularea contrastului nominal pentru detaliile implicate. Pentru a permite diferite modele ale obiectului de test, standardul este specificat în termeni de contrast de radiație pentru un spectru tipic folosind o tensiune a tubului de 28 kV, un material țintă de molibden și un filtru de molibden de 30 mm grosime. (Spectrul a fost derivat din Raportul IPEM 78). Contrastul discurilor și valorile prag limită au fost determinate folosind fantoma CDMAM cu o grosime de 2 cm de PMMA deasupra și 2 cm grosime sub obiectul de testare. Fantoma CDMAM include o bază de aluminiu care

este aproximativ echivalentă cu 1 cm de PMMA în ceea ce privește atenuarea. În Ghidurile Europene, cu toate acestea, 4,5 cm a fost aleasă ca grosime standard a PMMA. Prin urmare pragul de contrast viitor ar putea fi determinat la o grosime totală echivalentă cu 4,5 cm PMMA. Contrastul calculat pentru diferite grosimi de aur, este prezentat în tabelul A6.1. Este prezentat contrastul corespondent calculat pentru utilizarea unei fantome CDMAM cu 4 cm de PMMA și pentru detalii de aur prezentate pe PMMA de 4,5 cm. În ambele cazuri, efectul de împrăștiere nu este inclus în calcul.

**Tabelul A6.1: Contrastul calculat al radiației pentru diferite grosimi de aur pe obiectul standard de testare**

Grosime de aur ( $\mu\text{m}$ )	Contrastul radiației (%) pentru discul de aur pe 4,5 cm PMMA	Contrastul radiației (%) pentru CDMAM cu 4 cm PMMA
0.1	1.63	1.57
0.5	7.83	7.60
1.0	15.02	14.55
1.5	21.57	20.92
2.0	27.56	26.76

#### **Anexa 7: Moduri de procesare a ecranului în radiografia computerizată**

Pentru toate articolele de testare, trebuie alese următoarele setări pentru procesarea ecranelor, cu excepția obiectelor de testare enumerate mai jos. Dacă un sistem specific sau un mod de procesare a ecranelor nu este menționat mai jos, este utilă referirea la manualul producătorului:



Sisteme Fuji	Utilizați procesarea ecranului EDR FIXED, sugerat: $S = 120$ , $L = 2$
Sisteme Kodak	Utilizați procesarea ecranului model
Sisteme Agfa	Utilizați Diagnosticul sistemului / procesarea ecranului cu câmp plat

*Observație:* Pentru toate măsurătorile de pe sistemul Fuji se recomandă o valoare L de 2 (care seamănă cu valoarea L în practica clinică). Dacă decuparea are loc la o valoare S de 120, o altă valoare Sar trebuie aleasă.

#### 1.2.2.1.1 Funcția de răspuns

Următoarele relații între valoarea pixelilor (indicele de sensibilitate/expunere) și kerma în aer la suprafața de intrare trebuie să fie liniare (în cazul în care un mod de procesare a ecranului nu este menționat mai jos, se recomandă trimiterea manualului producătorului):

Sisteme Fuji: S-a sugerat procesarea ecranului EDR fixed  $S = 120$ , $L = 2$	Relații liniare:  Diagramați valoarea medie a pixelului în ROI de referință versus kerma în aer la suprafața de intrare în jurnal
Procesare ecran semi-EDR	Indicele de sensibilitate a graficului comparativ cu kerma în aer la suprafața de intrare inversă
Sisteme Kodak:  Procesarea ecranului model	Diagramați valoarea medie a pixelilor în ROI de referință versus kerma în aer la suprafața de intrare în jurnal
Sisteme Agfa:  Diagnosticare sistem / procesare ecran cu câmp plat	Diagramați valoarea medie a pixelului în ROI de referință versus kerma în aer la suprafața de intrare în jurnal

#### 1.2.2.1.2 Evaluarea zgomotului

Sisteme Fuji	Procesare ecran EDR FIXED, sugerat: S = 120, L = 2
Sisteme Kodak	Utilizați procesarea ecranului model
Sisteme Agfa	Utilizați diagnosticul sistemului/procesarea ecranului cu câmp plat

#### 1.2.4.1 Vizibilitatea pragului de contrast

Sisteme Fuji	Utilizați procesarea ecranului EDR FIXED. Valoarea S și L trebuie să fie aleasă astfel încât să fie tipică pentru situația clinică. Aceste valori pot diferi de la o poziție la alta. Valori tipice (conform Fuji): S = 40 până la 100, L = 1,8 până la 2,6.
Sisteme Kodak	Utilizați procesarea ecranului model
Sisteme Agfa	Utilizați diagnosticul sistemului/procesarea ecranului cu câmp plat

#### 1.2.4.5 Imaginea fantomă/ștergerea riguroasă

Sisteme Fuji	Utilizați procesarea ecranului EDR FIXED. Valoarea S și L trebuie să fie aleasă astfel încât să fie tipică pentru situația clinică. Aceste valori pot diferi de la o poziție la alta. Valori tipice (conform Fuji): S = 40 până la 100, L = 1,8 până la 2,6.
Sisteme Kodak	Utilizați procesarea ecranului model
Sisteme Agfa	Utilizați diagnosticul sistemului/procesarea ecranului cu câmp plat