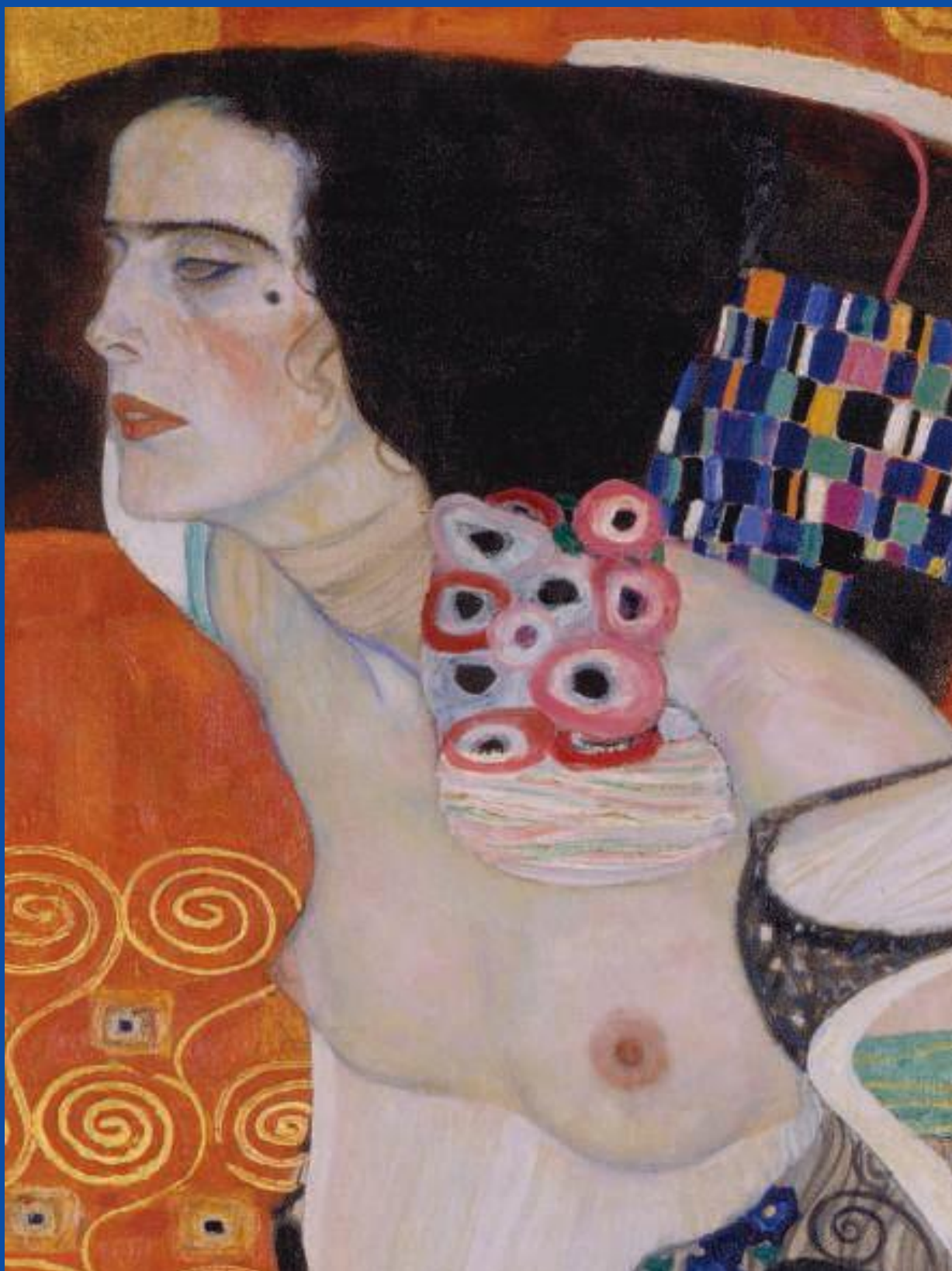




**Európai irányelvek az emlőszűrés és -diagnosztika
minőségbiztosításához**

negyedik kiadás

Európai protokoll a mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzéséhez

2a *Film-erősítőfóliás mammográfia*

2b *Digitális mammográfia*

Fordította:

ELEK RICHÁRD

Lektorálta:

DR PORUBSZKY TAMÁS

Összefoglalás

A sikeres emlőszűrés feltétele, hogy a mammogramok elégséges diagnosztikai információt hordozzanak ahhoz, hogy az emlőrák felismerhető legyen, az ésszerűen elérhető minimális dózisterhelés mellett (ALARA). Ez a minőségi követelmény minden egyes mammogramra vonatkozik. A **minőségellenőrzésnek** ezért (QC) bizonyítania kell, hogy a berendezés állandó, magas minőségi szinten teljesít.

Az „Európa a rák ellen” (EAC) keretprogramjában, az európai irányelv a mammográfiás szűréshez úgy van meghatározva, hogy összehasonlíthatóvá tegye a magas színvonalú eredményeket az összes, a mammográfiás programban részt vevő centrumban. Ezen programban, a **minőségbiztosítás (QA)** figyelembe veszi az egészségügyi, szervezeti és technikai aspektusokat is. Ez a fejezet kimondottan a mammográfiás orvosi képalkotás minőségbiztosításának fizikai és technikai szempontjaival foglalkozik, valamint dozimetriájával.

Az irányelvek ezen részének célja, hogy felvilágosítást adjon az alapvető ellenőrző eljárásokról, dózismérésekről és azok gyakoriságáról. Ezen ellenőrzések és tesztek elvégzése nélkülözhetetlen a kiváló minőségű mammográfiás diagnosztizálás biztosításához, valamint lehetővé teszi a különböző centrumok közötti összehasonlítást. Ez a dokumentum magába foglalja a minimális követelményeket, az Európai közösség (EC) tagállamaira vonatkozóan és nem bírálja felül a kifinomultabb és összetettebb QC követelményrendszert, melyet helyileg vagy nemzeti QA programokban határoznak meg. Éppen ezért a szűrőprogramok további eljárásokat tartalmazhatnak.

Minőségellenőrzés (QC)

A mammográfiás felvételezést csak modern, erre a célra készített röntgenberendezéssel és a megfelelő képérzékelővel szabad végezni.

A mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzése a megfelelő felszerelés specifikálásával és megvásárlásával kezdődik, amely megfelel az elfogadott minőségi előírásoknak. Mielőtt a rendszert klinikailag üzembe helyeznék, átvételi vizsgálatot kell végezni rajta, hogy megállapítsuk, megfelel-e a készülék a minőségi előírásoknak. Ez vonatkozik a mammográfiás röntgenberendezésekre, a képérzékelőre, filmfeldolgozóra, a filmnézőre és a QC során használt felszerelésre. Az átvételt követően a rendszer minőségét a minimum szint felett, a lehető legmagasabb szinten kell tartani.

A fizikai és technikai ellenőrzésnek biztosítania kell, hogy a rendszer az alábbi követelményeknek eleget tegyen:

1. A radiológus számára olyan képek állnak rendelkezésre, amelyek a lehető legtöbb diagnosztikai információt hordozzák, az alkalmazott felvételezési eljárás mellett. A képeknek minimálisan tartalmazniuk kell azokat a meghatározott szintű információkat, melyek elégségesek a kisebb léziók felismeréséhez (lásd CEC Dokumentum EUR 16260).
2. A képminőség állandó az információtartalom és optikai denzitás szempontjából és konzisztens a többi résztvevő centrum eredményeivel.
3. Az emlődózis az ésszerűen elérhető legalacsonyabb (ALARA) a szükséges mammográfiás információhoz mérten.

QC mérések és gyakoriságuk

A fenti célok eléréséhez QC méréseket kell végezni. Minden egyes mérésnek meg kell felelnie az írott QC eljárásnak, melyet a vonatkozó helyi, vagy nemzeti követelményekhez igazítottak. Az **Európai protokoll a mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzéséhez** iránymutatást ad az egyes fizikai, technikai, és dózismérések kivitelezéséhez, valamint azok gyakoriságának meghatározásához, melyeket a mammográfiás szűrőprogramok során kell végezni.

Egyes méréseket a helyi személyzet is elvégezhet. A bonyolultabb mérések kivitelezését orvosfizikusra kell bízni, aki kellően képzett, tapasztalattal rendelkezik a diagnosztikai radiológia területén és külön képzésben részesült a mammográfiás QC kivitelezésében. Az eredmények állandósága és összehasonlíthatósága a különböző központokból a leginkább akkor biztosítható, ha az összes mérés adatait, ideértve a technikusok vagy radiográfusok által kivitelezetteket is, központilag gyűjtik és elemzik.

A képminőség és az emlődózis függ az alkalmazott berendezéstől, valamint a felvételezési eljárástól. A QC kivitelezése úgy történjen, hogy a mammográfiás rendszer és annak elemeinek fizikai és technikai paramétereit vizsgáljuk. A következő egységeket és rendszerparamétereket kell vizsgálni:

- Röntgengenerátor és felvételi automatika
- Bucky és képérzékelő
- Filmfeldolgozó (film-erősítőfóliás rendszereknél)
- Képfeldolgozó egység (digitális rendszereknél)
- Rendszertulajdonságok (ideértve a dózist)
- Monitorok és nyomtatók (digitális rendszereknél)
- Kiértékelési körülmények

A változás valószínűsége és annak hatása a képminőségre, valamint az emlődózisra meghatározza, hogy milyen gyakorisággal kell a paramétereket végezni. A protokoll ugyancsak megadja az elfogadható és elérhető korlátokat néhány QC paraméterre. Az elfogadható értékek olyan korlátokat jelölnek, amelyeket minimálisan teljesíteni kell. Az elérhető értékek olyan korlátokat jelölnek, amelyek megvalósíthatóak. A korlátozó értékeket csak olyan esetben kerültek bevezetésre, ha egységes megállapodás született azokról és az alkalmazandó mérési eljárásról. A QC tesztekhez szükséges felszerelést és a megengedett tűréseket a II. számú táblázat adja meg.

A dozimetriás módszereket a Mammográfiás dozimetria európai protokollja ismerteti (EUR 16263). Az emlődózisra elfogadott szinteket ad meg, figyelembe véve nők csoportjain és fantomokon végzett méréseket egyaránt.

A dokumentum első (1992) változatát (REF: EUR 14821) egy tanulmányi csoport hozta létre, akik szerződéses viszonyban voltak az Európai Közösség Bizottságának sugárvédelmi szolgálatával (CEC Radiation Protection Action). A teszt eljárások és korlátok második (1996) és a harmadik (1999) kiadása a komoly felülbírálaton esett át a szakirodalom, a dokumentum felhasználóinak tapasztalatai, valamint a berendezések és az erősítőfólia-film gyártók hozzászólásai alapján. A digitális mammográfia színre lépésének köszönhetően 2003-ban egy kiegészítéssel toldották meg a dokumentumot. A jelenlegi verzió tartalmazza az analóg és a digitális mammográfiát, építve a további gyakorlati tapasztalatokra, gyártói hozzászólásokra és arra az igényre, hogy adaptálják a berendezések új fejlesztéseihez és az irodalomhoz.

2a

Európai protokoll a mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzéséhez

2a Erősítőfólia-film mammográfia

Szerzők:

R. van Engen
S. van Woudenberg
H. Bosmans
K. Young
M. Thijssen

EURÓPAI KÖZÖSSÉG

Szerzők:

R. van Engen, Nijmegen, Hollandia
S. van Woudenberg, Nijmegen, Hollandia
H. Bosmans, Leuven, Belgium
K. Young, Guildford, Egyesült Királyság
M. Thijssen, Nijmegen, Hollandia

Közreműködtek:

P. Baldelli, Ferrara, Olaszország
B. Beckers, Nijmegen, Hollandia
R. Bijkerk, Nijmegen, Hollandia
M. Borowski, Bremen, Németország
AK. Carton, Leuven, Belgium
D. Dance, London, Egyesült Királyság
T. Deprez, Leuven, Belgium
D. Dierckx, Brussels, Belgium
A. Ferro de Carvalho, Lisszabon, Portugália
M. Fitzgerald, London, Egyesült Királyság
A. Flioni Vyza, Athens, Görögország
M. Gambaccini, Ferrara, Olaszország
T. Geertse, Nijmegen, Hollandia
G. Gennaro, Padua, Olaszország
N. Gerardy, Brussels, Belgium
A. de Hauwere, Gent, Belgium
P. Heid, Marseille, Franciaország
E. van der Kop, Nijmegen, Hollandia
W. Leitz, Stockholm, Svédország
J. Lindeijer, Nijmegen, Hollandia
R. van Loon, Brussels, Belgium
C. Maccia, Cachan, Franciaország
A. Maidment, Philadelphia, USA
H. Mol, Brussels, Belgium
B. Moores, Liverpool, Egyesült Királyság
L. Oostveen, Nijmegen, Hollandia
J. Pages, Brussels, Belgium
F. Rogge, Leuven, Belgium
M. Säbel, Erlangen, Németország
H. Schibilla, Brussels, EC
F. Shannoun, Luxemburg, Luxemburg
J. Shekhar, London, Egyesült Királyság
F. Stieve, Neuherberg, Németország
M. Swinkels, Nijmegen, Hollandia
A. Taibi, Ferrara, Olaszország
D. Teunen, Luxemburg, EC
E. Vaño, Madrid, Spanyolország
F. Verdun, Lausanne, Svájc
A. Watt, Edinburgh, Egyesült Királyság
J. Zoetelief, Rijswijk, Hollandia

Köszönetnyilvánítás:

Az alábbi gyártók fűztek megjegyzéseket a dokumentumhoz:
GE, Kodak

Az alábbi csoport tett megjegyzéseket a dokumentummal kapcsolatban:
DIN mammográfiás munkacsoport, IEC MT 31: mammográfia

2a.1 Bevezetés a mérésekbe

Ez a protokoll ismerteti a QC során alkalmazott alapvető módszereket, a mammográfia fizikai és technikai vonatkozásaira. Létező protokollok (ld.: 5. fejezet Irodalomjegyzék) és a mammográfiás berendezéseken QC tesztek végző csoportok tapasztalatai alapján fejlesztették. Mivel a mammográfiás szűrés technikája és az alkalmazott felszerelés folyamatos fejlesztés alatt áll, ezért a protokoll tárgyát képezi további fejlesztéseknek.

Sok méréshez egy vizsgálóábráról készített felvétel szükséges. Minden mérést az általános munkakörülmények között kell végezni, a berendezésnek semmilyen speciális módosítása nem szükséges.

Kétféle felvételezés van meghatározva:

- A **referencia-felvétel**, amely információt nyújt a rendszerről, **meghatározott** körülmények között, függetlenül a klinikai beállításoktól.
- A **rutinfelvétel**, amely **klinikai** beállítások mellett ad információt a rendszerről.

A referencia- vagy rutinfelvétel előállításához egy objektumról kell felvételt készíteni, a következő paraméterek mellett:

	Referenciafelvétel	Rutinfelvétel
Vizsgálóábra vastagsága	45 mm ¹	45 mm
vizsgálóábra anyaga	PMMA	PMMA
csőfeszültség	28 kV	mint a klinikai gyakorlatban
anód anyaga	molibdén	mint a klinikai gyakorlatban
szűrőanyag	molibdén	mint a klinikai gyakorlatban
kompressziós eszköz	szorosan a vizsgálóábrán	szorosan a vizsgálóábrán
szórtsugárzás-szűrő rács	szükséges	szükséges
fókusz-kép távolság	a fókuszált rácsnak megfelelően	a fókuszált rácsnak megfelelően
fotoidőző-érzékelő	a mellkasfalhoz legközelebb	a mellkasfalhoz legközelebb
automatikus felvételi szabályozó (AEC)	bekapcsolva	mint a klinikai gyakorlatban
optikai denzitásvezérlő	a referenciának legmegfelelőbb	a célnak legmegfelelőbb

A feldolgozott kép optikai denzitása (OD) a **referencia ROI**-n mérendő, amely 60 mm távolságban van a mellkasfali oldaltól és keresztirányban középen. A **referencia optikai denzitás** közelítőleg $1,60 \pm 0,15$ OD.

Minden mérést ugyanazzal a kazettával kell kivitelezni, hogy kiküszöbölhessük a fólia-kazetta kombinációkból fakadó eltéréseket, kivéve, ha egyedileg a kazettákat teszteljük (ld.: 2a.2.2.2 fejezet).

Az elérhető teljesítmény korlátai adottak, de gyakran lehet ennél jobb eredményt elérni. Mind az elfogadható, mind az elérhető értékeket a 2a.4 fejezet 1. táblázata tartalmazza. Olykor nincs megadva határérték, hanem csak jellemző érték szerepel, annak jelzésére, hogy mi várható el. A mérések minimális gyakorisága is szerepel a protokollban (a 2a.4 fejezet foglalja össze). Ha az elérhető értéknél rosszabb eredményt kapunk, a mérést meg kell ismételni. Ha szükséges, akkor további méréseket kell végezni, hogy meghatározzuk a hiba okát és megfelelő intézkedéseket kell végrehajtani, hogy kijavítsuk azt.

Az alkalmas vizsgálóábrák specifikációiról és azok alkalmazásáról részletes útmutató található a „CEC workshop a vizsgálóábrák eredményei” (Proceedings of the CEC Workshop on Test Phantoms) című dokumentumban (ld.: 2a.5 Irodalomjegyzék). A fogalmak meghatározásai, mint például a „referencia ROI” és „referencia denzitás” a 2a.1.2 fejezetben vannak megadva. A QC mérések eredményeinek kiértékelése leegyszerűsíthető a 2a.6 fejezetben található QC formanyomtatvány segítségével.

2a1.1 Személyzet és felszerelés

Egyes méréseket a helyi személyzet is elvégezhet. A bonyolultabb mérések kivitelezését orvosfizikusra kell bízni, aki kellően képzett, tapasztalattal rendelkezik a diagnosztikai radiológia területén és külön képzésben részesült a mammográfiás QC kivitelezésében. Az eredmények összehasonlíthatósága és konzisztenciája a különböző központokból a leginkább akkor biztosítható, ha az összes mérés adatait, ideértve a technikusok vagy radiográfusok által kivitelezetteket is, központilag gyűjtik és elemzik.

A vizsgálatokat végző személyzetnek az alábbi eszközökre² van szüksége a mérések helyszínén:

- Szenzitométer
- Denzitométer
- Hőmérő

¹ Ez az a PMMA lemezvastagság, amit a leggyakrabban alkalmaznak, de másokat is meghatározunk ezen protokoll más részeiben.

² A felsorolt felszerelés specifikációja adott, megtalálható a 4. fejezet 2. táblázatában.

- Szabvány tesztömb³ (45 mm PMMA)
- PMMA lemezek^{4,5}
- QC vizsgálóábra
- Referenciakazetta

Az egyéb tesztek kivitelező orvosfizikus személyzetnek a fenti eszközökön felül a következő további felszereléssel kell rendelkezniük:

- | | |
|--------------------------------------|---|
| • Dózismérő | • Stopperóra |
| • Csőfeszültségmérő | • Film-fólia kontaktus ellenőrző eszköz |
| • Expozíciós időmérő | • Mérőszalag |
| • Fénymérő | • Kompressziós erőmérő |
| • QC vizsgálóábrák | • Habszivacs |
| • Alumínium lemezek | • Ólomlemezek |
| • Fókusz ellenőrző eszköz és állvány | • Alumínium lépcső |

³ A szabvány vizsgálótest állhat több PMMA lemezből is.

⁴ PMMA (polimetilmetakrilát) több megnevezéssel is elterjedt, pl. Lucite, plexiüveg és perspex.

⁵ 150 x 100 mm vagy félkör alakú, melynek sugara ≥ 100 mm és lefedi a 20-70 mm vastagságtartományt.

2a.1.2 Fogalommeghatározások

Alapérték (Baseline value)	Egy paraméter azon értéke, amelyet sok ismételt mérést követően határoztak meg (legalább 10), és amely a rendszerre jellemző értéknek tekinthető. Általában akkor alkalmazható az alapérték, ha egy adott paraméterre abszolút korlátok nem léteznek.
Anódsarok jelenség (Heel-effect)	A röntgensugárzás intenzitás-eloszlásának a katód-anód irányban létrejövő egyenetlenségéből eredő csökkenő optikai denzitás, amely filmen mérhető. A hatás nagysága a röntgenső geometriai beállításától is függ. Nyélhatásnak is nevezik.
Átlagos gradiens (MGrad – Mean Gradient)	Paraméter, mely leírja a filmkontrasztot abban az expozíciós tartományban, amely a legtöbb információt hordozza. Az MGrad értéke meghatározható annak az egyenesnek a meredekségéből, amely a $D_{0,25} = (D_{\min} + 0,25) \text{ OD}$ és $D_2 = (D_{\min} + 2,00) \text{ OD}$ pontokon halad keresztül. Mivel a filmgörbét véges számú pont határozza meg, ezért $D_{0,25}$ és D_2 értékeket interpolációval kell meghatározni. A lineáris interpoláció elégséges pontossággal alkalmazható.
Átlagos mirigydózis (AGD) (Average Glandular Dose)	Referenciafogalom (ICRP 1987) a sugárdózis becslésére mammográfiás röntgenfelvételezés során, vagyis az átlagos elnyelt dózis a mirigyes szövetállományban egy egyenletesen kompresszált emlőn. Az AGD értéke függ a röntgensugár minőségétől (HVL), az emlő vastagságától és összetételétől. Amennyiben a vastagság és összetétel nem ismert, az AGD vonatkoztatható egy szabvány emlőre.
Automatikus felvételi szabályozás (Automatic Exposition Control)	Egy röntgenkészülék olyan üzemeltetési módja, mely során a csőáram-idő szorzatot automatikusan vezérli és határozza meg a készülék. A besugárzás akkor fejeződik be, amikor a képérzékelő alatt (fölött) elhelyezett sugárzásdetektort érő besugárzás az előre meghatározott értéket eléri. Egyes fejlettebb berendezések a csőáram-idő szorzaton (mAs) kívül a csőfeszültség (kV), az anód- és a szűrőanyag kiválasztására is képesek.
Csőáram-idő szorzat (Tube loading)	A röntgenső áramának (milliamper, mA) és az expozíciós időnek (szekundum, s) a szorzata. Mértékegysége a mAs.
Csőfeszültség (Tube potential)	Az a potenciálkülönbség, kilovolt egységekben (kV), melyet a röntgenső anódja és katódja közé kapcsolunk radiográfiás felvételezés során.
$D_{\max}$	Az a maximális optikai denzitás, amely az exponált filmmel elérhető; általában a legsötétebb lépcsőfoka egy szenzitometriás csíknak. A film válaszgörbéjének telítési (szaturációs) értékének felel meg.
$D_{\min}$	Az az optikai denzitás, amelyet egy nem exponált film feldolgozása után mérhetünk azon. A $D_{\min}$ érték nem egyenlő nullával, köszönhetően a filmalap és az emulzió fényelnyelésének. A gyakorlatban, a QC mérések során a szenzitometriás szalag első lépcsőjét tekintjük $D_{\min}$ értékűnek. Az alapfátyol értékének feleltetjük meg.
Emlőkompresszió (Breast compression)	Az emlő leszorítására kompressziós erő alkalmazása a felvételezés során. Rögzíti az emlőt, így kiküszöbölhetőek a mozgásból származó műtermékek és csökkenti az emlő vastagságát, ezáltal a szóródás hatását, továbbá közelítően egységessé teszi az emlő vastagságát.
Érzékenység (Speed)	A film érzékenysége, amely fordítottan arányos a dózissal. Az érzékenységet annak a dózishoz a reciproka határozza meg, amely ahhoz szükséges, hogy a filmen $1,00 + D_{\min}$ optikai denzitást hozzunk létre. Ebből következően a 100 annyit tesz, hogy a filmnek $10 \mu\text{Gy}$ szükséges ahhoz, hogy $1,00 \text{ OD}$ -t hozzon létre az alapfátyol értéken felül, míg ha az érzékenység értéke 400, akkor ugyanilyen eredményhez a filmnek csupán $2,5 \mu\text{Gy}$ szükséges. Ha a film érzékenysége nagyobb érték, akkor az azonos optikai denzitásérték eléréséhez szükséges dózis alacsonyabb. Mivel a szenzitometriai görbét véges számú pont határozza meg, ezért a film érzékenységét

	interpolációval kell meghatározni. A lineáris interpoláció elégséges pontossággal alkalmazható.
Felezőréteg-vastagság (HVL – Half Value Layer)	Az az abszorbeáló rétegvastagság, amely a felére gyengíti a nem-monokromatikus röntgensugárzás levegőkerma értékét. Általában az abszorbeáló anyag, amelyet a kis energiájú röntgensugarak, mint például a mammográfiás sugarak, HVL értékének meghatározásához használunk, a nagy tisztaságú alumínium ($\geq 99,9\%$). Meg kell jegyezni, hogy a HVL pontos mérése „jó geometria” függvénye (megfelelő távolság a fókusz, a gyengítő közeg és a képdetektor között kollimálás és a merőleges beesés a detektor belépőoldalán), ez pedig igen távol áll a legtöbb mammográfiás eszköz geometriájától. Ezért a HVL mérése inkább ellenőrzés, hogy a sugárzási spektrum megfelel-e a szabványos értékeknek, melyeket kalibrált spektrummal állapítottak meg.
Film gradiens (Film gradient) Grad	Jelzőszám, amelyet a filmkontraszt meghatározására használunk. Lásd filmgradiens.
Képmínőség (Image quality)	A képmínőség fogalmára nincs egyhangúan elfogadott definíció. Általában lehetséges meghatározni olyan minőségjelző tényezőket, melyek a kép információtartalmára vonatkoznak; ezt gyakran vizsgálóábrák felvételezésével végezhetjük, melyekről a részletek számszerűsíthetőek a megfelelő pontozásos kritériumok segítségével.
Kompressziós eszköz (Compression paddle)	Ez az eszköz (néhány milliméter vastag) négyzet alakú műanyag (jellemzően PMMA vagy polikarbonát) lemez, melyet a mammográfiás berendezésen az emlőtartó lemezzel párhuzamosan helyeznek el, afölött. (Az emlő leszorítására használjuk).
Kontrasztküszöb (Contrast treshold)	Kontrasztszint, amelynél egy tárgy még éppen láthatóan elkülönül a háttértől.
Korlátozó (határ-) érték (Limiting value)	Egy tartománynak a lehetséges legnagyobb vagy legkisebb értéke, amely még elfogadható egy adott paraméter esetén.
Közepes gradiens ($\text{Grad}_{1,2}$) (Middle Gradient, $\text{Grad}_{1,2}$)	Paraméter, mely leírja a filmkontrasztot a diagnosztikai tartomány közepén. A $\text{Grad}_{1,2}$ kiszámítható, a $D_1 = (D_{\min} + 1,00)$ OD és $D_2 = (D_{\min} + 2,00)$ OD pontokon áthaladó egyenes meredekségeként. Mivel a filmgörbét véges számú pont határozza meg, ezért D_1 és D_2 értékeket interpolációval kell meghatározni. A lineáris interpoláció elégséges pontossággal alkalmazható.
Levegőkerma (Air Kerma)	d_{Etr} és dm hányadosa, ahol d_{Etr} az összes töltött, ionizáló részecske kezdeti mozgási energiáinak az összege, amelyeket dm tömegű levegő töltetlen részecskéi hoztak létre (ICRU 1980). A levegőkerma elfogadott mértékegysége a milliGray (mGy). Az ionizációs kamrával, vagy más, mammográfiás energiatartományra kalibrált dózisdetektorral mért levegőkerma értékek felhasználhatók a belépőoldali bőrdózis (Entrance Surface Air Kerma – ESAK) jellemzésére.
Mérési hiba (Measurement error)	Amennyiben a megismételt mérések száma elégséges (legalább 5), akkor a szórás; egyébként, ha csak néhány mérési eredmény van, akkor a maximális hiba $[(\max - \min)/2]$.
Minőségbiztosítás (QA) (Quality Assurance)	A WHO (1982) definíciója szerint: „Mindazon tervezett és rendszeres tevékenységek, amelyek szükségesek ahhoz, hogy megfelelő bizonyossággal garantáljuk, hogy egy szerkezet, rendszer vagy alkatrész kielégítően üzemel (ISO 6215-1980). A megbízható üzemi teljesítőképesség a teljes diagnosztikai folyamat optimális minőségét jelenti, vagyis a megfelelő diagnosztikai információk következetes előállítását, a személyzet és a páciens minimális sugárterhelése mellett.”
Minőség-ellenőrzés (QC) (Quality Control)	A WHO (1982) definíciója szerint: „Műveletek összessége (programozás, koordinálás, kivitelezés) amelyeknek célja a karbantartás vagy jobbitás [...] (ISO 3534-1977). Diagnosztikai eljárás esetén vonatkozik az összes teljesítménnyel összefüggő tényező monitorozására, értékelésére és karbantartására, mely definiálható, mérhető és ellenőrizhető.
Nettó optikai denzitás	Az az optikai denzitás, melybe nem számítják bele az

(Net optical density)	alapfátyol mértékét. A alapfátyol értékét meghatározhatjuk a film egy olyan területén mérve az optikai denzitást, melyre még nem exponáltunk (lásd $D_{\min}$).
Optikai denzitás (OD – Optical Density)	Egy látható fényforrás által termelt fény merőlegesen beeső, és a film által áteresztett fény intenzitása arányának tízes alapú logaritmus: $OD = \log_{10} (I_0 / I)$. Az optikai denzitást egy denzitométer nevű eszközzel mérhetjük, mely mm^2 nagyságrendű felületen méri az áteresztett fény intenzitását. Az optikai denzitás változását a képdetektor főtengelyével párhuzamosan (az anód-katód tengelyre merőlegesen) kell mérni, hogy elkerüljük a röntgensugarak intenzitásának szögeloszlásának befolyását (Anódsarok effektus).
Páciensdózis (Patient dose)	Általános fogalom, amely a pácienseken (vagy azok csoportján) alkalmazott sugárzás dózismennyiségeinek különböző változatait jelöli.
PMMA	Szintetikus anyag, poli-metil-metakrilát. A márkanevek között szerepel „Lucite”, „Perspex” és Plexiüveg (Plexiglas) néven is.
Pontosság (Accuracy)	Megadja, hogy egy adott mennyiség mért értéke mennyire közelíti meg annak valódi értékét. Ebben a dokumentumban a pontosságot arra használjuk, hogy kifejezzük a röntgensőre kapcsolt nagyfeszültség névleges és mért értékei közötti összefüggést. A névleges értéket tekintjük valódi értéknek. A pontosság kiszámítható a mért (m) és valódi (t) érték közötti relatív különbséggént, ennek megfelelően $(m/t-1)$, vagy százalékosan $(m/t-1) \times 100\%$.
Precizitás (Precision)	Lásd reprodukálhatóság.
QC vizsgálóábra (QC test object)	Tárgy, mely szövetekvivalens anyagból (jellemzően PMMA) készül a képminőség ellenőrzéséhez; Általában tartalmaz mammográfiás léziókat (mikrokalcifikációk, rostok, rögök) utánzó objektumokat és/vagy felbontás-vizsgáló ábrákat és kontrasztlépcsőket az olyan paraméterek méréshez, mint a térbeli felbontás vagy kontraszt, melyek összefüggenek a képminőséggel.
Referencia optikai denzitás (Reference optical density)	A referencia ROI-n mért optikai denzitás, $(1,6 \pm 0,1)$ OD.
Referencia ROI (Reference ROI)	Szabvány vizsgálatról készült felvételen az a terület, melynek középpontja a mellkasfali oldalra merőlegesen, 60 mm távolságban van, a film főtengelyének közepén.
Referenciafelvétel (Reference exposure)	Szabvány vizsgálatról készült felvétel, előre meghatározott paraméterek mellett, mellyel a referencia beállításoknak megfelelő képet hozhatunk létre.
Referenciakazetta (Reference cassette)	Kazetta, melyet megfelelően azonosítunk és a QC tesztek során alkalmazunk. Ugyanazon kazetta alkalmazása lehetővé teszi, hogy a különböző erősítőfóliákból és kazetták alkalmazásából fakadó, az optikai denzitásban jelentkező hibákat kiküszöböljük.
Relatív hiba (Relative error)	A mérési hiba és az átlagos érték aránya.
Reprodukálhatóság (Reproducibility)	A mérési eredmény megismételhetőségét vagy a vizsgált berendezés megbízhatóságát mutatja meg.
ROI (Region of Interest)	Az optikai denzitás mérési helye. A ROI mérete kb. 1 cm^2 . (Tárgyérdekű tartomány – ezentúl ROI-ként szerepel.)
Röntgenspektrum (X-ray spectrum)	A fotonenergia eloszlása egy röntgensugárban. Függ az anód és a szűrő anyagától, a csőfeszültségtől és minden gyengítő közegtől (cső kilépőablaka, kompressziós eszköz, levegő) az anód és az emlő között.
Rutinexpozíció (Routine exposition)	A szabvány vizsgálatról olyan paraméterekkel készített expozíció, mint ahogyan azt általában tennénk, hogy olyan mammogramot hozzunk létre, amelyen a referencia ROI-n a rutin optikai denzitás mérhető. A rutin expozíciót szokás alkalmazni az optikai denzitás és a dózisstabilitás ellenőrzésére klinikai feltételek mellett.
Rutin optikai denzitás	Optikai denzitás, melyet a ROI-n mérünk, egy szabványos

(Routine optical density)	vizsgálótestről kapott képen. Ezt az értéket a helyi személyzet választja meg, mint optimális átlagos értéket, általánosan a klinikai mammogramok számára egy adott berendezésen. A rutin, nettó optikai denzitás az [1,4 – 1,9] OD tartományba eső érték kell legyen.
Spektrum (Spectrum)	Lásd Röntgenspektrum . (az eredeti szövegben nem szerepel)
Sugárminőség (Radiation quality)	Lásd HVL.
Sugárzás-kibocsátás (Tube yield)	A vizsgálóábra nélkül mért levegőkerma (mGy) és a csőáram (mAs) aránya, ismert távolságra a sugárforrás és a dózismérő között, adott felvételi paraméterek mellett.
Szabvány emlő (Standard breast)	A mirigydózis meghatározásához gyakran használt matematikai modell, Monte Carlo szimulációk során. 40 mm vastag, zsíros és mirigyes (a kompresszált emlő vastagságától és korától függően) szöveti állománynak megfelelő anyagból áll, felületén további 5 mm vastag zsírszövet-ekvivalens burkolóréteggel (mely a bőr abszorbeáló hatásának felel meg). A szabvány emlő félkör alakú, sugara ≥ 80 mm és teljes vastagsága 50 mm. Általános feltevés, hogy a 45 mm vastag, homogén PMMA vizsgálótest megfelel a szabvány emlőnek, abszorpció tekintetében. (Jegyezzük meg, hogy más ajánlások és protokollok más emlőt definiálnak szabványosként. Példaként az Egyesült Királyságban a szabvány emlő összesített vastagsága 45 mm, 35 mm vastag köztes régióval.)
Szabvány vizsgálótest (Standard test block)	PMMA vizsgálóábra, amely a szabvány emlő abszorpcióját szimulálja. Vastagsága $(45,0 \pm 0,5)$ mm, lehet négyszög alakú, ha $\geq 150 \times 100$ mm vagy félkör alakú, ha a sugara ≥ 100 mm. A szabvány vizsgálóábra általában az AEC viselkedésének vizsgálatára használják vagy az AGD meghatározásához.
Szórtsugárzás elleni rács (Antiscatter grid)	Eszköz, melyet úgy helyeznek el, hogy közel essen a képdetektor belépőoldali felületéhez, így segít szűrni a detektorra érkező szóródó sugárzás mennyiségét.
Térbeli felbontás (kis v. nagy kontrasztú) (Spatial resolution (at high or low contrast))	Leírja a legkisebb, adott háttéren, adott kontrasztszinten még észlelhető részletet. Gyakran értékelik felbontás- vizsgálat ábrákkal, melyek abszorbeáló vonalcsoportokból állnak (jellemzően ólom vagy arany), váltakozva azonos méretű áttetsző vonalakkal. A vonalpárok egyre sűrűsödően helyezkednek el (jellemzően vonalpár/milliméter – lp/mm a mértékegységük). Azt a csoportjukat, amelyik még elkülöníthető vonalakkól áll, határértéknek nevezzük, ez a legnagyobb térbeli felbontás. Nagy kontraszt esetén, amikor csupán a vonalpár-felbontás vizsgálóábráról készítünk felvételt, megbecsülhető, hogy a teljes rendszernek mekkora a térbeli felbontására vonatkozó határértéke. A térbeli felbontás vizsgálata elvégezhető kis kontrasztú feltételek mellett is, így szimulálható a térbeli felbontás és a kontraszt romlása klinikai felvételeken. A piacon kapható képminőségvizsgáló ábrák egy vagy több vonalpárfelbontás-vizsgáló ábrát tartalmaznak.
Tipikus érték (Typical value)	Egy paraméter jellemző értéke, melyet az összehasonlítható mérések során kapnak a legtöbb helyen. Egy jellemző érték megadása azt jelzi, hogy mi a várható érték, anélkül, hogy bármilyen határértéket szabna a mérendő értéknek.

2a.2 A mérések leírása

Általában, mikor abszolút dózisméréseket végzünk, győződjünk meg róla, hogy a megfelelő hőmérsékleti és légnyomás értékekkel korrigáljuk a nyers értékeinket. Ugyanazon (friss) dobozból vett filmeket használjuk a protokollban leírt mérésekhez.

Először a helyi, biztonsági, villamos, mechanikai, működőképességi ellenőrzéseket végezzük el. Amennyiben nincs ilyen, akkor erre egy példát mutatunk be az egyes számú függelékben.

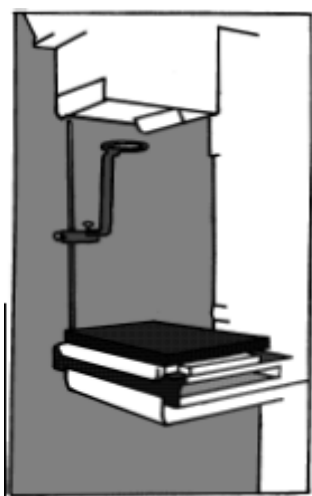
2a.2.1 Röntgensugárzás előállítása

2a.2.1.1 Röntgen-sugárforrás

Ebben a fejezetben azok a mérések kerülnek tárgyalásra, amelyekkel meghatározható a fókuszpont mérete, a sugárforrás-kép távolság, a sugármező és képdetektor beállítása, a szivárgó sugárzás és a cső sugárzaskibocsátása.

2a.2.1.1.1 Fókuszpont mérete

A fókuszpont mérésének célja, hogy meghatározza annak fizikai méretét telepítéskor vagy amikor a felbontás jelentősen csökken. A fókuszpont méretét a mammográfiás berendezés minden rendelkezésre álló fókuszára meg kell határozni. A rutin minőségellenőrzéskor a térbeli felbontás vizsgálata is elégségesnek tekinthető.



2.1 ábra: Fókusz méret: csillagábra vizsgálati módszer

A fókuszpont kiterjedését a következő módszerek egyikével határozhatjuk meg.

- Csillagábra módszer; kényelmes megoldás (rutin vizsgálat)
- Réskamera; összetett, de pontos módja a forma meghatározásának (átvételi vizsgálat)
- Túlykamera; összetett, pontos módszer a forma meghatározásához (átvételi vizsgálat)
- Többszörös túlykú kamera, egyszerű módszer a méret meghatározásához (rutin/átvételi vizsgálat)

Néhány teljesen automata digitális eszköz alkalmas a fókuszpont méretének meghatározására. Amennyiben ezek elfogadottak (validáltak), akkor használhatjuk ezeket is. Amikor a fókuszpont méretét határozzuk meg, ajánlott mindig a fenti módszerek egyikét alkalmazni.

Egy nagyított röntgenkép a vizsgálóábráról előállítható egy fólia nélküli kazettával. Ezt úgy tehetjük meg, hogy egy fekete filmet ($OD \geq 3$) helyezünk a film és az erősítőfólia közé. Válasszuk ki a kívánt fókusz méretet, 28 kV-os csőfeszültséget és olyan csőáram-idő szorzatot, hogy az optikai denzitás 0,8 és 1,4 OD közé essen az alapfátyol értékén felül (a kép közepén mérve). Az eszközről készült felvétel a kép síkjának referencia ROI-jára essen, amely 60 mm-re van a mellkasfali oldaltól, a kép közepén. Távolítsuk el a kompressziós lemezt. Használjuk a tesztállványt a vizsgálóábra tartására. Válasszunk kb. olyan csőáram-idő szorzatot (mAs), amely megfelel a 45 mm-es PMMA fantomokhoz használatnak, így a csillagábráról készített felvétel optikai denzitása a 0,8 - 1,4 OD tartományba fog esni.

Az IEC/NEMA szabványainak megfelelően, a 0,3 névleges fókusz mérethez legfeljebb 0,45 mm-es szélesség és 0,65 mm hossz tartozik. A 0,4 névleges fókusz méret korlátai ugyanígy 0,60 és 0,85 mm értelemszerűen. Nem adunk meg semmilyen specifikus értéket itt, mivel a felvételezett kép minősége szorosan összefügg a nagy kontrasztú térbeli felbontással (ld.: 2a.2.5.2).

Fókusz méret: csillagábra vizsgálati módszer

A fókuszpont méretét meghatározhatjuk az „elmosódó átmérő” alapján, a csillagábra felvételén (2,5 és 3-szoros nagyítás mellett). A legkülső elmosódó terület átmérőjét két irányban kell megmérni, párhuzamosan a cső tengelyével és rá merőlegesen. A kazettát a bucky felett helyezzük el (nincs rács).

A fókusz méretet az alábbi, 2.1-es képlet, alapján számíthatjuk ki, amely szintén megtalálható a formanyomtatványon.

$$f = \frac{\pi \theta}{180} \frac{d_{\text{blur}}}{m_{\text{star}} - 1} \quad (2.1)$$

ahol θ a sugárelnyelő küllők közötti szög, d_{blur} pedig az elmosódás átmérője. A nagyítási tényező (m_{star}) meghatározható, a csillagábra felvételén mért átmérő (d_{image}) és az eszköz saját átmérője alapján közvetlenül a csillagon (d_{star}) és kiszámítható így:

$$m_{\text{star}} = \frac{d_{\text{image}}}{d_{\text{star}}} \quad (2.2)$$

Határérték:

Nincs.

Gyakoriság:

Átvételi vizsgálatkor, és amikor a felbontás megváltozik.

Felszerelés:

Csillagábra (0,5° vagy 1° küllőszöggel) és a megfelelő állvány.

Fókusz mérés: réskamerás módszer

Hogy meghatározzuk a fókuszpont kiterjedését (f) réskamerával, 10 µm-es rést használunk. Távolítsuk el a kompressziós lemezt és az állvány segítségével rögzítsük a rést. Két, nagyított (2,5 – 3-szoros nagyítás) felvételt készítsünk a résről, a csőtengellyel párhuzamosan és rá merőlegesen.

A fókusz méret meghatározható a két felvétel nagyítóval történő vizsgálata útján. A nagyítási tényezőt vegyük figyelembe korrekcióhoz $f = F / m_{\text{slit}}$ képlettel, ahol F a rés képének szélessége. A nagyítási tényező (m_{slit}) a rés- és a film síkjának távolságából ($d_{\text{slit-to-film}}$), valamint a rés és a fókuszpont síkja közötti távolságból ($d_{\text{focal spot-to-slit}}$) arányából adódik. Az m_{slit} nagyítási tényező meghatározható:

$$m_{\text{slit}} = \frac{d_{\text{slit-to-film}}}{d_{\text{focal spot-to-slit}}} \quad (2.3)$$

Megjegyzés: $m_{\text{slit}} = m_{\text{image}} - 1$. A módszer nagyobb mértékű expozíciót igényel, mint a csillagábrás eljárás.

Határérték:

Nincs.

Gyakoriság:

Átvételi vizsgálatkor, és amikor a felbontás megváltozik.

Felszerelés:

Réskamera (10 µm-es rés) és a megfelelő állvány, nagyító (5 - 10-szeres), 0,1 mm-es beosztású beépített ráccsal.

Fókusz mérés: Tülyuk módszer

Ahhoz, hogy tülyuk segítségével meghatározzuk a fókusz méretet (f), egy 30 µm-es arany/platina ötvözetű tülyuk szükséges. Készítsünk egy nagyított felvételt (2,5-3-szoros nagyítású) a tülyukról.

A fókuszpont mérete nagyító segítségével és a nagyítási tényező figyelembevételével kiszámítható, az $f = F / m_{\text{pinhole}}$ képletnek megfelelően, ahol F a felvételen mért fókusz méret. A nagyítási tényező (m_{pinhole}) meghatározható a tülyuk és a film ($d_{\text{pinhole-to-film}}$), valamint a fókusz és a tülyuk távolságából ($d_{\text{focal spot-to-pinhole}}$). Az m_{pinhole} kiszámítható az alábbi képlettel:

$$m_{\text{pinhole}} = \frac{d_{\text{pinhole-to-film}}}{d_{\text{focal spot-to-pinhole}}} \quad (2.4)$$

Megjegyzés: A módszer nagyobb mértékű expozíciót igényel, mint a csillagábrás eljárás.

Határérték:

Nincs.

Gyakoriság:

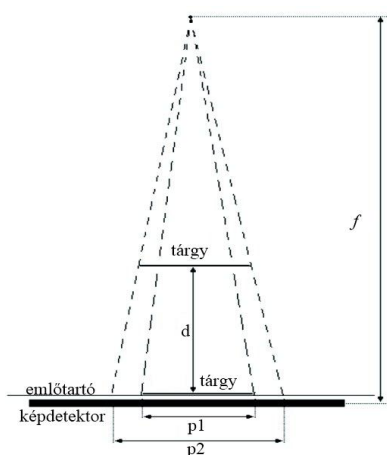
Átvételi vizsgálatkor, és amikor a felbontás megváltozik.

Felszerelés:

Tülyuk (30 µm átmérőjű) és a megfelelő állvány, nagyító (5 - 10-szeres), 0,1 mm-es beosztású, beépített ráccsal.

A többszörös tülyukú eszköz hasonlóan alkalmazható. Lehetővé teszi a fókuszpont méretének becslését a sugármező bármely részén. Ez a módszer nem alkalmas a finom-fókuszok méréséhez, a viszonylagosan nagyméretű tülyukok miatt.

2a.2.1.1.2 Forrás-kép távolság



2.2 ábra: Forrás-kép távolság mérési módszer

Mérjük meg a távolságot a csőburkolaton lévő fókuszpont-jelölés és a bucky teteje között. Adjuk ehhez hozzá a bucky teteje és a képdetektor közötti távolságot. A forrás-kép távolság pontosabban is meghatározható, egy ismert méretű tárgy felvételezésével (≥ 10 cm), melyről az emlőtartón helyezve és attól d (≥ 20 cm) távolságra is felvételt készítsünk. A felvételezett tárgy méretét az első (emlőtartón) és második (az emlőtartó felett, d távolságra) képen is mérjük meg. A 2.5 képlet felhasználásával kiszámítható a forrás-kép távolság:

$$f = \frac{d}{a \cdot \left(\frac{1}{p1} - \frac{1}{p2} \right)} \quad (2.5)$$

f = forrás-kép távolság

d = a tárgy 1-es és 2-es pozíciója közötti távolság

a = A felvételezett tárgy mérete

p1 = a tárgynak az első képen mért mérete (az emlőtartón elhelyezve)

p2 = a tárgynak a második képen mért mérete (az emlőtartó felett, d távolságra elhelyezve)

Határérték:

Gyártói specifikáció, jellemzően 600-650 mm.

Gyakoriság:

Átvételi vizsgálatkor, vagy ha a forrás-kép távolság megváltoztatható, hathavonta.

Felszerelés:

Mérőszalag, tetszőleges tárgy.

2a.2.1.1.3 Sugármező és képdetektor egybeesése



2.3 ábra: Sugármező-fénymező egybeesésének vizsgálati módja

A sugármező és a képdetektor egybeesése a mellkasfali oldalon könnyen vizsgálható két töltött kazettával és két sugárgyengítővel, pl. érmékkel.

Helyezzük az egyik kazettát a bucky tálcába, a másikat az emlőtartó fölé. Győződjünk meg róla, hogy az utóbb elhelyezett kazettába be van töltve film, úgy, hogy a fóliával átellenes oldalon van az emulziós fele. A mellkasfali oldalon kb. 30 mm-rel lógjon túl a tartó szélén. A bucky mellkasfali oldalát jelöljük meg a két érmével, úgy, hogy azokat a kazettára helyezzük. Az automatikus expozíció megfelelő optikai denzitást eredményez. Filmnézőn rendezzük el a filmeket, ebben a felvételezett tárgyak segítenek. A film, a sugármező és a bucky mellkasfali oldalának egybeesését kell mérnünk.

Megjegyzés 1: A sugármező oldalsó élének exponálnia kell a képdetektort. A sugármező kismértékű túlnyúlása a képdetektor bármely szélén még elfogadható.

Megjegyzés 2: Ha egynél több mezőméretet vagy anódot használunk, mindegyikre külön-külön meg kell ismételni a mérést.

Határérték: Minden fókuszpontra vonatkozóan:

Minden oldalon: A sugármezőnek minden irányban fednie kell a filmet, azon legfeljebb 5 mm-rel nyúlhat túl. A mellkasfali oldalon: a távolság a film széle és a bucky széle között ≤ 5 mm kell legyen.

Gyakoriság: Évente.

Felszerelés: Sugárgyengítők – pl. érmék, vonalzók, vasgolyók, mérőszalag.

2a.2.1.1.4 Szivárgó sugárzás

A szivárgó sugárzás mérése két részből tevődik össze; először a szivárgás helyének meghatározásából, majd annak intenzitásának méréséből áll.

Egy sugárelnyelővel (ólomlemez) zárjuk le a sugár kilépő nyílását, így az elsődleges sugárzás-kibocsátás megszűnik. A csőburát töltött kazettákkal vegyük körbe és maximális csőfeszültség és nagy csőáram mellett exponáljunk (néhány alkalommal). Dolgozzuk fel a filmeket és emeljünk ki minden kiugró szivárgó sugárzást. A következőkben, a kiemelt pontoknak megfelelő helyeken, egy erre alkalmas detektorral végezzünk mérést, a csőtől 50 mm távolságban. Korrigáljuk a mért levegőkerma eredményeket mGy/h mértékegységben, egy méter távolságra a fókuszponttól, a cső maximális teljesítményére vonatkoztatva.

Határérték:

Nem több 1 mGy-nél, 1 óra alatt, 1 m-re a fókusztól, maximális csőteljesítmény mellett, átlagolva egy területre, mely nem nagyobb 100 cm²-nél [továbbá a helyi, vonatkozó szabályozásnak megfelelően, ha van ilyen].

Gyakoriság:

Átvételi vizsgálatok alkalmával és a csőbura módosítása vagy cseréje esetén.

Felszerelés:

Dózismérő a megfelelő detektorral.

2a.2.1.1.5 Sugárzás-kibocsátás

Az adott sugárzás-kibocsátást ($\mu\text{Gy/mAs}$) és dózisteljesítményt (mGy/s) egyaránt molibdén-molibdén anód-szűrő kombinációval, 28 kV csőfeszültségen és a fókuszpont-referencia ROI tengelyen áthaladó egyenes mentén, mindennemű szóró vagy gyengítő (pl. kompressziós lemez) közeg alkalmazása nélkül kell mérni. A méréshez a referenciafelvétellel azonos csőáram-idő szorzatot (mAs-t) kell alkalmazni. Korrigáljunk a fókuszponttól mért távolsággal, így a sugárzás-kibocsátást 1 méter távolságra számítsuk ki, a dózisteljesítményt pedig a fókusz-film távolságra (FFD).

Ha a méréseket dozimetriához használjuk, akkor a sugárzás-kibocsátást minden fontosabb spektrum esetén meg kell mérnünk, felhelyezett kompressziós lemezzel.

Határérték:

Elfogadható: $> 30 \mu\text{Gy/mAs}$, 1 méterre, elérhető $> 40 \mu\text{Gy/mAs}$ 1 méterre $> 70\%$ -a az átvételi vizsgálatkor mért értéknek, minden anód-szűrő kombináció esetén.

Gyakoriság:

Hathavonta, és ha probléma adódik.

Felszerelés:

Dózismérő, felvételi-idő mérő.

Megjegyzés: A nagy kibocsátás kívánatos több ok miatt is, pl. a rövidebb felvételi idők a páciens mozgásának hatását csökkentik és biztosítják a nagy/denz emlőknek biztonsági lekapcsolás működésbe lépése előtti megfelelő felvételezését. Fontos még kiemelni, hogy a kibocsátás bármilyen jelentős megváltozásának okát ki kell vizsgálni.

2a.2.1.2 Csőfeszültség és sugárminőség

A kibocsátott röntgensugarak sugárminőségét a csőfeszültség, az anód anyaga és a szűrés határozza meg. A csőfeszültség és a felezőérték (a sugárminőség becslésére) az alábbiakban leírt mérésekkel határozhatóak meg.

2a.2.1.2.1 Reprodukálhatóság és pontosság

Több csőfeszültséget kell ellenőrizni, melyek lefedik a klinikai gyakorlatban használt tartományt. A reprodukálhatóság ismételt expozíciókkal mérendő, egy, a klinikai gyakorlatban alkalmazott állandó csőfeszültség mellett (pl. 28 kV)

Megjegyzés: A csőfeszültségmérő készülék elhelyezését annak felhasználói útmutatása alapján végezzük el.

Határérték: A klinikai gyakorlatban használt csőfeszültségekre vonatkozó pontosság $< \pm 1$ kV, a reprodukálhatóság $< \pm 0,5$ kV.

Gyakoriság: Hathavonta.

Felszerelés: Csőfeszültségmérő.

2a.2.1.2.2 Felezőréteg-vastagság (HVL)

A felezőérték (felezőréteg-vastagság) vékony alumínium szűrők hozzáadásával és a sugárgyengítés mérésével határozható meg.

Pozicionáljuk a detektorunkat a referencia ROI-ba (mivel a HVL pozíciófüggő), a bucky fölé. A kompressziós lemezt helyezzük a fókusz és a detektor közé, középre. Válasszuk a molibdén/molibdén anód-szűrő kombinációt, 28 kV-os csőfeszültséget és egy megfelelő csőáram-idő szorzatot (mAs), és a detektort közvetlenül sugarazzuk be. A szűrőket elhelyezhetjük a kompressziós lemezen, de a teljes sugármezőt le kell fedjék. Alkalmazzuk ugyanazt a mAs értéket és minden szűrővel ismétljük meg az expozíciót. A nagyobb pontosság érdekében (kb. 2%) alkalmazhatunk kiegészítő sugárhatárolót (diafragma), amelyet a kompressziós lemezre helyezünk, így a sugármező méretét csökkenthetjük a detektor hasznos felületén (lásd: European Protocol on Dosimetry in Mammography, ISBN 92-827-7289-6; Európai mammográfiás dozimetria protokoll). Átvételi vizsgálatok során a méréseket meg kell ismételni minden alkalmazott spektrumon, az átlagos mirigydózis számításához. A HVL kiszámítható a 2.5-ös számú képlettel.

$$HVL = \frac{X_1 \cdot \ln\left(\frac{2Y_2}{Y_0}\right) - X_2 \cdot \ln\left(\frac{2Y_1}{Y_0}\right)}{\ln\left(\frac{Y_2}{Y_1}\right)} \quad (2.6)$$

A direkt expozíciós értékeket Y_0 ; Y_1 és Y_2 jelöli, a hozzáadott szűrőket pedig X_1 és X_2 értelmszerűen.

Megjegyzés 1: Az alumínium tisztasága legyen $\geq 99,9\%$. Az alumínium lemezek vastagsága 1% pontossággal szükséges ismernünk.

Megjegyzés 2: Ehhez a méréshez elengedhetetlen a stabil sugárzáskibocsátás.

Megjegyzés 3: A HVL-t más (klinikai) csőfeszültségen és más anód- és szűrőanyagokkal is szükséges mérnünk, hogy az átlagos mirigydózsist kiszámítsuk (lásd: 5. függelék és European Protocol on Dosimetry in Mammography, ISBN 92-827-7289-6; Európai mammográfiás dozimetria protokoll).

Megjegyzés 4: Használhatunk még digitális HVL mérő készüléket is, de a mért értékeket kiegészítő szűrők esetén korrigálnunk kell a gyártói útmutató szerint.

Határérték: A 28 kV Mo/Mo esetén a HVLnek több mint 0,30 mm Al egyenértékűnek kell lennie, jellemzően $< 0,40$ mm Al. A HVL értékével összefüggő, jellemző anód-szűrő kombinációkat az 5. függelék A5.3 táblázata tartalmazza.

Gyakoriság: Évente.

Felszerelés: Dózmérő, alumínium lemezek: 0,30; 0,40; 0,50; 0,60 mm.

2a.2.1.3 AEC rendszer

Az automatikus felvételi szabályozó rendszer minősége jellemezhető az automatikus optikai denzitásvezérlő reprodukálhatóságával és pontosságával, különböző körülmények között, mint a változó tárgyvastagság és a különböző csőfeszültségek. Alapvető előfeltételei ezeknek a méréseknek, hogy a filmelőhívó megbízható legyen, és referenciakazettát alkalmazzunk. Amennyiben több mint egy emlőtartó állvány van, különböző AEC érzékelőkkel, akkor azokat külön-külön kell bemérni.

2a.2.1.3.1 Optikai denzitásvezérlő beállítása; középérték és lépésköz

Annak érdekében, hogy kompenzáljuk a denzitás átlagértékében bekövetkező hosszú távú változásokat, melyek a rendszer állapotának változása miatt következnek be, a denzitás középérték beállítását és a lépésközt helyesen kell megválasztanunk. Az optikai denzitásvezérlő beállításának ellenőrzésére a klinikai gyakorlatban is alkalmazott AEC üzemmódú expozíciókat készítsünk, a szabvány vizsgálatostól, az optikai denzitásvezérlő különböző beállításai mellett.

A denzitás átlagértékére a célérték, a referencia ROI-ban a helyi igényeknek megfelelően legyen beállítva, 1,4 – 1,9 OD tartományban, beleértve az alapfátyol értékét is.

Határérték: Az optikai denzitás (alapfátyol értékkel együtt) lépésköze a referencia ROI-ban $\pm 0,15$ OD értéken belül a célértéken belül kell, hogy legyen. Az optikai denzitásvezérlőn beállítható lépésköz legyen kb. 0,10 OD mértékű.

A 0,05-0,20 OD tartományon belüli lépésköz elfogadható.

	A denzitásvezérlő teljes skálája, a beállítható tartomány $> 1,0$ OD legyen.
Gyakoriság:	Lépésköz és beállítható tartomány: hathavonta.
	Denzitás és mAs érték a klinikai AEC beállításokra: naponta.
Felszerelés:	Szabvány vizsgálat és denzitométer.

2a.2.1.3.2 Biztonsági időkapcsoló és retesz

Az AEC rendszer tartozéka még a biztonsági időkapcsoló és retesz, amely letiltja az exponálást, ha az AEC rendszer meghibásodott, vagy ha a kívánt exponálás nem végezhető el. Jegyezzük fel a mAs értéket, amelynél a rendszer leállította az expozíciót, pl. ha növekvő PMMA lemezt vastagságokkal végzünk mérést.

Figyelmeztetés: A biztonsági időkapcsoló vagy a retesz hibás működése kárt okozhat a csőben. A túlzott mértékű csőterhelés elkerülése érdekében ellenőrizzük a kézikönyvben a maximálisan engedélyezett expozíciós időt.

Határérték:	Az AEC időzítőnek és/vagy a retesznek helyesen kell működnie.
Gyakoriság:	Évente.
Felszerelés:	PMMA lemezek vagy ólomlemez a detektor letakarásához.

2a.2.1.3.3 Rövid távú reprodukálhatóság

Posicionáljuk a dózismérőt a sugárnyalábra, az AEC érzékelő letakarása nélkül. Az AEC rendszer reprodukálhatósága kiszámítható a dózismérő 10 rutin expozíció mérési adatának eltérései alapján (45 mm PMMA).

Amennyiben a rendszer két spektrum között átvált, engedjük fel a kompressziós lemezt és nyomjuk le ismét, vagy használjunk egy eltérő PMMA lemezt vastagságot (pl. adjunk hozzá 0,5 cm-t), hogy rákényszerítsük egyetlen spektrum kiválasztását a rendszerre és ismételjük meg a mérést.

Határérték:	A középértéktől $< \pm 5\%$ az elfogadható eltérés, elérhető érték a $< \pm 2\%$.
Gyakoriság:	Hathavonta.
Felszerelés:	Szabvány vizsgálat, dózismérő.

Megjegyzés: A reprodukálhatóság meghatározásához ugyancsak hasonlítsuk össze ezeket a rövid távú reprodukálhatóság méréseiből származó értékeket a vastagság- és csőfeszültség-kompenzáció, valamint az optikai denzitásvezérlő méréseiből származó adatokkal, 45 mm PMMA lemezzel, azonos beállítások mellett. Ezen mérések eltérései reprodukálhatósági hiányosságokat jeleznek.

2a.2.1.3.4 Hosszútávú reprodukálhatóság

A hosszútávú reprodukálhatóság felmérhető az optikai denzitás vagy a csőáram-idő szorzat (mAs) mérései alapján, melyek egy PMMA tömbről vagy a napi minőségellenőrzés során alkalmazott QC tesztágyról készült felvételekhez tartoznak. Az eltérések okai összehasonlítással kideríthetők a napi szenzitometriai adatokból és a csőáram (mAs) feljegyzett értékeiből (ld.: 2a.2.3.2).

Határérték:	A célértéktől az eltérés $< \pm 0,20$ OD; elérhető $< 0,15$ OD.
Gyakoriság:	Naponta.
Felszerelés:	Szabvány vizsgálat vagy vizsgálatóábra, denzitométer.

2a.2.1.3.5 Tárgyvastagság- és csőfeszültség kompenzáció

A tárgyvastagság és csőfeszültség kompenzálását a 20-70 mm vastag PMMA lemezekről készült felvételek segítségével, a klinikai gyakorlatban is alkalmazott AEC módban. Ha a rendszer félautomata expozícióvezérlővel rendelkezik, akkor a spektrumot manuálisan kell változtatnunk, a vastagságokkal együtt, lásd még a 4. függelékben. Átvételi vizsgálatok alkalmával minden AEC módot ellenőrizni kell. Jegyezzük fel a spektrumot, amelyet az AEC választ ki, az összes vastagság esetén. Jegyezzük fel a vastagságjelző által jelzett értékeket minden vastagság esetében. A referencia ROI-ban mérjük az optikai denzitást.

Határérték:	Minden optikai denzitásváltozásnak az optikai denzitás kiválasztott célértékéhez képest $\pm 0,15$ OD-n belül kell lennie. Elérhető: $\pm 0,10$ OD. Az egyes PMMA lemezekre jellemző tipikus spektrumértékek a 4. függelékben találhatók. A vastagság kijelzése a PMMA lemezekhez képest $\pm 0,5$ cm-en belül kell legyen.
Gyakoriság:	Hathavonta: teljes vizsgálat. Hetente: 20, 45, 65 mm PMMA felvételek, a klinikai beállítás szerint exponálva.
Felszerelés:	PMMA lemezek: $10 \times 180 \times 240$ mm ³ és $5 \times 180 \times 240$ mm ³ , denzitométer.

2a.2.1.3.6 AEC érzékelők megfelelése

Egyes mammográf rendszerek több AEC érzékelővel rendelkeznek. Ezeknél a rendszereknél ellenőrizni kell, hogy a képek optikai denzitása, melyet különböző érzékelőkkel készítettünk, azonos-e és a megfelelő érzékelőt választotta-e ki a rendszer.

A megfelelés ellenőrzéséhez homogén PMMA lemezzel (45 mm) készített felvételeket kell készítsünk az egyes AEC érzékelőkkel. Manuálisan válasszuk ki az érzékelőket. Mérnünk kell az optikai denzitást az AEC érzékelő pozíciójában, amelyet az adott kép elkészítéséhez használtunk.

Másik vizsgálattal ellenőrizzük, hogy a megfelelő AEC érzékelő van-e kiválasztva. További sugárgyengítő anyagra van szükség (például 2 vagy 3 alumínium lemez, amelyet a HVL mérésekhez is használtunk), ezeket pedig

egy adott AEC érzékelő pozíciójára kell illeszteni. A kompressziós lemez jelöléseit felhasználhatjuk segítségül. A teljes érzékelőt le kell takarni, de a szomszédos érzékelőket szabadon kell hagyni. A rendszernek azt az érzékelőt kell kiválasztania, amelyik felett a sugárgyengítőket elhelyeztük. Ha egy másik érzékelőt választ ki, akkor növeljük a sugárgyengítő vastagságát, amíg a megfelelő érzékelőt ki nem választja, vagy míg egyértelműen be nem bizonyosodik, hogy az érzékelő meghibásodott. Ezt az eljárást minden pozícióban meg kell ismételni.

Megjegyzés: Ha a Heel-effektus nagy, akkor szükséges lehet további szűrőket alkalmazni a mellbimbó irányába eső érzékelő pozíciók felett. A kompressziós lemezen levő jelölések nem mindig esnek egybe az érzékelők valós pozíciójával.

Határérték:

Az optikai denzitás eltérése az AEC érzékelők között 0,20 OD-nál kisebb kell, legyen. A megfelelő AEC érzékelőt kell kiválasztani.

Gyakoriság:

Hathavonta: teljes vizsgálat.

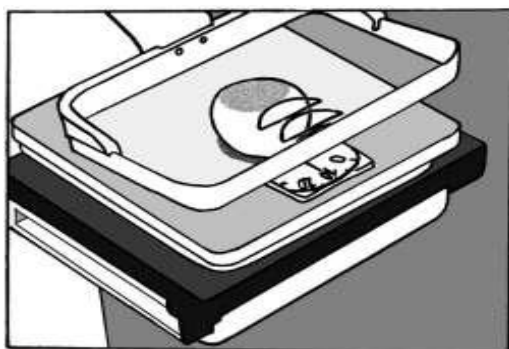
Felszerelés:

Szabvány vizsgálat, denzitométer.

2a.2.1.4 Kompresszió

Az emlőszövet kompressziója határozott, de elviselhető kell, hogy legyen. Nincs optimális érték a kompressziós erőre, de figyelmet kell fordítani az alkalmazott kompresszióra és a jelzés pontosságára. Minden berendezésnek motoros leszorítóval kell rendelkeznie.

2a.2.1.4.1 Kompressziós erő



2.4 ábra: Kompressziós erő mérése

A kompressziós erő alkalmas módon mérhető kompressziós erőmérővel vagy fürdőszobai mérleggel (használjunk összenyomható anyagot, például teniszlabdát, hogy a bucky és a kompressziós lemez ne sérüljön). A kompressziós lemezt meg kell vizsgálni, hogy vannak-e rajta repedések (amik esetleg csak kompresszió során látszanak) és éles szegélyek.

Amikor a kompressziós erő megjelenik a kijelzőn, ellenőriznünk kell, hogy a visszajelzett és mért érték megegyezik-e. Ugyancsak ellenőriznünk kell, hogy a beállított kompressziós erő nem változik-e meg egy perc időtartam alatt. Ha ennyi idő alatt a szorítás gyengül, annak okát meg kell vizsgálni, például a szivárgást a pneumatikus rendszerben.

Határérték:

A maximális, automatikus kompressziós erő 130-200 N (13-20 kg), és változatlanul kell maradnia legalább 1 percig. A visszajelzett kompressziós erőnek a mért értékhez képest ± 20 N-nak kell lennie. A kompressziós lemezen nem lehet semmilyen repedés vagy éles szegély sem.

Gyakoriság:

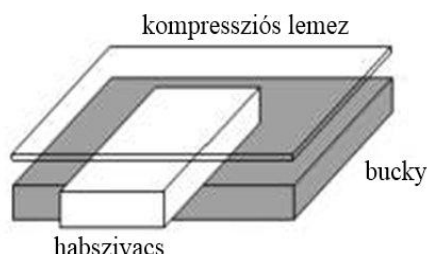
Évente.

Felszerelés:

Kompressziós erőmérő műszer.

2a.2.1.4.2 Kompressziós lemez fedése

A kompressziós lemez fedése (síkba állása) maximális kompressziós erő mellett tehető láthatóvá és mérhetővé, ha egy habszivacs darabot szorítunk össze. Mérjük meg a távolságot a bucky felszíne és a kompressziós lemez egyes sarkai között. Alapvetően a négy távolságnak azonosnak kell lennie. A mellkasfalra merőleges elcsúszás kevésbé zavaró, mint párhuzamos irányban, ugyanis ez segít kompenzálni az anódsarok jelenség hatását. A kompressziós lemez függőleges széle képeznie a detektoron kívülre kell esnie, de a bucky mellkasfali oldalán belül kell maradnia.



Határérték: A fedés minimális eltérése megengedett, a különbség a mért távolságok között a kompressziós lemez bal és jobb oldalán szimmetrikus terhelésre ≤ 5 mm.

Gyakoriság: Évente.

Felszerelés: Habszivacs (sűrűsége: kb. 30 mg/cm³), mérőszalag.

2.5 ábra: Kompressziós lemez fedésének mérése, szimmetrikus terheléssel

2a.2.2 Bucky és képdetektor

Ha több mint egy bucky és képdetektor egység van a képfelvételi rendszerben, akkor minden egységet külön-külön meg kell vizsgálnunk.

2a.2.2.1 Szórtsugárzás-szűrő rács

A szórtsugárzás-szűrő rács ólomlamellákból és kis sűrűségű töltőanyagból tevődik össze, feladata a szóródott fotonok elnyelése. A rácsrendszer a rácsból, a kazettatartóból, emlőtartóból és a rácsmozgató mechanikából áll.

2a.2.2.1.1 Rácsnényező

A rácsnényező dózismérések segítségével határozható meg. Készítsünk két felvételt, egyet a ráccsal és egyet anélkül. Manuális felvételi üzemmódban a referencia optikai denzitásnak megfelelő felvételeket készítsünk. Az első felvételt úgy, hogy a kazettát a bucky tálcába helyezzük (a rácsrendszerrel együtt felvételezzük), PMMA lemezzel a bucky tetején. A második felvételt a kazettát tegyük a bucky tetejére (a rácsrendszer így nem kerül a felvételre) és a PMMA lemezt tegyük erre. A rácsnényező kiszámítható, ha elosztjuk a dozimetriás értékeket, korrigálva a távolságtörvény szerint (fordított, négyzetes arányosság) és az optikai denzitás eltéréseivel.

Megjegyzés: Ha nem korrigáljuk a dózisokat a távolságtörvény szerint, akkor 5%-kal túlbecsüljük az értéket.

Jellemző érték: < 3.

Gyakoriság: Átvételi vizsgálatok alkalmával és ha a dózis vagy az expozíciós idő hirtelen megnő.

Felszerelés: Dózismérő, szabvány vizsgálótest, denzitométer.

2a.2.2.1.2 Rácsfelvétel

Hogy meghatározzuk a rács homogenitását abban az esetben, ha sérülést gyanítunk vagy műtermékek okát vizsgáljuk, a rácsot automatikus expozíció vezérlővel kell felvételezni, a legelső AEC érzékelőt kiválasztva, PMMA lemezek hozzáadása nélkül. Ez általában jó képet eredményez a rácsvonalakról.

Megjegyzés: Egyes rendszerek esetén nem lehetséges a rácsról felvételt készíteni, a minimálisan szükséges expozíciós idő miatt.

Határérték: Nincs jelentős eltérés a homogenitásban.

Gyakoriság: Évente.

Felszerelés: Nincs.

2a.2.2.2 Film-Fólia

Az aktuális képdetektor a film-fóliás mammográfiában egy kazettaból és egy erősítőernyőből áll, ami szorosan érintkezik az egy oldalán emulziós filmmel. A kazettakészlet teljesítményét a film-fólia kontaktus és a különböző kazetták egymáshoz viszonyított érzékenysége határozza meg.

2a.2.2.2.1 Különböző kazetták érzékenységi és sugárgyengítési eltérései, optikai denzitás tartomány

A különböző kazetták közötti különbségek meghatározhatóak a referencia felvétellel (2a.1 fejezet). Válasszunk egy AEC beállítást (normál pozícióban, fix csőfeszítéssel, anód/szűrő kombinációval), hogy felvételt készíthessünk, mely a klinikai gyakorlatban használt optikai denzitást adja. Minden kazetta esetén ismételjük meg, ugyanabból a tételből vagy csomagból származó filmmel. Gondoskodjunk a kazetták megfelelő azonosításáról. Mérjük az expozíciót (mGy-ben vagy mAs-ban kifejezve) és a hozzá tartozó optikai denzitásokat a referencia ROI-ban. Hogy a kazettatesztek megfelelőek legyenek, az AEC rendszernek stabilnak kell lennie a mammográfiás berendezésben. Elégséges, ha az ismételt felvételek eltérései, amelyhez az AEC határozza meg a beállításokat, ugyanazon kazetta esetén $\leq \pm 2\%$.

Határérték: Az expozíció mGy-ben (vagy mAs-ban) kifejezve nem lehet több mint $\pm 5\%$ -a az összes kazettával mért átlagnak.

A maximális elfogadható különbség az optikai denzitásban az összes kazetta között $\pm 0,10$ OD, elérhető $\pm 0,08$ OD.

Gyakoriság: Évente és új fóliák üzembe állítása esetén.

Felszerelés: Szabvány vizsgálótest, dózismérő, denzitométer.

2a.2.2.2.2 Film-fólia kontaktus

Tisztítsuk meg a kazetta belsejét és a fóliát. Legalább 5 percet várjunk, hogy a film és fólia közé szorult levegő elszökken. Helyezzük a mammográfiás kontaktus ellenőrző eszközt (kb. 40 fémzárl/inch, 1,5 szál/mm) a kazetta tetejére és készítsünk felvételt rács nélkül, úgy, hogy a referencia ROI-ban kb. 2 OD legyen az átlagos optikai denzitás. A gyenge kontaktusú felület helye a filmen elmosódik és sötét foltként jelenik meg. Csak akkor selejtezzük le a kazettát, ha a tisztítása után megismételt felvétel is hasonló lesz. 1 méter távolságból tekintjük meg a filmet. Továbbá a fólia felbontása is mérhető, ha egy felbontásvizsgáló ábrát közvetlenül egy kazetta fölé helyezünk.

Határérték: Jelentős méretű (pl. $> 1 \text{ cm}^2$) hibás kontaktusú felület megengedhetetlen a film fontosabb diagnosztikai területén.

Gyakoriság: Hathavonta és új fóliák üzembe állítása esetén.

Felszerelés: Mammográfiás film-fólia kontaktusvizsgáló eszköz, denzitométer, filmnéző.

2a.2.3 Filmkidolgozás

A filmkidolgozás minősége nagyban befolyásolja a képminőséget. Teljesítményének legmegfelelőbb mérési módszere a szenzitometria. A hőmérséklet és kidolgozási idő mérése szükséges, hogy meghatározzuk az alapértékeket.

2a.2.3.1 A filmelőhívó teljesítőképességi alapértékei

2a.2.3.1.1 Hőmérséklet ellenőrzés és alapérték

Az automata filmkidolgozó teljesítménye alapértékeinek meghatározásához az előhívó és a fixáló hőmérsékletét kell meghatározni. Gondoskodjunk róla, hogy a gyártói specifikációnak megfelelő, rögzített helyen történjen a hőmérés. A mért értékeket háttér-információként kezelhetjük, ha meghibásodás gyanúja merül fel. Ne alkalmazzunk üveghőmérőt, a törésük esetén bekövetkező szennyezések elkerülése érdekében.

Határérték:	A gyártói specifikációnak való megfelelés.
Gyakoriság:	Hathavonta.
Felszerelés:	Elektronikus hőmérő.

2a.2.3.1.2 Kidolgozási idő

A teljes kidolgozási idő mérhető stopperórával. Helyezzük a filmet a kidolgozó egységbe és indítsuk el a stopperórát, ha a kidolgozó egység jelzést ad. Amikor a kidolgozott film elkészült, állítsuk meg a stoppert. Amikor a kidolgozó meghibásodását gyanítjuk, az ismertnek megfelelően, pontosan ugyanúgy végezzük el ezt a mérést és ellenőrizzük, hogy van-e bármilyen különbség.

Határérték:	A gyártói specifikációnak való megfelelés.
Gyakoriság:	Átvételi vizsgálat alkalmával és ha probléma adódik.
Felszerelés:	Stopperóra.

2a.2.3.2 Film és előhívó

A mammográfiában speciálisan e célra gyártott mammográfiás filmet kell használni. A fényszenzitometria egy alkalmas módja annak, hogy az előhívó teljesítményét mérhessük. Zavaró, az előhívó miatt keletkezett műtermékek nem lehetnek a feldolgozott képeken.

2a.2.3.2.1 Szenzitometria

Szenzitométerrel exponáljunk egy filmet fénnel és helyezzük az exponált oldalával előre az előhívóba. Mielőtt a lépcsők optikai denzitását mérnénk, egy szemrevételezéses összehasonlítás lehetséges egy referencia szalaggal, hogy az eljárás hibáját kizárhassuk, mint az expozíció más színű fénnel vagy a bázisoldal expozíciója az emulziós helyett.

A karakterisztikus görbe (az optikai denzitás a fényexpozíció logaritmusának függvényében) alapján az alapfátyol, maximális denzitás, érzékenység és filmgradiens meghatározható. Ezek a paraméterek jellemzik a kidolgozás teljesítményét. Ezeknek az ANSI paramétereknek a részletes leírása és klinikai vonatkozásai a 2. függelékben találhatók, film paraméterek címszó alatt.

Tipikus értékek:	Alapfátyol: 0,15 – 0,25 OD kontraszt: MGrad: 3,0 – 4,0 ^{lásd a megjegyzést} Grad ₁₋₂ : 3,5 – 5,0
Gyakoriság:	Naponta.
Felszerelés:	Szenzitométer, denzitométer.

Megjegyzés: Nincsen egyértelműen tisztázva az optimális filmgradiens értéke; a megnevezett tartományok azon alapszanak, hogy ma a gyakorlatban mi a jellemző és függnek a filmtől, amelyet használnak. Ezeknek a tartományoknak a felső határánál a magas filmgradiens a kép egyes részeinek alul- vagy túlexponálását okozhatja, néhány emlőtípus esetén, így csökkentve az információtartalmat. Egy további nehézség a nagyon magas filmkontraszt esetén, hogy stabil körülményekre, a paraméterek nagyon kis értéktartományaira van szükség ahhoz, hogy bármilyen módon javítsunk az általános képminőségen (lásd 3. függelék).

2a.2.3.2.2 Napi vizsgálatok (napi teljesítmény)

A filmelőhívó napi teljesítménye szenzitometriával határozható meg. Miután a filmkidolgozót használtuk minden reggel legalább egy órán át, végezzük el a szenzitometriás vizsgálatot a fent leírt módon. A paraméterek változását egy hosszabb időtartamra kiszámíthatjuk, pl. egy hónapra (lásd film paramétereinek számítása, 2. függelék).

Határérték:	Lásd a lenti táblázatot.
Gyakoriság:	Naponta és gyakrabban, ha probléma adódik.
Felszerelés:	Szenzitométer, denzitométer.

A változások meghatározása megtalálható a következő táblázatban, ahol az értékeket tartományként jelöljük (Max érték – Min érték). Az elfogadható és elérhető értékeket a lenti táblázat jelzi. Olyan helyen, ahol nem áll rendelkezésre számítógép az érzékenység és a filmgradiens kiszámításához (MGrad és Grad_{1,2}), érzékenységi és kontraszt-indexeket adunk meg. Ugyanakkor, ez a megközelítés kevésbé kielégítő, mivel ezek az indexszámok nem tisztán a kontraszt és az érzékenység mértékei.

Változások meghatározása	Elfogadható	Elérhető
alapfátyol	< 0,03	< 0,02 OD
érzékenység	< 0,05	< 0,03
átlagos gradiens (MGrad)	< 10%-a az alapértéknek	< 5%-a az alapértéknek
közepes gradiens (Grad _{1,2})	< 0,40	< 0,20
érzékenység index	< 0,30	< 0,20 OD
kontraszt index	< 0,30	< 0,20 OD

2a.2.3.2.3 Műtermékek

A szabvány vizsgálatról készült felvételt, melyet naponta, a rutin felvételi eljárást alkalmazva készítünk, minden alkalommal meg kell vizsgálni. Ennek homogén denzitást kell mutatnia, feltűnő karcolások, árnyékok vagy más műtermékek nélkül.

Határérték: Műtermékek nincsenek.

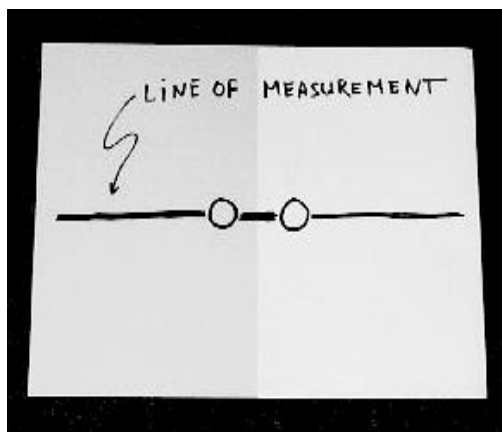
Gyakoriság: Naponta.

Felszerelés: Szabvány vizsgálati test vagy 40-60 mm-es PMMA lemezek, 18x24 cm-es felülettel, filmnéző.

2a.2.3.3 Sötétkamra

A sötétkamra fényzárását ellenőrizni kell. A jelentések szerint a sötétkamrák fele alkalmatlannak bizonyul. A sötétkamralámpákból adódó további fátyolosodásnak a határértékek között kell maradnia.

2a.2.3.3.1 Fénybeszűrődés



2.6 ábra: A mérési pontok felvétele, a fénybeszűrődés vizsgálatakor

Maradjunk a sötétkamrában legalább 5 percig, úgy, hogy lekapcsoltuk az összes fényt, ideértve a sötétkamralámpákat is. Győződjünk meg róla, hogy a szomszédos helyiségek mind teljesen meg vannak világítva. Ellenőrizzük ezeket a helyeket, amelyek fénybeszűrődés forrásai lehetnek. A további fátyolosodás méréséhez, amely a fénybeszűrődésből, vagy más fényforrásokból adódik, egy kb. 1,2 OD-s, előre exponált film szükséges. Ez a felvétel előállítható egy referencia felvétellel, amelyet egy PMMA tömbről készítettünk. Mindig a csőtengelyre merőlegesen végezzük el az optikai denzitáskülönbségek mérését, hogy elkerüljük az anódsarok jelenség hatását.

Nyissuk ki a kazettát az előexponált filmmel és helyezzük a filmet (emulziós oldalával felfelé) a munkaasztal megfelelő helyére. Fedjük le a film felét és exponáljuk így két percig. A takarást a cső tengelyével párhuzamosan helyezzük el, hogy elkerüljük a Heel-effektus befolyását a mérésre. Mérjük meg a háttér optikai denzitásának különbségeit (D_{bg}) és a fátyolos

területét (D_{fogged}). A járulékos fátyolérték (ΔD):

$$\Delta D = D_{fogged} - D_{bg} \quad (2.7)$$

Határérték:

Járulékos fátyol: $\Delta D \leq 0,02$ OD, 2 perc alatt.

Gyakoriság:

Évente és fénybeszűrődés gyanúja esetén.

Felszerelés:

Filmfedő, denzitométer.

2a.2.3.3.2 Sötétkamralámpák

Végezzünk szemrevételezéses ellenőrzést, hogy minden sötétkamralámpa megfelelő állapotban van-e (a szűrők nem törtek). Hogy megmérhessük a további fátyolosodást, ami a sötétkamralámpákból adódik, ismételjük meg a fénybeszűrődés mérését, de felkapcsolt sötétkamralámpák mellett. Bizonyosodjunk meg róla, hogy a sötétkamralámpák előzetesen már több mint 5 percig fel voltak kapcsolva, hogy a bekapcsolási jelenségeket elkerüljük.

Határérték:

Járulékos fátyol: $\Delta D \leq 0,10$ OD, 2 perc alatt.

Gyakoriság:

Évente és ha a sötétkamra állapota megváltozik.

Felszerelés:

Filmfedő, denzitométer.

2a.2.4 Kiértékelési feltételek

Mivel a jó kiértékelési feltételek fontosak, a diagnosztikai képek megfelelő értelmezéséhez, ezért azokat optimalizálni kell. Habár a viszonylag fényes filmnézők fontosak, a környezeti megvilágítás ugyancsak nagyon fontos és alacsony szinten kell tartani. Ehhez járul, hogy a zavaró vakító fényt minimalizálni kell, a film maszkolásával.

A fotometriai mérési eljárás és azok az értékek, amelyek az optimális mammográfiás kiértékeléshez szükségesek, nincsenek egyértelműen kidolgozva. Abban azonban egyetértés van, hogy milyen paraméterek lényegesek. A két fő mérés a fénysűrűség és a megvilágítás. A filmnézők fénysűrűsége a felszínüket elhagyó fény mennyisége, candela/m²-ben. A megvilágítás az a fénymennyiség, amely egy adott felületre esik, lux- ban mérve (lumen/m²). A jelen esetben említett megvilágítás a filmnézőre eső fény mennyisége, pl. a környezeti megvilágítás mértéke. (Egy alternatív megközelítés, hogyha a filmet megtekintő szemébe jutó fény mennyiségét mérjük, a fénymérőt a filmnézőre irányítva, megfelelő távolságból, úgy, hogy az kikapcsolt állapotban van.) Akár a megvilágítást, akár a fénysűrűséget mérjük, szükség van ehhez egy érzékelőre és fotometriás szűrőre egyaránt. Ezeket kombinálva, az emberi szemnek megfelelő spektrális érzékenységet tudunk érzékelni.

A fénybeesési geometria és a műszer kalibrációja eltérő a megvilágítás és a fénysűrűség mérése esetén. A fénysűrűség méréséhez lencsét vagy száloptikás szondát, míg a megvilágítás méréséhez koszinusz szóróernyőt használunk. Ahol az egyetlen rendelkezésre álló műszer egy megvilágításmérő, lux- ra kalibrálva, ott gyakran alkalmazzák a módszert, hogy a filmnéző felületére helyezik a fénymérőt és lux-ból cd/m²-re váltják a mérési eredményt, egy π -vel történő osztással. Mivel ez a megközelítés csak a fénybeesés geometriájának bizonyos feltételei mellett működik, ezért javasolt, hogy inkább kalibrált fénysűrűségmérőt alkalmazzunk.

Nincs egyértelmű megállapodás arról, hogy a filmnézők esetén mi a szükséges fénysűrűség. Általánosan elterjedt a nézet, hogy a mammográfiás filmnézők esetén nagyobbak kell lennie, mint az általános radiográfia esetén. Az Egyesült Királyságban készített, 20, a mammográfiában használt filmnézőt érintő felmérésben a fénysűrűségeik átlaga 4.500 cd/m² volt, 2.300 és 6.700 közötti értékek alapján. Az USA-ban az ACR (American College of Radiology – Amerikai radiológus kollégium) minimum 3.500 cd/m² fénysűrűséget ajánl a mammográfiához. Ugyanakkor néhány szakértő felvetette, hogy a fénysűrűségnek nem kell nagymértékűnek lennie, ha a környezeti megvilágítás kellően alacsony mértékű és ez a legkényesebb tényező. Az itt jelzett határértékek kompromisszum eredményei, míg egyértelműbb megállapodás létre nem jön.

2a.2.4.1 Filmnéző

2a.2.4.1.1 Fénysűrűség

A trend, hogy a mammográfiában nagy optikai denzitásokat alkalmaznak, feltételezi, hogy ahhoz megfelelő fénysűrűségű filmnézőket alkalmazunk. Mérjük a fénysűrűséget az egyes filmnéző panelek közepén, fénysűrűségmérővel, amelyet cd/m²-ben kalibráltak. Felső határérték van megadva, hogy a nem megfelelően maszkolt filmek ragyogását minimalizáljuk.

Határérték:	A fénysűrűségnek a 3.000-6.000 cd/m ² tartományban kell lennie. A fénysűrűség eltérése az egyes panelek közepén mért átlagértékek között $\leq \pm 15\%$.
Gyakoriság:	Évente.
Felszerelés:	Fénysűrűségmérő.

2a.2.4.1.2 Homogenitás

Egy adott filmnéző homogenitását több, a felszínén elvégzett fénysűrűség mérés alapján határozhatjuk meg, összehasonlítva ezeket a panel közepén mért értékkel. A szélekhez igen közeli mérési pontokat (pl. 5 cm-re a szélétől) nem szabad figyelembe venni (elhanyagolandóak). A filmnézők és a környezeti feltételek nagyobb eltérései, mely a radiográfusokat, radiológusokat érinti, kerülendőek. Ha színeltérés tapasztalható, akkor ellenőrizni kell, hogy azonos gyártmányú, típusú és korú izzótesteket alkalmaznak-e. A helyi személyzet felelőssége meggyőződni arról, hogy minden csövet egyidejűleg cserélnek le. A porból fakadó inhomogenitás elkerülése érdekében a filmnézőket kívül-belül rendszeresen meg kell tisztítani.

Határérték:	A fénysűrűség eltérése az egyes paneleken belül, a panelek közepén mért értékhez képest 30 %-on belül kell, hogy legyen.
Gyakoriság:	Évente.
Felszerelés:	Fénysűrűségmérő.

2a.2.4.2 Környezeti megvilágítás

Amikor a környezeti világítást mérjük (megvilágítás), a filmnézőt ki kell kapcsolni. Helyezzük a detektort a filmnéző felületére és forgassuk el attól annyira, hogy maximális értéket mérhessünk. Ez az érték lesz a környezeti megvilágítás mértéke.

Határérték:	Környezeti megvilágítás < 50 lux.
Gyakoriság:	Évente.
Felszerelés:	Megvilágításmérő.

2a.2.5 Rendszerjellemzők

A szűrőprogram sikere függ a megfelelő információátadástól és ennél fogva a mammogram képminőségétől. A képenkénti dóziscsökkentés sugárvédelmi okokból akkor indokolt, ha az információtartalom elégséges mértékű marad, hogy az emlőrákszűrő program elérhesse a célkitűzését.

2a.2.5.1 Dozimetria

20 mm vastagságú PMMA lemezekről készítsünk felvételeket, klinikai körülmények között. Jegyezzük fel a belépőoldali bőrdózsát és az AEC által kiválasztott expozíciós paramétereket. Ismételjük meg a mérés 30, 40, 45, 50, 60 és 70 mm-es PMMA lemezvastagságok mellett. Számítsuk ki az átlagos mirigydózsát emlő-egyenértékre az egyes lemezvastagságok mellett. Az átlagos mirigydózis számítás menetének részletes leírását az 5. függelék tartalmazza.

Határérték:

A maximális átlagos mirigydózis az egyes PMMA vastagságok esetén:

PMMA vastagsága [cm]	Emlő- vastagság- egyenérték [cm]	Maximális átlagos mirigydózis az egyenértékű emlőkre	
		elfogadható [mGy]	elérhető [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

Gyakoriság:

Hathavonta.

Felszerelés:

Dózismérő, szabvány vizsgálat.

2a.2.5.2 Képminőség

A kép információtartalmát legjobban az éppen még látható kontraszt és részletek határozzák meg, melyet annak kontraszt-részlet görbéje szemléltet. A jó minőséghez és a rendszer állandóságához az alapvető jellemzők meghatározhatóak a következők mérése alapján: felbontás, kontraszt-érzékenység, küszöbkontraszt és expozíciós idő.

2a.2.5.2.1 Térbeli felbontás

A rendszer térbeli felbontása egyike azon paramétereknek, melyek meghatározzák a képminőséget. Megfelelően mérhető, két felbontás-vizsgáló ábrával, melyek mindegyike 20 vonalpár/mm-ig van skálázva. PMMA lemezek tetejére kell helyezni ezeket, melynek összes vastagsága 45 mm. a vonalpár felbontás-vizsgáló ábrákat a referencia ROI-ba helyezzük, a párhuzamosan és merőlegesen a csőtengelyre egyaránt, így határozva meg a felbontást.

Megjegyzés: Ha a felbontást több magasságban mérjük, 25 és 50 mm között, az emlőtartótól számítva, akár 4 lp/mm különbséget is mérhetünk. A mellkasfaltól mért távolság kritikus, de a mellkasfallal párhuzamosan elhelyezve a vizsgálóábrát nem okoz nagyobb gondot, ha a referencia ROI-tól ± 5 cm-re pozicionáljuk azt. A felbontás általában rosszabb a cső tengelyével párhuzamosan, a fókuszpont aszimmetriájának köszönhetően.

Határérték:

Elfogadható: > 12 lp/mm, elérhető: > 15 lp/mm a referencia ROI-n, mindkét irányban.

Gyakoriság:

Hetente.

Felszerelés:

180 x 240 mm-es PMMA lemezek, 20 lp/mm-ig skálázott felbontás-vizsgáló ábrák, denzitométer.

2a.2.5.2.2 Képkontraszt

Mivel a kép kontrasztját különböző paraméterek határozzák meg (mint a csőfeszültség, film kontrasztja stb.), ez a mérés hatékony módja annak, hogy a nagyobb rendszerhibákat észleljük. Készítsünk referencia felvételt alumínium vagy PMMA kontrasztlépcsőről és minden lépcsőfok optikai denzitását mérjük meg. Rajzoljunk görbét az adatokból és a lépcsők sorszámából. A görbe a kontrasztról nyújt felvilágosítást. Mivel ez a grafikon függ a feldolgozás körülményeitől is, ezért a filmgörbével korrigálni kell a mérést, hogy a sugárzási kontrasztot kapjuk, lásd 3. függelék.

Megjegyzés: A kép kontrasztértéke függ a teljes felvételezési láncról, ezért nincsenek abszolút értelemben vett határértékek megadva. Ideális esetben a képkontrasztot vizsgáló tárgy része, vagy annak a tetejére van helyezve a napi QC során használt vizsgálatestnek.

Határérték:

Elfogadható: ± 10 %, elérhető: ± 5 %.

Gyakoriság:

Hetente és ha probléma adódik.

Felszerelés:

PMMA vagy alumínium kontrasztlépcső, denzitométer.

2a.2.5.2.3 Küszöbkontraszt-láthatóság

Átfogó vizsgálat: A küszöbkontraszt meghatározható kör keresztmetszetű részletek segítségével, melyeknek átmérője 0,1-2 mm-es. A részleteket olyan háttérobjektum előtt kell vizsgálni, melynek PMMA egyenértéke (sugárgyengítés szempontjából) 50 mm. Az emlőtartótól mérve, 20-25 mm magasságban kell elhelyezni a

vizsgálóábrát⁶. A klinikai gyakorlatban is alkalmazott expozíciós beállításokkal végezzük a felvételezést. Két felvételt készítsünk. Három tapasztalt megfigyelőnek kell megvizsgálnia a legkisebb látható kontrasztot mindkét felvételen. A részletek átmérőjének le kell fednie a 0,1-2 mm-es tartományt. Ebben a tartományban a legkisebb látható kontrasztot kell meghatározni nagyszámú részletátmérőre, átvételkor és az azt követő mérések során legalább 5-t.

Ez a küszöbkontraszt-láthatóság összefüggésben van a névleges kontraszttal, amelyet 28 kV-os csőfeszültséggel, molibdén anód-szűrő kombinációval számítunk, ahogy azt a 6. függelék taglalja. Ez a névleges kontraszt függ a vastagságtól és a szűrőanyagoktól, amelyekből a fantomokat gyártják és függetlenek a tényleges spektrumtól, amit a képalkotáshoz használunk [ami megegyezik azzal, amit egyébként a klinikai gyakorlatban használnak]. A szóródás jelenségét nem veszi figyelembe. Az átlagos névleges kontrasztküszöböt össze kell hasonlítani a lentebb ismertetett határértékekkel.

Heti rendszerességgel, egy egyszerű ellenőrzés is képet adhat a nagyobb részletek (> 5 mm) legalacsonyabb érzékelhető kontrasztjáról. Ezért az alacsony kontraszt-részleteknek beágyazva kell lenniük egy PMMA vizsgálótestbe, hogy a klinikai felvételeket utánozhassa. Legalább két látható és legalább két nem látható részletnek kell lennie. Jegyezzük meg, hogy az eredmény függ az OD átlagától és a zajtól.

Készítsünk rutinfelvételt és két vagy három megfigyelő vizsgálja meg az alacsony-kontraszt részleteket. A látható részletek mennyiségét jegyezzük fel. Ideális esetben a részletek részét képzik a napi minőségellenőrzés során használt fantomnak vagy azon vannak elhelyezve.

Határérték:

Átfogó vizsgálat: az átvételi vizsgálat adatai referenciaként szolgálnak.

Heti ellenőrzés: minimálisan érzékelhető kontraszt az 5-6 mm-es kontraszt-részletek esetén < 1,5 %.

Gyakoriság:

Évente (átfogó vizsgálat), hetente (egyszerű ellenőrzés).

Felszerelés:

PMMA lemezek 45 mm vastagságig, kontraszt-részlet vizsgálóábra, denzitométer.

2a.2.5.2.4 Expozíciós idő

A hosszabb expozíciós idők lehetővé teszik a mozgási életlenség megjelenését. Az expozíciós idő mérhető néhány, különböző kivitelű kVp- és sugázmérővel. Egyéb esetben expozíciós-időmérőt kell alkalmazni. A rutinexpozíció idejét kell ellenőrizni.

Határérték:

Elfogadható: < 2 s; elérhető: < 1,5 s.

Gyakoriság:

Évente és ha probléma adódik.

Felszerelés:

Expozíciós-időmérő, szabvány vizsgálatótest.

⁶ A jövőben a PMMA vastagság megváltozhat 45 mm „szabvány vastagság”-ra, a részletek (vizsgálóábrák) asztaltól mért 40-45 mm magasságú pozíciójában. Ez azzal járhat, hogy a határértékek némi finomítást igényelnek majd. (küszöbkontraszt-láthatóság mérésénél)

2a.3 Napi és heti QC vizsgálatok

Számos mérés és vizsgálat van, amit heti és napi rendszerességgel kell végezni. Ezért ajánlott egy kifejezetten e célból összeállított QC tesztkészlet. A vizsgálatok tényleges gyakoriságát a 2a.2.3.2.2 fejezet részletezi és a 2a.4.1 táblázat foglalja össze. Az eljárásnak elő kell segítenie néhány alapvető fizikai mennyiség mérését és célja, hogy értékelhetővé kell tegye az:

- AEC reprodukálhatóságot
- Csőteltjesítmény állandóságát
- A referencia optikai denzitást
- Térbeli felbontást
- Képkontrasztot
- Küszöbkontraszt-láthatóságot
- Homogenitást, műtermékeket
- Szenzitometriát (érzékenység, kontraszt, fátyol)

Gyakorlati ajánlások:

- Ideális esetben a szenzitometriás lépcsőnek ugyanazon felvételen kell szerepelnie, mint a vizsgálóábrának, hogy a feldolgozási rendszer hibáit elhanyagolhassuk.
- A napi mérések pontosságát növelendő, a tesztárgyunknak olyannak kell lennie, hogy mindig azonos módon lehessen a bucky-ra helyezni.
- A tesztárgynak nem kell emlő alakúnak lennie. Hogy helyes homogenitás ellenőrzést végezhesünk, a tesztárgynak a normál felvételezési területet le kell fednie (180 x 240 mm).
- Az AEC reprodukálhatóság ellenőrzéséhez használt PMMA tesztárgynak több PMMA rétegből érdemes felépülnie, 10 vagy 20 mm vastagságokkal. Fontos, hogy mindig ugyanazt a PMMA blokkot használjuk, mivel a PMMA lemezvastagságok különbözősége eltérő csőáram-idő szorzatot (mAs) fog eredményezni. Elegendő mennyiségű lemez szükséges, hogy 20-70 mm vastag blokkot építhessünk, a klinikai gyakorlatban előforduló emlők szimulálására.

2a.4 Táblázatok

2a.4.1 táblázat: A minőségellenőrzés gyakorisága, mért mennyiségek és határértékek

2a.2.1 Röntgensugár előállítása és vezérlés	Gyakoriság	Jellemző érték	Határérték		Mértékegység
			elfogadható	elérhető	
Röntgensugárforrás					
- fókuszméret	i	0,3	IEC/NEMA	-	-
- fókusz-képdetektor távolság	i	≥ 600	-	-	mm
- sugármező-képdetektor egybeesése	12	-	< 5	< 5	mm
- film/bucky éle	12	-	≤ 5	≤ 5	mm
- szivárgó sugárzás	i	-	< 1	< 1	mGy/h
* sugárzás-kibocsátás	6	-	> 30 $> 70\%$ -a az alapértéknek	> 40	$\mu\text{Gy/mAs}$
Csőfeszültség					
- reprodukálhatóság	6	-	$< \pm 0,5$	$< \pm 0,5$	kV
- pontosság (25 -31 kV)	6	-	$< \pm 1,0$	$< \pm 1,0$	kV
- HVL	12	-	lásd 5. függelék A5.3 táblázat	lásd 5. függelék A5.3 táblázat	mm Al
AEC					
* optikai denzitás közepső beállítás melletti értéke	6	-	$< \pm 0,15$ eltérés a célértéktől	-	OD
- cél opt. denz. vezérlő beállítás	6	-	1,4-1,9		OD
- opt. denzitás lépésköze	6	-	0,05-0,20	0,05-0,10	OD
- beállítható tartomány	6	-	$> 1,0$	$> 1,0$	OD
* rövid távú reprodukálhatóság	6	-	$< \pm 5\%$	$< \pm 2\%$	mGy
* hosszú távú reprodukálhatóság	d	-	$< \pm 0,20$	$< \pm 0,15$	OD
- tárgyvastagság- és csőfeszültség-kompenzáció	6	-	$< \pm 0,15$	$< \pm 0,10$	OD
- spektrum	6	lásd 4. függelék			
- AEC érzékelők megfelelése	6	-	$< 0,20$		OD
Kompresszió					
- kompressziós erő	12	-	130-200	-	N
- komp. erő megtartása min. 1 percig	12	-	1	1	min
- kompressziós erő visszajelzése	12	-	$< \pm 20$	$< \pm 20$	N
- kompressziós lemez fedése, szimmetriája	12	-	≤ 5	≤ 5	mm
2a.2.2 Bucky és képdetektor	Gyakoriság	Jellemző érték	Határérték		Mértékegység
			elfogadható	elérhető	
Szórtsugárzás-szűrő rács					
* rácsnéyező	i	< 3	-	-	-
Film-fólia					
* Kazetták érzékenységi eltérése (mAs)	12	-	$< \pm 5\%$	$< \pm 5\%$	mGy
* kazetták érzékenységi eltérése (OD)	12	-	$< \pm 0,10$	$< \pm 0,08$	OD
- film-fólia kontaktus	12	-	nincs nagy, rossz kontaktusú felület	-	-

2a.4.1 táblázat: A minőségellenőrzés gyakorisága, mért mennyiségek és határértékek (folytatás)

2a.2.3 Filmkidolgozás	Gyakoriság	Jellemző érték	Határérték		Mértékegység
			elfogadható	elérhető	
Előhívó					
- hőmérséklet	i	34-36	-	-	°C
- feldolgozási idő	i	90-120	-	-	s
Film					
- szenzitometria: alapfátyol	d	0,15- 0,25 ¹	-	-	OD
érzékenység	d	-	-	-	-
kontraszt MGrad	d	3,0-4,0 ²	-	-	-
Grad _{1,2}	d	3,5-5,0	-	-	-
- napi teljesítmény (napi vizsgálatok)	d	-	lásd 2a.2.3.2	lásd 2a.2.3.2	-
- műtermékek	d	-	nincsenek zavaró műtermékek	-	-
Sötétkamra					
- fénybeszűrődés (járulékos fátyol 2 perc alatt)	12	-	≤ + 0,02	≤ + 0,02	OD
- sötétkamralámpák (járulékos fátyol 2 perc alatt)	12	-	≤ + 0,10	≤ + 0,10	OD
2a.2.4 Kiértékelési körülmények	Gyakoriság	Jellemző érték	Határérték		Mértékegység
			elfogadható	elérhető	
Filmnéző					
- fénysűrűség	12	-	3000-6000	3000-6000	cd/m ²
- homogenitás	12	-	< ± 30%	< ± 30%	cd/m ²
- fénysűrűség különbség a panelek közt	12	-	< ± 15%	< ± 15%	cd/m ²
Környezet					
- környezeti megvilágítás	12	-	< 50	< 50	lux
2a.2.5 Rendszerjellemzők	Gyakoriság	Jellemző érték	Határérték		Mértékegység
			elfogadható	elérhető	
Dozimetria					
* Mirigy dózis	6				
- PMMA lemezvastagság					
2,0			< 1,0	< 0,6	mGy
3,0			< 1,5	< 1,0	mGy
4,0			< 2,0	< 1,6	mGy
4,5			< 2,5	< 2,0	mGy
5,0			< 3,0	< 2,4	mGy
6,0			< 4,5	< 3,6	mGy
7,0			< 6,5	< 5,1	mGy
Képmínőség					
* térbeli felbontás, referencia ROI	w	-	> 12	> 15	lp/mm
* küszöbkontraszt- láthatóság	w	-	< 1,5%	< 1,5%	-
* expozíciós idő	12	-	< 2	< 1,5	s
i = átvételi vizsgálat alkalmával; d = naponta; w = hetente; 6 = hathavonta; 12 = 12 havonta; * általános (szabványos) mérési körülmények; 1. Csak szabványos kékérzékeny filmek esetén 2. Az alkalmazott filmtől függ					
2a.4.1 táblázat vége					

2a.4.2 táblázat QC felszerelés specifikációja

QC felszerelés	pontosság	reprodukálhatóság	mértékegység
szenzitométer	-	$\pm 2\%$	OD
denzitométer	$\pm 2\%$ 1,0-nál	$\pm 1\%$	OD
dózismérő	$\pm 5\%$	$\pm 1\%$	mGy
hőmérő	$\pm 0,3$	$\pm 0,1$	°C
mammográfiás csőfeszültség mérő	$\pm 2\%$	$\pm 1\%$	kV
expozíciós-idő mérő	$\pm 5\%$	$\pm 1\%$	s
fénysűrűségmérő	$\pm 10\%$	$\pm 5\%$	cd/m ²
megvilágításmérő	$\pm 10\%$	$\pm 5\%$	klux
tesztárgyak, PMMA	$\pm 2\%$	-	mm
kompressziós erőmérő eszköz	$\pm 10\%$	$\pm 5\%$	N

alumínium szűrők ($\geq 99,9\%$ tisztaságú)
alumínium kontrasztlépcső
felbontás-vizsgáló ábra
fókusz mérő
stopperóra
film-fólia kontaktus ellenőrző
mérőszalag
habszivacs a kompressziós lemez ellenőrzéséhez
ólomlemez

2a.5 Bibliográfia

CEC-Jelentések

1. Technical and Physical Parameters for Quality Assurance in Medical Diagnostic Radiology; Tolerances, Limiting Values and Appropriate Measuring Methods. 1989: British Institute of Radiology; BIR-Report 18, CEC-Report EUR 11620.
2. Optimisation of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology. 1989: British Institute of Radiology; BIR-Report 20, CEC-Report EUR 11842.
3. Dosimetry in Diagnostic Radiology. Proceedings of a Seminar held in Luxembourg, March 19-21, 1991. 1992: Rad. Prot. Dosimetry vol 43, nr 1-4, CEC-Report EUR 14180.
4. Test Objects and Optimisation in Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine. Proceedings of a Discussion Workshop held in Würzburg (FRG), June 15-17, 1992 1993: Rad. Prot. Dosimetry vol 49, nr 1-3; CEC-Report EUR 14767.
5. Quality Control and Radiation Protection of the Patient in Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine. 1995: Rad. Prot. Dosimetry vol 57, nr 1-4, CEC-Report EUR 15257.
6. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. 1996: CEC-Report EUR 16260.

Protokollok

1. The European Protocol for the Quality Control of the Technical Aspects of Mammography Screening. 1993: CEC-Report EUR 14821.
2. European Protocol on Dosimetry in Mammography. 1996: CEC-Report EUR 16263.
3. Protocol acceptance inspection of screening units for breast cancer screening, version April 2002.(in Dutch) National Expert and Training Centre for Breast Cancer Screening, University Hospital Nijmegen (NL) 2002.
4. LNETI/DPSR: Protocol of quality control in mammography (in English) 1991.
5. ISS: Controllo di Qualità in Mammografia: aspetti tecnici e clinici. Istituto superiore de sanità (in Italian), 1995: ISTASAN 95/12.
6. IPSM: Commissioning and Routine testing of Mammographic X-Ray Systems - second edition The Institute of Physical Sciences in Medicine, York. 1994: Report no. 59/2.
7. American College of Radiology (ACR), Committee on Quality Assurance in Mammography: Mammography quality control. 1994, revised edition.
8. American Association of Physicists in Medicine (AAPM): Equipment requirements and quality control for mammography. 1990: report No. 29.
9. Quality Control in Mammography, 1995: Physics consulting group Ontario Breast Screening Programme.
10. QARAD/LUCK: Belgisch Protocol voor de kwaliteitszorg van de fysische en technishe aspecten bij mammografische screening (in Dutch) 1999.
11. Protocollo italiano per il controllo di qualità degli aspetti fisici e tecnici in mammografia, 2004: AIFM report n. 1, <http://www.aifm.it/report/>

Publikációk

1. Chakraborty D.P.: Quantitative versus subjective evaluation of mammography accreditation test object images. 1995: Med. Phys. 22(2):133-143.
2. Wagner A.J.: Quantitative mammography contrast threshold test tool. 1995: Med. Phys. 22(2):127-132.
3. Widmer J.H.: Identifying and correcting processing artefacts. Technical and scientific monograph. Health Sciences Division. Eastman Kodak Company, Rochester, New York, 1994.
4. Caldwell C.B.: Evaluation of mammographic image quality: pilot study comparing five methods. 1992: AJR 159:295-301.
5. Wu X.: Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography. 1991: Radiology 179:143-148.
6. Hendrick R.E.: Standardization of image quality and radiation dose in mammography. 1990: Radiology 174(3):648-654.
7. Baines C.J.: Canadian national breast screening study: assessment of technical quality by external review. 1990: AJR 155:743-747.
8. Jacobson D.R.: Simple devices for the determination of mammography dose or radiographic exposure. 1994: Z. Med. Phys. 4:91-93.
9. Conway B.J.: National survey of mammographic facilities in 1985, 1988 and 1992. 1994: Radiology 191:323-330.
10. Farria D.M.: Mammography quality assurance from A to Z. 1994: Radiographics 14: 371-385.
11. Sickles E.A.: Latent image fading in screen-film mammography: lack of clinical relevance for batch-processed films. 1995: Radiology 194:389-392.

12. Sullivan D.C.: Measurement of force applied during mammography. 1991: Radiology 181:355-357.
13. Russell D.G.: Pressures in a simulated breast subjected to compression forces comparable to those of mammography. 1995: Radiology 194:383-387.
14. Faulkner K.: Technical note: perspex blocks for estimation of dose to a standard breast - effect of variation in block thickness. 1995: Br. J. Radiol. 68:194-196.
15. Faulkner K.: An investigation into variations in the estimation of mean glandular dose in mammography. 1995: Radiat. Prot. Dosimet. 57:405-407.
16. K.C. Young, M.G. Wallis, M. L. Ramsdale: Mammographic Film Density and Detection of Small Breast cancers, 1994 Clin. Radiol (49) 461-465.
17. Tang S.: Slit camera focal spot measurement errors in mammography. 1995: Med. Phys. 22:1803-1814.
18. Hartmann E.: Quality control of radiographic illuminators and associated viewing equipment. Retrieval and viewing conditions. 1989: BIR report 18:135-137.
19. Haus A.G.: Technologic improvements in screen-film mammography. 1990: Radiology 174(3):628-637.
20. L.K. Wagner, B.R. Archer, F. Cerra; On the measurement of half-value layer in screen-film mammography. 1990: Med. Phys. (17):989-997.
21. J.D. Everson, J.E. Gray: Focal-Spot Measurement: Comparison of Slit, Pinhole, and Star Resolution Pattern Techniques. 1987: Radiology (165):261-264.
22. J. Law: The measurement and routine checking of mammography X-ray tube kV. 1991: Phys.Med.Biol. (36):1133-1139.
23. J. Law: Measurements of focal spot size in mammography X-ray tubes. 1993: Brit. J. Of Radiology (66):44-50.
24. M. Thijssen et al: A definition of image quality: the image quality figure. 1989: Brit. Inst. Radiology, BIR-report 20: 29-34.
25. R.L. Tanner: Simple test pattern for mammographic screen-film contact measurement. 1991: Radiology (178):883-884.
26. K.C. Young, M.L. Ramsdale, A. Rust: Mammographic dose and image quality in the UK breast screening programme. 1998, NHSBSP report 35.
27. J. Zaers, S. van Woudenberg, G. Brix: Qualitätssicherung in der Röntgenmammographie 1997: Der Radiologe (37):617-620.
28. J. Law: Checking the consistency of sensitometers and film processors in a mammographic screening programme. 1996 Brit. J. Of Radiology (69) 143-147.
29. K.J. Robson, C.J. Kotre, K. Faulkner : The use of a contrast-detail test object in the optimization of optical density in mammography, 1995 Brit. J. Of Radiology (68) 277-282.
30. J.A. Terry, R.G. Waggener, M.A. Miller Blough: Half-value layer and intensity variations as a function of position in the radiation field for film screen mammography 1999. Med. Phys. 26 259-266.
31. S. Tang, G.T. Barnes, R.L. Tanner: Slit camera focal spot measurement errors in mammography. 1995 Med. Phys. (22) 1803-1814.
32. J. Coletti et al.: Comparison of exposure standards in the mammography x-ray region, 1997. Med. Phys (8) 1263-1267.
33. C. Kimme Smith et al. Mammography film processor replenishment rate: Bromide level monitoring. 1997 Med. Phys. (3) 369-372.
35. M. Goodsitt, H. Chan, B. Liu: Investigation of the line-pair method for evaluating mammographic focal spot performance, 1997. Med. Phys. (1) 11-15.
34. A. Krol et al. Scatter reduction in mammography with air gap. 1996 Med. Phys. (7) 1263-1270.
35. D. McLean, J. Gray: K-characteristic photon absorption from intensifying screens and other materials: Theoretical calculations and measurements. 1996 Med. Phys. (7) 1253-1261.
36. P. Rezentes, A de Almeida, G. Barnes: Mammographic Grid Performance. 1999 Radiology 210:227-232.
37. J. Hogge et al. Quality assurance in Mammography: Artifact Analysis. 1999 Radiographics 19:503-522.
38. J. Byng et al.: Analysis of Mammographic Density and Breast Cancer Risk from Digitized Mammograms. 1998 Radiographics 18:1587-1598.
39. D.R. Dance et al.: Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol, 2000 Phys. Med. Biol. (45) 3225-3240.

Egyéb jelentések

1. International Electrotechnical Commission (IEC), Geneva, Switzerland: Characteristics of focal spots in diagnostic X-ray tube assemblies for medical use. 1982: IEC-Publication 336.
2. Quality assurance in mammography - quality control of performance and constancy 1990: Series of Nordic Reports on radiation Safety No. 1, Denmark, Finland, Iceland, Norway and Svédország.
3. Société française des médecins d'hôpital, Nancy: Contrôle de qualité et mesure de dose en mammographie - aspects théoriques et pratiques (in French). 1991.
4. Department Health & Social Security, Supplies Technology Division (DHSS): Guidance notes for health authorities on mammographic equipment requirements for breast cancer screening. 1987: STD
5. Department of Radiodiagnostic Radiology, University of Lund, Svédország: Quality Assurance in Mammography. 1989.

6. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Filmverarbeitung. 1996: DIN 6868-2: Beuth Verlag GmbH, Berlin.
7. American Association of Physicists in Medicine (AAPM): Basic quality control in diagnostic radiology. 1978: report No. 4.
8. ECRI: Special issue: Mammography Units. 1989: Health Devices: Vol.18: No.1: Plymouth Meeting (PA).
9. ECRI: Double issue: Mammography Units. 1990: Health Devices: Vol.19: No.5-6: Plymouth Meeting (PA).
10. Siemens Medical Systems Inc., New Jersey: Mammography QA - Doc.# 54780/up 1990.
11. ANSI: Determination of ISO speed and average gradient. American National Standards Institute (ANSI). 1983: Nr. PH2.50.
12. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Konstantzprüfung an Röntgen-einrichtungen für Mammographie. 2004: DIN-1:6868-7: Beuth Verlag GmbH, Berlin.
13. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Abnahmeprüfung an Röntgen-Einrichtungen für Mammographie. 2003: DIN-2:6868 teil 152: Beuth Verlag GmbH, Berlin.
14. ICRP Publication 52, including the Statement from the Como Meeting of the ICRP. 1987: Annals of the ICRP 17 (4), i-v, Pergamon Press, Oxford, UK.
15. ICRP Publication 60, 1990 Recommendations of the ICRP. (Adopted by the Commission in November 1990). 1991: Annals of the ICRP 21 (1-3), Pergamon Press, Oxford, UK.
16. Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung - Abnahmeprüfungen – Abbildungsqualität von Röntgen-Einrichtungen für die Mammographie 2001: DIN EN 61223-3-2: Beuth Verlag GmbH, Berlin.
17. International Electrotechnical Commission (IEC), Geneva, Switzerland: Evaluation and routine testing in medical imaging departments, part 3-2: Acceptance tests – Imaging performance of mammographic X-ray equipment. 2004: IEC 61223-3-2 Ed. 2.

2b

Európai protokoll a mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzéséhez

2b Digitális mammográfia

Szerzők:

R. van Engen
K. Young
H. Bosmans
M. Thijssen

EURÓPAI KÖZÖSSÉG

Szerzők:

R. van Engen, Nijmegen, Hollandia
K. Young, Guildford, Egyesült Királyság
H. Bosmans, Leuven, Belgium
M. Thijssen, Nijmegen, Hollandia

Társ-szerzők:

R. Visser, Nijmegen, Hollandia
L. Oostveen, Nijmegen, Hollandia
T. Geertse, Nijmegen, Hollandia
R. Bijkerk, Nijmegen, Hollandia
P. Heid, Marseille, Franciaország

Közreműködtek:

P. Baldelli, Ferrara, Olaszország
B. Beckers, Nijmegen, Hollandia
A. Bloomquist, Toronto, Kanada
M. Borowski, Bremen, Németország
AK. Carton, Leuven, Belgium
M. Chevalier, Madrid, Spanyolország
M. Gambaccini, Ferrara, Olaszország
S. von Gehlen, Oldenburg, Németország
G. Gennaro, Padua, Olaszország
A. de Hauwere, Gent, Belgium
B. Johnson, Guildford, Egyesült Királyság
B. Lazzari, Florence, Olaszország
A. Lisbona, Nantes, Franciaország
A. Maidment, Philadelphia, USA
N. Marshall, London, Egyesült Királyság
G. Mawdsley, Toronto, Kanada
P. Moran, Madrid, Spanyolország

A. Noel, Nancy, Franciaország
K. Pedersen, Oslo, Norvégia
N. Phelan, Dublin, Írország
F. Rogge, Leuven, Belgium
M. Säbel, Erlangen, Németország
M. Schutten, Nijmegen, Hollandia
F. Shannoun, Luxembourg, Luxemburg
A. Stargardt, Aachen, Németország
M. Swinkels, Nijmegen, Hollandia
A. Taibi, Ferrara, Olaszország
J. Teubner, Heidelberg, Németország
H. Thierens, Gent, Belgium
P. Torbica, Innsbruck, Ausztria
F. van der Meer, Rotterdam, Hollandia
F.R. Verdun, Lausanne, Svájc
A. Workman, Belfast, Egyesült Királyság

Köszönetnyilvánítás:

Az alábbi gyártók fűztek megjegyzéseket a dokumentumhoz:

Agfa, Barco, Eizo, Fischer, Fuji, GE, Hologic, IMS, Instrumentarium, Kodak, Mevis, Sectra, Siemens, X-counter.

Az alábbi csoport tett megjegyzéseket a dokumentummal kapcsolatban:

DIN mammográfiás munkacsoport, IEC MT 31: mammográfia

A szerzők köszönetet mondanak azoknak a tudósoknak és gyártóknak, akik számos értékes tanáccsal járultak hozzá a dokumentum létrejöttéhez.

Előszó

Az „Európai irányelvek a mammográfiás szűrés minőségbiztosításához” (Európai irányelvek – European Guidelines 2001) harmadik fejezete az „Európai protokoll a mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzéséhez”. Ez a protokoll határozza meg, hogy milyen követelmények vonatkoznak a film-fóliás képalkotó rendszerekre. Az utóbbi években a képérzékelés technológiája bővült a digitális detektorrendszerek alkalmazásával. Ez a technológia olyan mértékben eltér az eddiektől, hogy szükségessé vált új eljárásokat és minőségi követelményeket meghatározni a digitális rendszerekre vonatkozóan.

Ez a dokumentum az „Európai irányelvek 2001” 3. fejezetének függeléke alapján készült, melyet 2003 novemberében adtak ki. A minőség-értékelésnek és a minőségellenőrzésnek a megközelítése ebben a protokollban összehasonlítható, olyan értelemben, hogy a mérés és a teljesítmény értékelése elvileg független az alkalmazott berendezés típusától és gyártójától. A mérések alapvetően olyan paraméterek alapján történnek, melyeket előre meghatározott körülmények között, ismert tulajdonságú fantomokról készült felvételekből értékelünk ki. A határértékek a film-fólia rendszerek követelményei által megvalósított minőségben alapulnak, amelyek megfelelnek az európai irányelveknek.

A digitális röntgenrendszernek, hogy kielégítse a mammográfiás szűrés európai irányelvei által támasztott követelményeket, meg kell felelnie minden vonatkozó vizsgálatban, legalább az elfogadható szinten. Az elérhető szint tükrözi az adott paraméter magas színvonalát.

A digitális mammográfiára vonatkozó protokoll folyamatos fejlesztés alatt áll és módosítások tárgyát képezi, ahogy újabb tapasztalatok gyűlnek a digitális mammográfia területén és újabb digitális mammográfiás rendszereket fejlesztenek. A mérési technikában vagy a határértékekben bekövetkező változások a verziószám, a szövegezés módosítása vagy a hozzáfűzött megjegyzések bővülése az azonosítószám megváltoztatását vonják maguk után. Az éppen aktuális verzió megtekinthető az EUREF honlapján (www.euref.org). Ajánlott a felhasználók részére, hogy a digitális mammográfiás berendezés ellenőrzése előtt tekintsek meg a honlapon megjelenő újabb előírásokat.

A szövegben néhol szögletes zárójelek szerepelnek, [mint ezek]. Ezek a megjegyzéseket jelölik.

Az ilyen dobozokban szereplő szöveg további értékelésre szorul.

2b.1 Bevezetés a mérésekbe

A megfelelő minőségű képek előállításához a képalkotási lánc minden egyes elemének adott határértékeken belül kell teljesítenie a funkcióját. Néhány digitális rendszerrel kapcsolatban a tapasztalat azt mutatja, hogy a nem-megfelelő eredmények a kiértékelő számára szolgáltatott információk jelentős csökkenését vonják maguk után. Ennek várható következménye a felismert mikrokalcifikációk és/vagy a kiskontrasztú léziók kisebb aránya.

A megfelelő minőségellenőrzés elősegítése érdekében a felhasználónak képesnek kell lennie értékelni a képalkotó rendszer állapotát, beleértve a detektort, valamint a feldolgozó- és a megjelenítőrendszert (lásd 1. ábra). Ez a protokoll a DICOM szabvány (NEMA, Digital Communications and Imaging in Medicine – Digitális Egészségügyi Kommunikáció és Képalkotás) ajánlásait követi. A berendezésnek ezért alkalmasnak kell lennie arra, hogy a digitális mammogramokat küldjön és fogadjon, objektum információs definícióként (Information Object Definitions – Objektum Információs Definíciók), az MG (mammográfia) vagy CR (számítógépes radiográfia) modalitásokban, a DICOM szabvány 3. (IOD definíciók), 5. (adatstruktúrák és -kódok), 6. (adatszótár) és 7. (üzenetküldés) fejezeteinek megfelelően. Az MG modalitást előnyben részesítjük a CR-rel szemben (például, mert az expozíciós paraméterekre, illetve a „feldolgozásra”, valamint a „megjelenítésre” vonatkozó információkat is tartalmazza az MG, így meg lehet különböztetni a feldolgozott és a kiértékeletlen képeket).

A képalkotó lánc három főbb részére vonatkozó általános elveket lentebb tárgyaljuk, ezt az 1. ábra illusztrálja.

Képalkotó rendszer, beleértve a képdetektort

A képalkotó rendszer (1. A ábra) értékelhető:

- Nemrég készített „pixelhiba térképpel”. Ez a térkép (lehet kép vagy táblázat) meghatározza az összes olyan pixel pozícióját, amelyeknek a pixelértékét nem a saját del kiolvasása határozza meg (lásd 2b.2.2.3.2). A felhasználó által hozzáférhetőnek kell lennie bármikor a térképnek és adott készüléktől függetlenül vagy a gyártó engedélye nélkül használhatónak kell lennie.
- A röntgenfelvételi paraméterek, a képdetektor dózisa és a pixelértékek viszonyának meghatározása alapján. Egy „feldolgozatlan” (a DICOM úgy definiálja ezeket a képeket, hogy „feldolgozásra”) képek kell rendelkezésünkre állnia, mely lineáris vagy más, ismert matematikai összefüggés útján kapcsolatot teremt a del dózisa és pixelértéke között. Ennek a képtípusnak a CAD (Computer Aided Detection - számítógép támogatású érzékelés) vagy más szoftver számára is hozzáférhetőnek kell lennie.
- Minden képen jelölve a névleges érzékenység beállítását. Mivel a képminőség javul a dózis növelésével, ezért elérhető, hogy a rendszer nagyobb dózissal fog üzemelni. Ez nagyobb mirigy dózist eredményez és ennek következményeként nagyobb kockázatot jelent a szűrésen részt vevő hölgynek. A film-erősítőernyőt alkalmazó mammográfiában a képdetektor dózisa szoros összefüggésben van az egyes filmek átlagos optikai denzitásával, melyet a rendszer erősítési osztálya ad meg (100-as erősítési osztály megfelel kb. 10 μ Gy levegőkermának a képdetektor felületén). Az erősítési osztállyal összehasonlítható jelzőszám szükséges a digitális rendszerek estén, hogy a radiológus tájékozódhasson az átlagos kiszolgáltatott dózissal. Ajánlott továbbá, hogy a gyártók elégséges információt szolgáltatassanak a fájlok fejlécében az átlagos mirigy dózis kiszámításához, minden páciens esetén. Egy DICOM munkacsoport már előkészíti a vázlatot a definíciókról.
- A képalkotó rendszer értékeléséhez ez a protokoll néhány előkészítés alatt álló, vázlatos eljárást használ fel, melyet az AAPM (American Association of Physicists of Medicine - Orvosfizikusok Amerikai Szövetsége) 10. munkacsoportja (Samei, 2001) készített és felhasználja az ACRIN Dmist (American College of Radiology Imaging Network Digital Mammographic Imaging Screening Trial - Amerikai Radiológus Kollégium Képalkotó Hálózat Digitális Mammográfiás Képalkotás Felmérő Vizsgálat) előzetes eredményeit.

Képfeldolgozó rendszer

- A képfeldolgozó rendszer a jövőben (lásd 39. oldal, 1. ábra B része) vizsgálóábra készletek vizsgálatával és pontozásával lesz értékelhető (akár mammogramok vagy fantomról készített felvételek), melyeket az alkalmazott, szabványos feldolgozó algoritmussal dolgoztak fel.
- - Ezeket a felvételeket a felhasználó beillesztheti mint „feldolgozatlan képeket” (DICOM: „feldolgozásra”) és a gyártó által adott szoftverrel feldolgoztathatja azokat a megjelenítés előtt.
- - A gyártónak általános információkat kell adnia az alkalmazott képfeldolgozásról.
- A feldolgozó algoritmusok arra hivatottak, hogy javítsák az adott képrészletek láthatóságát. Jelenleg kevés irodalom és tapasztalat áll rendelkezésre ezek hatásosságáról. Ezek az algoritmusok ezért nem kerülnek tárgyalásra ebben a protokollban. Szorgalmazzuk, hogy a kiértékelő meggyőződjön az általa használt algoritmusok hatásosságáról.
- A feldolgozó algoritmusok értékelése és a CAD (Computer Aided Detection – Számítógép Támogatású Felismerés) ezen protokoll egy későbbi verziójában kerül majd értékelésre.

Megjelenítő rendszer

- A megjelenítő rendszer (1.C ábra) értékelhető a megjelenítő rendszer szemrevételezésével (nyomtató vagy monitor), mesterséges tesztképekkel, amelyek DICOM formátumúak és függetlenek a gyártó által biztosított fantom-képektől. A felhasználónak lehetősége kell legyen ezeket „feldolgozott” képekként (DICOM: „megjelenítésre”) tárolni. A megjelenítésük előtt nem esnek át további feldolgozáson. Az ilyen képek értékelése ahhoz szükséges, hogy meggyőződjünk arról, hogy megfelelnek a minőségi szabványoknak, melyeket nem a gyártó határozott meg. Lehetővé kell tenni, hogy ezeket a fantomfelvételeket megjelenítsük és betöltsük a képalkotó rendszerbe, melyet értékelünk.
- A megjelenítő rendszer értékeléséhez ez a protokoll felhasználja az AAPM 18. munkacsoportja (Samei, 2004) által kidolgozott javaslatokat és az ACRIN Dm18 vizsgálat előzetes eredményeit.

A mérések a protokollban úgy vannak alapvetően leírva és válogatva, hogy általánosan alkalmazhatóak legyenek. Ahol a tesztek hasonlóak a film-fóliás mammográfiához, ott az európai protokoll megfelelő pontjára hivatkozunk. Ahol szükséges, ott különböző teszt eljárásokat adunk meg CR (Computed Radiology – Számítógépes Radiológia, pl. foto-érzékeny foszfor típusú) rendszerekhez és DR (Direct Radiology - Direkt Radiológia, pl. szilárdtest típusú, beleértve a részletapogatókat is) rendszerekhez külön-külön.

Sok mérést végzünk egy vizsgálóábráról készített felvétellről. Minden mérést általános munkakörülmények között végzünk: nincs szükség a berendezés különleges beállítására. Mivel a lehetséges spektrum, valamint a sugármennyiségi beállítások a különböző rendszereknél nagyban különböznek a különböző emlővastagságokra, ezért nem lehetséges általános szabvány felvételt meghatározni. Ezért a dózisszámítás a különböző rendszerek összehasonlításához az emlő (vagy szimulált emlő) AGD-jén alapul (Average Glandular Dose – Átlagos Mírigydózis), a belépőoldali bőrdózis helyett. A rendszer klinikai alkalmazhatóságának értékeléséhez általános jellegű expozíciót határozunk meg: a rutinfelvételt, amelynek célja, hogy a rendszer klinikai körülmények közötti teljesítőképességéről nyújtson információkat.

A rutinfelvétel előállításához a vizsgálóábráról felvételt készítünk, a következő gépbeállítások mellett (hacsak más előírás nincs):

	Rutinfelvétel:
vizsgálóábra vastagsága:	45 mm
vizsgálóábra anyaga:	PMMA
csőfeszültség:	mint a klinikai gyakorlatban
anódanyag:	mint a klinikai gyakorlatban
szűrőanyag:	mint a klinikai gyakorlatban
kompressziós lemez:	rászorítva a tesztárgyra
szórtsugárzás-szűrő rács:	mint a klinikai gyakorlatban
fókusz-kép távolság:	mint a klinikai gyakorlatban
foto-időzítő érzékelő (CR-hez):	a mellkasfalhoz legközelebb
automatikus felvételi szabályozás:	mint a klinikai gyakorlatban
expozíciós vezérlő lépcső értéke:	mint a klinikai gyakorlatban
expozíció és kiolvasási idő közti különbség (CR-nél):	1 perc ⁷
képfeldolgozás:	kikapcsolva

A pixelek középértékei és szórása mérhető egy meghatározott ROI-ban, amelynek mérete 4 cm² és 60 mm távolságra van a mellkasfaltól, oldalirányban centrálva.

A képminőség és a dózis elfogadható minőségi követelményei a film-fóliás mammográfia követelményei alapján vannak kialakítva. Az összefüggések a dózis és a részletek felismerhetősége között, adott kontraszt esetén, nagyszámú film-fóliás berendezés teljesítőképessége alapján kerültek kidolgozásra, melyeket az Egyesült Királyságban, Hollandiában, Németországban, Belgiumban és Franciaországban használnak. Az elfogadható határértékek adottak, de gyakran jobb eredmény is elérhető. Ha lehetséges, akkor megadjuk az elérhető értékeket is. A 2b.2 Táblázat függelék összefoglalja az elfogadható és az elérhető értékeket egyaránt. A mérések gyakorisága, melyet a protokoll megad (2b.1 Táblázat), minimális követelmény. Amennyiben az elfogadható határértéket meghaladja a mért érték, a mérést meg kell ismételni. Ha szükséges, további méréseket kell végezni, hogy meghatározzuk a hiba okát és a megfelelő intézkedéseket megtegyük a hiba elhárítására.

Néhány teszt esetén a határérték **ideiglenes (becsült)**, ami azt jelenti, hogy a határérték további értékelésre szorul és a jövőben változhat. Kísérjük figyelemmel az EUREF honlapját a változások nyomonkövetéséhez. Néhány esetben további megjegyzések találhatóak a határérték melletti szövegdobozokban.

Az alkalmazandó vizsgálóábrákkal szemben támasztott követelményekről és használati feltételeikről további útmutatást egy különálló munkacsoport fog megadni, az EBCN-től (European Breast Cancer Network – Európai Emlőrák Hálózat). A fogalmak meghatározásai, mint pl. a referencia ROI és a jel-zaj viszony megtalálhatóak a 2b.1.5 fejezetben. A QC mérési eredmények értékelése egyszerűsíthető a QC formanyomtatvánnyal, melyek megtalálhatóak az EUREF honlapján (www.euref.org).

⁷ Ha az expozíciótól a kiolvasásig terjedő időre alkalmasabb az egy percet meghaladó időtartam, akkor használjuk azt.

2b.1.1 Személyzet és felszerelés

A helyi személyzet is elvégezhet egyes méréseket. A bonyolultabb méréseket azonban érdemes orvosfizikusoknak végezniük, akik képzettek és tapasztaltak a diagnosztikai radiológia területén és külön képzésben részesültek a mammográfiás QC-ből. Az eredmények összehasonlíthatósága és konzisztenciája, amelyek a különböző diagnosztikai központokból származnak, akkor biztosítható, ideértve azokat a méréseket is, melyeket a helyi technikusok vagy radiográfusok végeznek, ha központilag gyűjtik és értékelik azokat.

A napi/heti rutin QC méréseket végző személyzet részére a következő felszerelésre⁸ van szükség a szűrőállomáson:

- Szabvány vizsgálatótest⁹ (45mm PMMA¹⁰)
- Referenciakazetta (CR rendszernél)
- Digitális QC tesztképek
- PMMA lemezek¹¹

Az orvosfizikus személyzetnek, amely a többi QC mérést végzi, az alábbi felszerelésre lesz szüksége, de a fentiek közül is néhányval³ rendelkezniük kell:

- Dózismérő
- Csőfeszültségmérő
- Expozíciós időmérő
- Teleszkópos fénysűrűségmérő
- Megvilágításmérő
- QC vizsgálatóábrák
- Digitális QC vizsgálatóábrák
- Kontraszt-részlet vizsgálatóábra
- Alumínium lemezek
- Fókuszpont-mérő eszköz + állvány
- Film-fólia kontaktusvizsgáló eszköz
- Mérőszalag
- Kompressziós erőmérő eszköz
- Habszivacs
- Ólomlemez
- Műanyag távtartók

⁸ A felsorolt felszerelés specifikációja adott, az Európai irányelvek 3. kiadásának 3.5 fejezetének 2. táblázatában.

⁹ A szabvány vizsgálatótest, amely a teljes detektorfelületet lefedi, több PMMA lemezből is állhat.

¹⁰ PMMA (polimetilmetakrilát) több megnevezéssel is elterjedt, pl. Lucite, plexiüveg és perspex.

¹¹ A teljes képreceptor felületet lefedi, teljes vastagsága: 20-70 mm PMMA között változik (a 180 x 240 mm PMMA széles körben elterjedt).

2b.1.2 Rendszerkövetelmények

Hozzáférhetőség

Lehetővé kell tenni a hozzáférést, hogy beilleszthessünk DICOM képeket „feldolgozásra” és „megjelenítésre”, hogy értékelhetővé váljon a képérzékelő, a képfeldolgozó és a képmegjelenítés külön-külön.

AEC

Az „összerűen elérhető legalacsonyabb” (ALARA) elv, amely a páciensdózisra vonatkozik, szükségessé teszi egy AEC rendszer alkalmazását, hogy biztosítsuk az optimális expozíciót a képérzékelőre, kompenzálva az emlő vastagságát és összetételét. Egy segéd táblázat alkalmazása, amely csupán a kompresszált emlő mért vastagságán alapul, növeli az átlagos páciensdózszt. Ennek oka, hogy el kell kerülnünk a sűrű emlő alulexponálását, amivel nőne a zaj mértéke is, mivel sűrű emlő esetén a vastagság mérése nem függ össze az emlő valódi összetételével, ezért szükséges az expozíciós érték ráhagyása.

Képérzékelő

Az optimális felvételek készítéséhez nagyon fontos a megfelelő fizikai méretű képérzékelő, meghatározó a felvételtől lemaradó szöveti állomány mérete a rövidebb képszeleteken és különösen a mellkasfali oldalon. Felső határt adunk meg a felvételtől lemaradó mellkasfali oldali emlőszövet méretére, de a többi határérték meghatározása a radiológus felelőssége marad.

Megjelenítő rendszer

A digitális mammogramok információtartalmának optimális átvitele megvalósítható, ha a mátrix minden elemét legalább egy pixel fedi le a megjelenítő rendszeren, és ha a pixelméret a megjelenítő rendszeren elég kicsi, hogy a látható részletek megfeleljenek a vizsgáló szem maximális érzékenységének (1-3 lp/mm, 30 cm távolságról). A szűréshez a monitornak képesnek kell lennie, hogy maximális felbontás mellett, teljes méretben megjelenítse a képeket, mivel a beolvasott képek száma nem teszi lehetővé az olyan időrabló tevékenységet, mint a keresgélés és a nagyítás. Alapvetően két képet néz a vizsgáló egyidejűleg, így a jelenleg rendelkezésre álló technika mellett két, nagyméretű (45-50 cm (19-21")), jó minőségű, 5 megapixeles, leletező monitor alkalmazása ajánlott.

A képalkotó egység esetén elfogadható lehet, hogy ennél rosszabb minőségű monitort használjunk, a radiográfus feladataitól függően.

További kutatást igényel annak megállapítása, hogy gyengébb minőségű monitor is alkalmazható-e (pl. 3 megapixeles monitorok) a klinikai gyakorlatban.

Megtekintési körülmények

Mivel a monitor fényerejének maximális intenzitása (300-800 cd/m²) jóval kisebb, mint a filmnézőé, nem exponált, előhívott filmmel (3000-6000 cd/m²) és a monitor fényvisszaverési jellemzői miatt is, a környezeti megvilágítás mértéke nagyban csökkentheti a dinamikus tartományt és a kiskontrasztú léziók láthatóságát. A háttérvilágítás szintjének ezért alacsonynak kell lennie (kevesebb, mint 10 lux), hogy a dinamikai tartomány alsóbb része is látható legyen. Habár ez a szint elfogadhatónak nevezhető, ennek ellenére szükséges lehet egy kis idő, hogy adaptálódjunk ehhez.

Számítógépes radiográfiás (CR) rendszer

A méréseket azonos foszforlemezzel kell kivitelezni, hogy a különbözőségeket kiküszöböljük, kivéve amikor az egyes foszforlemezeket vizsgáljuk, ahogy a 2b.2.2.4 fejezetben leírásra kerül és mikor a kontrasztkülönböző láthatóságát vizsgáljuk, a 2b.2.4.1 fejezet szerint. Az expozíció-kiolvasási idő szabványos, hogy minimalizáljuk a különbségeket, amiket a kiolvasások időbeli eltérései okoznak (pl. a felvételezett kép felejtése).

A DICOM szabvány lehetővé teszi mind a CR, mind az MG IOD-k (Objektum Információs Definíciók) alkalmazását CR felvételeken. Ez a felvételek hibás elforgatásához vezethet a különböző megjelenítő rendszereken.

Direkt Radiográfiás (DR) érzékelő

Amikor olyan mérést végzünk, amelynél nincs szükség képre (HVL vagy csőfeszültség), az érzékelőt le kell takarni annak érdekében, hogy a szellemképek megjelenését a későbbi képeken megakadályozzuk.

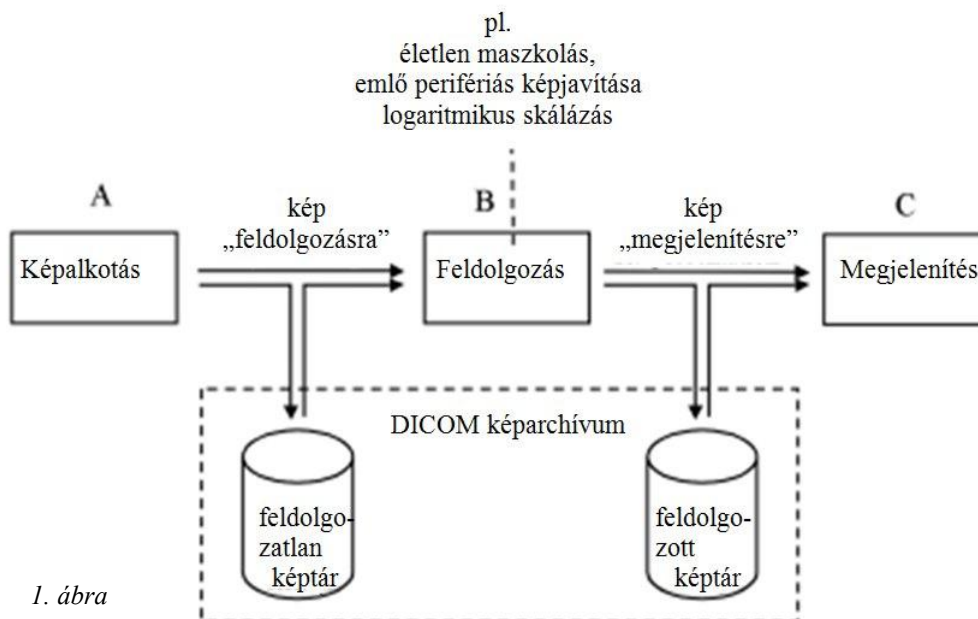
Amikor a QC vizsgálóábra sugárelnyelő részleteiről készített AEC felvételi értékek eltérnek azokról, amelyeket homogén PMMA-val készítenénk, akkor kézi beállítással állítsuk be a rendszer paramétereit.

Nyomtató

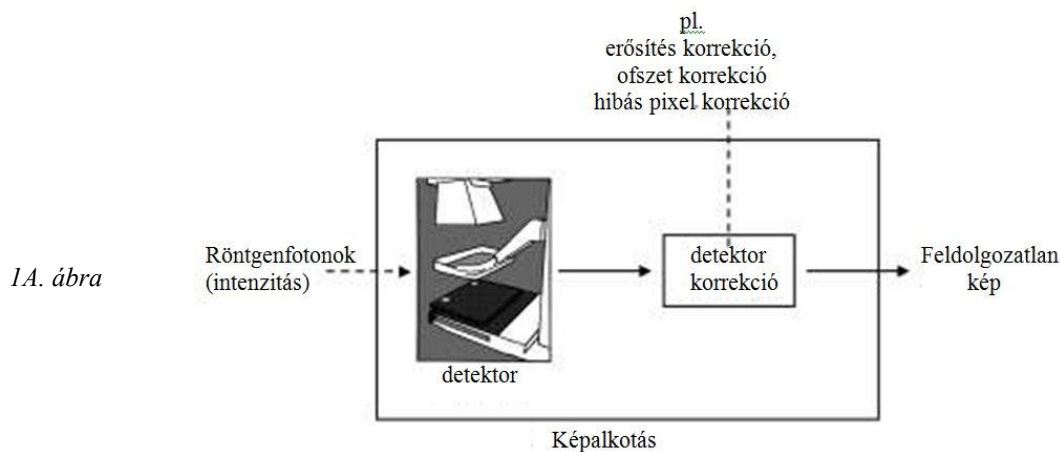
A nyomtató pixelmérete ugyanabba a tartományba kell essen (vagy kisebbbe), mint a felvétel pixelmérete, de legalább legyen < 100 mikron.

2b.1.3 Mérések rendje

Ajánlott, hogy az olyan méréseket, mint a homogenitás, NPS, linearitás, MTF elsőként végezzük el, a szellemképes méréseket pedig később, hogy ezeknek a lehetséges hatását kiküszöböljük. A szellemképes méréseket követően ajánlott néhány további felvételt készíteni, homogén PMMA blokkal, mely a teljes képérzékelő felületet lefedi, így biztosítva, hogy szellemkép ne kerüljön a klinikai felvételekre.

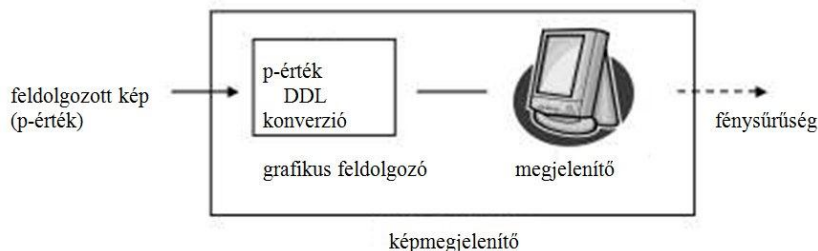


1. ábra

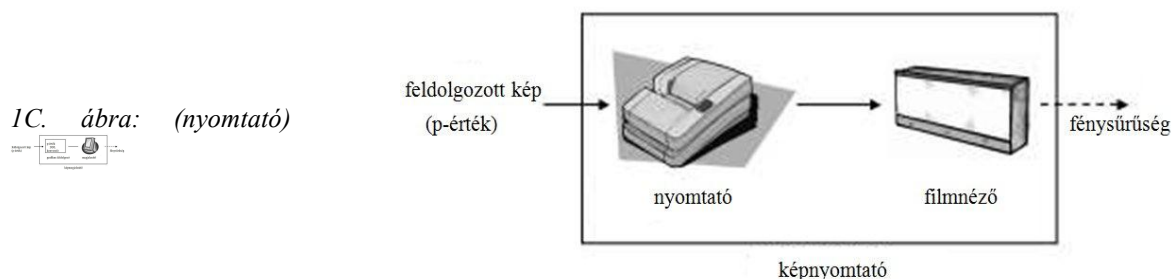


1A. ábra

1C. ábra: (monitor)



1C. ábra: (nyomtató)



2b.1.4 Filozófia

Bevezetés

Ennek a dokumentumnak az elsődleges célja, hogy a mammográfiás szűrésben mérvadó irányokat szabjon, ugyanakkor a diagnosztikai (klinikai) mammográfiában is hasonló várható.

A képkötő lánc a digitális mammográfiában három független részre osztható:

1. Képkötés, amely magában foglalja a röntgensugár előállítását, a képdetektort és (egyes rendszerek esetén) a képdetektor korrekcióját.
2. Képfeldolgozást, amely magában foglalja a képfeldolgozó szoftvert.
3. Képek prezentációját (megjelenítés), ideértve a monitort, a képmegjelenítő szoftvert, nyomtatót és a filmnézőt.

Az „Európai protokoll a mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzéséhez” a képkötő lánc ezen elemeit külön-külön taglalja és vizsgálja. Ez egy gyakorlati megközelítés, mivel mindegyik nagyon különböző kiértékelési eljárásokat igényel és lehetővé teszi különböző forgalmazók eszközeinek és szoftvereinek használatát. A protokoll jelenlegi verziójában (4-es verzió) csak a képkötést és a képek prezentációját vesszük figyelembe. Köszönhetően a nagyszámú feldolgozó eljárásnak és a hagyományos vizsgálóábrák hátrányainak, figyelembe véve az utófeldolgozás kiértékelését, mint a hisztogram és a textúra alapú feldolgozást, a képkötő láncnak ezen részével (még) nem foglalkoztunk. Azonban a gyártók általános értelemben meg kell határozni, hogy mely képfeldolgozó eljárást alkalmazzák, ajánlott, hogy a képfeldolgozást is értékeljük korábbi szűrésekben keletkezett mammogramokkal, tapasztalt kiértékelőkkel.

Az európai irányelvek ezen fejezetének digitális részét nem szabad úgy kezelni, mint egy útmutatót egy adott rendszer megfelelő munkapontjához, vagy olyan útmutatónak, amivel optimalizálható a képminőség. Különböző kutatócsoportok foglalkoznak ezekkel a kérdésekkel és a gyártók jelenleg is dolgoznak a rendszerek optimalizálásán és új eljárások fejlesztésén. Szorgalmazzuk, hogy jelen dokumentum olvasója kövesse nyomon ezen gyorsan változó technika összes új fejlesztését. Ezen protokoll frissebb verziói hozzáférhetőek lesznek a www.euref.org oldalon.

2b.1.4.1 A vizsgálat módszerei

Az itt leírt képkötőkre vonatkozó ellenőrzések leírása különböző európai, digitális mammográfiás szakértői csoportok tapasztalatain alapszik, valamint az ACRIN Dmist csoport QC protokollján (és az ebből szerzett tapasztalatok alapján, melyet ez a csoport nagyvonalúan megosztott velünk), a gyártók QC tesztjein és a CR rendszerekről szóló, az AAPM 10-es számú munkacsoportja által készített publikációkon. A képek prezentációjáról szóló fejezet az AAPM 18-as munkacsoportjának mérési eljárásai és tesztképei alapján került kidolgozásra. Ez egyben a DICOM szabványnak is megfelelően teszi lehetővé a prezentációt. A publikáció előtt a vizsgálati módszereket több digitális rendszer segítségével értékeltünk. Néhány rendszer esetén csak kisszámú értékelő vizsgálat volt elvégezhető, a korlátozott hozzáférés miatt. A gyorsan változó technológiának köszönhetően a vizsgálat újabb módszereinek kidolgozása válhat szükségessé. A legfrissebb információk az EUREF honlapján találhatóak.

2b.1.4.2 Határértékek

A lehetőségeknek megfelelően megadunk határértékeket, az analóg mammográfiás gyakorlat alapján: feltételezve, hogy a digitális mammográfiának legalább azonos színvonalon kell teljesítenie, mint az analóg mammográfiának.

Néhány teszt tárgy esetén a határérték további finomítást igényel. Ezekben az esetekben a határértékek csupán ideiglenesek. Néhány követelmény esetén függ a kiértékelés a gyártói értékektől és sajátosságoktól. Ezekben az esetekben dátumot adunk meg, amelynél már hozzáférhetőnek kell lennie az adatoknak.

Annak érdekében, hogy naprakészek legyünk, a protokollt folyamatosan frissíteni fogjuk. A lefrissebb verziók mindig elérhetőek az EUREF honlapján (www.euref.org). A fontos QC ellenőrzések elveit és megjegyzéseket az alábbi bekezdések tartalmazzák.

2b.1.4.3 Képkötés

A protokoll röntgensugár előállítására vonatkozó része alapvetően megegyezik az analóg mammográfiájával. Ezért ezt itt külön nem tárgyaljuk.

AEC

A piacon néhány digitális mammográfiás berendezés még „fejlesztés” alatt áll. Egyik ilyen jellemző, amelyet néhány rendszerben még nem implementáltak, az automatikus expozícióvezérlő. Ennek a ténynek több hátránya van:

1. A teljesen manuális beállítás esetén hibásan történhet meg az expozíció beállítása és ez alul- vagy túlexponáláshoz vezethet, ezáltal nem megfelelő képminőséghez, vagy fölösleges páciens-sugárterheléshez. Ellentétben az analóg mammográfiával, amely során az alulexponálás azonnal felismerhető a film optikai denzitásának megváltozása miatt, az alulexponálás a digitális mammográfiában nem ismerhető fel könnyedén a radiológus vagy radiográfus által. Ez rossz képminőséghez vezethet.
2. A rendszer esetleg nem tudja kezelni a mammográfiás szűréssel járó nagy páciensforgalmat.

3. Az ismeretlen emlőszövet-összetétel miatt az expozíciós tényezőket a sűrű emlőnek megfelelően kell beállítani, hogy elérhető legyen a szükséges képminőség. Ennek következménye, hogy más pácienseknél szükségtelenül nagy expozícióval jár, és nem felel meg az ésszerűen elérhető legalacsonyabb elvnek (ALARA). Néhány gyártó megpróbálja ezt kompenzálni azzal, hogy expozíciós táblázatokat ad a különböző emlőszöveti állományoknak megfelelően. Ugyanakkor nem mindig teljesen tisztázott, hogy ezeket a táblázatokat hogyan állították össze és milyen emlőállományokra vonatkoznak. Ez komoly nehézség, mivel az emlőállomány összetétele ismeretlen, amíg nem készítünk róla felvételt.

Ezért leszögezzük, hogy a szűrés során használt mammográfiás berendezésekben szükség van AEC-re. Az olyan készülék gyártóinak melyek AEC nélkül készítik a berendezéseiket, javasolt, hogy beépítsék ezt 2006 januárjáig. Mindaddig megengedett olyan rendszer alkalmazása, amelyben szoftvere expozíciós táblázatot alkalmaznak kompresszált emlőkre. Erősen ellenezzük olyan rendszer alkalmazását, amelynél teljesen manuálisan kell a spektrumot és a dózist is beállítani.

2b.1.4.4 Képminőség értékelése

A képminőség értékelhető a küszöbkontraszt-láthatóság alapján, szabvány szimulált emlővastagság segítségével. Ezzel egy átlagos emlőnek megfelelő képminőséget vizsgálhatunk. Mivel ez a vizsgálat időigényes, a vizsgálatot csupán szabvány emlőn végezzük. Más emlővastagságok esetén a képminőséget a szabvány emlőre vonatkoztatjuk, egyszerűbb paraméterekkel, így leírható a szabvány emlőhöz viszonyított képminőség.

2b.1.4.4.1 Képminőség szabvány vastagság esetén

A képminőséget értékelhetjük a küszöbkontraszt-láthatóság alapján, a klinikai expozíciós beállítások alkalmazásával. Ez lehetővé teszi a kép minőségének értékelését egy digitális képdetektoron, összefüggésben az adott rendszeren klinikailag is használt spektrummal és dózisszintekkel.

A küszöbkontraszt-láthatóság kiértékeléséhez „feldolgozatlan” fantomfelvételeket kell használnunk. Ilyen módon csupán a rendszer képalkotó részét vizsgálhatjuk és a képminőség kiértékelését nem vehetjük figyelembe mint az egész rendszer ellenőrzését.

Ismert tény, hogy egyelőre nem minden rendszer esetén lehetséges „feldolgozatlan” képek létrehozása. Ezeknél a rendszereknél a lehető legkevesebb képfeldolgozás alkalmazásával előállított képeken kell meghatározni a küszöbkontraszt láthatóságát. Ez a feldolgozási eljárás műtermékeket eredményezhet, a hisztogram vagy a textúra alapú feldolgozási technikák miatt. Ezért figyelemmel kell lenni arra, hogyan értelmezzük ezeket a feldolgozott kontraszt-részlet (CD) képeken.

A megbízhatóság növelése érdekében legalább hat fantomfelvétel kiértékelése szükséges. A lemezkék láthatóságának (láthatatlanságának) csökkentéséhez, a lemezkék és a detektorelemek relatív pozicionálása miatt a fantom újrapozicionálása lehet szükséges minden felvétel után. Alapos ablakolás és nagyítás szükséges, hogy optimalizáljuk a pontok láthatóságát a fantomfelvételeken. Ez megakadályozza, hogy a monitor legyen a korlátozó tényező a küszöbkontraszt vizsgálatakor, a feldolgozatlan kép minősége helyett. Legalább három kiértékelő értékelje ki a képeket, kettőt-kettőt mindegyik.

A CD felvételek értékelésekor a probléma a kiértékelők különbözőségéből fakad. Ezért CDMAM felvételek állnak rendelkezésre az EUREF honlapján, mint referenciák. A jövőben a küszöbkontraszt-láthatóság ellenőrzése végrehajtható lesz számítógép segítségével, a fantomfelvételek alapján. Ez megoldaná a kiértékelők különbözőségeit, ugyanakkor ezekre engedményeket is kell tenni, mivel a gépi és személyi értékelés eltérnek egymástól a küszöbkontraszt láthatóságának vizsgálatakor.

Jelenleg a képminőséget 50 mm PMMA egyenértékű sugárgyengítés segítségével határozzuk meg. Erre azért esett a választás, mert ehhez a vastagsághoz állt rendelkezésre képminőségi információ. A jövőben a képminőség értékelése elvégezhető lesz 45 mm-es PMMA fantommal, amit az európai irányelvek vizsgálatokhoz határoztak meg szabványként.

Kétféle határértéket határoztunk meg: elfogadható és elérhető értékeket. Az elfogadható határértékeket az analóg mammográfiából emeltük át, míg az elérhető értékeket a jelenlegi teljes mezős digitális mammográfiás rendszerek alapján határoztuk meg.

Az elfogadható határértékek onnan származnak, hogy a digitális mammográfia minőségének (legalább) összehasonlíthatónak kell lennie az analóg mammográfiával (Young, 2004). E célból nagyszámú, különböző szűrőprogramokból származó analóg felvétel képminőségét értékeltük CD analízissel.

A mérések során a CDMAM fantomot használtuk. A képminőség határértékeit a digitális rendszereknél úgy határoztuk meg, hogy az Egyesült Királyság analóg gépparkjának 97,5 %-a megfeleljen nekik. Ez azt jelenti, hogy a képminőség határértékei nem igazán szigorúak, és tudni kell, hogy egy, a határértékeknek éppen megfelelő digitális rendszer nem tekinthető egyenértékűnek egy kiváló minőségű analóg rendszerrel.

Az így meghatározott határértékeket összehasonlították a hollandiai szűrés képminőség-szintjeivel és néhány német program adataival (amelyről rendelkezésre állt információ) és konzisztensnek mutatkoztak.

Továbbá a határértékeket összehasonlították CD görbékkel néhány kórház esetén, ahol azokat meghatározták, és a radiológusok megállapították, hogy ezeknek a digitális rendszereknek a képminősége túl alacsony a mammográfiás szűréshez. (A mikrokalcifikációk láthatósága elégtelennek bizonyult.) A küszöbkontraszt-láthatóság ezekben a

kórházakban kis átmérőknél nem érte el az elfogadható határértékeket. A rendszer képminősége csak akkor elfogadható, ha a kontraszt küszöbértékek az összes átmérő esetén megfelelnek a határértéknek.

Az elérhető értékeket működő digitális mammográfiás rendszerek átlagai alapján határozták meg. Az EUREF honlapján CDMAM felvételek hozzáférhetőek, pontszámokkal, mint referenciák.

2b.1.4.4.2 Képminőség más PMMA vastagságoknál

A digitális mammográfiás protokoll 1.0-ás verziójában a képminőség a szabványtól eltérő vastagságnál a szabványos vastagságnál vizsgálható képminőségre van vonatkoztatva, a jel-zaj viszony (SNR) és a kontraszt-zaj viszony (CNR) segítségével. Az SNR és CNR abszolút értékei rendszerfüggőek (függenek például a pixelmérettől), ezért a határértékeket az SNR eltéréseiben a szimulált emlővastagságok teljes tartományára és a szabvány emlővastagságra vonatkozó CNR százalékos arányában kell meghatározni.

Ugyanakkor nehézségek adódhatnak ezzel a méréssel. Jelenleg háromféle paramétert használnak a gyártók, hogy az AEC-vel szerelt rendszerekben befolyásolják a képminőséget: detektor dózisa (pixelérték), SNR és CNR.

A film-fóliás mammográfiás rendszerek és néhány digitális rendszer a dózist az AEC érzékelőn állandó értéken tartja, a teljes emlővastagság tartományon (a digitális rendszereknél ez azt jelenti, hogy a pixelérték konstans), néhány más rendszer az SNR értéket tartja állandó értéken és nemrég bemutatott egy rendszert, ami a CNR értéket próbálja állandó értéken tartani.

A szerzők véleménye szerint a CNR lehet a megfelelő módja, hogy a szabványostól eltérő vastagságoknál számszerűsíthető legyen a képminőség. A CNR-nek nem kell feltétlenül ugyanannyinak lennie az összes emlővastagság esetén. Azonban problémák adódhatnak, ha a CNR értékét a szabvány vastagságnál referenciának állítjuk be eltérő vastagságokhoz, a digitális mammográfiás protokoll 1.0-ás verziójának megfelelően. Ha a CNR a szabvány vastagságnál nagy, akkor a CNR hibás lehet más vastagságoknál, nem azért, mert a képminőség rossz lesz, hanem mert a képminőség a szabvány vastagság esetén viszonylag jó. Ezért a mérések és ellenőrzések módszerét felül kell vizsgálni.

Az ajánlások ezen negyedik kiadásában a CNR értéke a szabvány vastagságnál becsült érték, amit úgy kaphatunk, hogy veszünk egy rendszert, aminek a küszöbkontraszt-láthatóság éppen csak elfogadható határértékként megfelelt. Ezen minimális CNR érték számításakor feltételezzük, hogy a kvantumzaj a rendszer zajának legjelentősebb tényezője. A kalkuláció alapja a Rose elmélet, amiből levezethető, hogy a küszöbkontraszt-láthatóság fordítottan arányos a CNR értékével. A számított CNR az elfogadható küszöbkontraszt értékénél a CNR alsó határértéke, szabvány vastagságnál. A CNR alacsonyabb határértékei más vastagságoknál összefüggésben vannak ezzel az értékkel, elégséges CNR-t biztosítva a teljes emlővastagság tartományban.

2b.1.4.5 Mirigydózis

Feltételezzük, hogy az átlagos mirigydózisok szintje a digitális mammográfiában nem lehet magasabb, mint a film-fóliás mammográfia esetén. Hogy ezt biztosítsuk, a dózishatárértékeket megváltoztattuk az „Európai protokoll a mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzéséhez” harmadik kiadásához képest, három szempontból:

A protokoll jelenlegi verziójában a klinikai spektrumot alkalmazzuk a dózismérésre, a szabvány spektrum helyett, a dóziskorlátok függetlenné váltak az optikai denzitástól és egy, a PMMA vastagságtól függő dóziskorlátot vezettünk be. Ezeknek a változtatásoknak az okát a következő bekezdések taglalják.

A protokoll harmadik kiadásában a film-fóliás rendszerek esetén a dózishatárértékeket szabvány spektrum segítségével mértük. A harmadik kiadás ezen követelménye nem teljesíthető néhány mammográfiás rendszerrel, a rendelkezésre álló spektrumok miatt. Például: a réses letapogató mammográfiás rendszerek volfrámanódót használnak molibdén helyett, a szükséges csőterhelés miatt. Továbbá a klinikai spektrum használata a dózismérésben közelebb áll a klinikai gyakorlatban alkalmazotthoz.

A harmadik kiadásban az ESAK (Entrance Surface Air Kerma – belépőoldali levegőkerma) értékeit a szabványvastagságnál adott optikai denzitások mellett kell mérni. A gyakorlati ESAK értékek a szabványvastagságnál jócskán a határérték alatt voltak, még a klinikailag alkalmazott optikai denzitás mellett is. A digitális mammográfiában kapcsolat a dózishatárérték és az optikai denzitás között nem létezik. Ezért el kell dönteni, hogy milyen dózisértékek megfelelőek a digitális mammográfiában. A szerzők meglátása szerint, az ALARA elvnek megfelelően a dózis nem emelkedhet lényegesen a digitális mammográfiára történő áttéréssel. A holland (Beckers 2003), svéd (Leitz 2001), norvég (Pedersen 2000) és angol (NHSBSP 2000, 2003) szűrőprogramjainak adatai 0,8 és 2,5 mGy közötti értékeket mutatnak 4,5 cm PMMA-ra, klinikai körülmények között (korrigálva a szabvány PMMA eltéréseivel Angliában és Hollandiában). Ezért az átlagos mirigydózis határérték 2,5 mGy-ben lett maximálva, klinikai körülmények között, szabvány emlővel, hogy biztosítsuk, hogy a digitális mammográfia dózisszintjei ne legyenek nagyobbak, mint az analógé. Ez a határérték összemérhető az NHSBSP céljaival, miszerint Angliában az átlagos mirigydózis szintje maximum 2 mGy vagy kevesebb (4,0 cm PMMA-nál) és a holland szűrőprogram átlagos mirigydózisának határértékének is megfelel (3 mGy 5,0 cm PMMA esetén). A protokoll jelenlegi verziójában a dózishatárértékek több PMMA vastagságra vannak megadva. Ezt azért tettük, mivel néhány AEC nélküli rendszerben megfigyelték, hogy a gyártók csökkentették a dózist a szabványos vastagságoknál, hogy megfeleljenek a határértéknek, de más vastagságnál a dózisszint (jelentősen) nagyobb volt, mint a film-fóliás mammográfia esetén. Ezek mellett megállapítást nyert, hogy néhány rendszer alacsonyabb csőfeszültséget használ, mint a film-fóliás mammográfia esetén (így jelentősen növelve a páciensdózist). Egyes szerzők által végzett mérések során ezek a nagyon alacsony értékek fölöslegesnek bizonyultak a képminőséget tekintve, ezért ezeknek a csőfeszültségeknek az alkalmazása nem felel meg az ALARA elvnek. A

dózishatárértékek bevezetése különböző PMMA vastagságoknál kiküszöböli ezt a jelenséget. A szabványostól eltérő PMMA vastagságokra vonatkozó határértékek az összes a holland és néhány német szűrőprogramban szereplő röntgenberendezésen mért mirigydózis átlagából származik. Az eredményként megjelenő átlagos mirigydózis – PMMA vastagság görbét arányosítottuk a szabványos PMMA határértékéhez. Az eredményeket összehasonlítottuk az angliai dózisértékekkel PMMA vastagságoként és néhányal, amely a német szűrőprogramban szerepel (film-fólia mammográfia). A határértékek ésszerűnek mutatkoztak.

2b.1.4.6 Expozíciós idő

Az expozíciós időnek kellően rövidnek kell lennie, hogy elkerüljük a mozgásból fakadó életlenséget. A réses letapogató rendszereknél meg kell különböztetni az egyes részek letapogatásának idejét és a teljes letapogatási időt. Az előbbi a mozgás miatti életlenség miatt, az utóbbi pedig azért fontos, hogy az emlő mennyi ideig van lezoritva.

A legtöbb rendszer esetén az expozíciós idő rohamosan nő az emlő vastagságával és összetételével. A film-fólia kombináció és a klinikailag alkalmazott spektrum függvényében ez a skála 0,2 és 3 másodperc között változhat. Ugyanakkor néhány réses letapogató rendszer esetén a letapogatási idő és az expozíciós idő nagyjából állandó, függetlenül az emlő vastagságától és összetételétől. Kialakításuknak köszönhetően ezek a rendszerek nem feltétlenül tudják teljesíteni a szabvány vastagságnál megkövetelt 2 másodperces határértéket. Az ideális expozíciós időnek bizonyos határértékek alatt kell maradniuk, nagyon vastag és sűrű emlők esetén is, így a szabványvastagságnál alkalmazott határérték nem feltétlenül jó minden emlő esetén a mozgásból fakadó életlenség kiküszöbölésére. Mivel ez a legrosszabb esetre jutó határérték még nincs megállapítva, fenntartjuk a 2 másodperces korlátot szabvány emlőnél, azzal a kivétellel, hogy a réses letapogató rendszereknek, ahol a letapogatási idő csupán kis mértékben eltérő a különböző vastagságoknál és összetételeknél, ennek nem kell megfelelniük. Ezeknél a rendszereknél klinikai eredmények fogják megmutatni, hogy a mozgásból fakadó életlenség nem jelent problémát.

2b.1.4.7. Képdetektor

2b.1.4.7.1 Válaszfüggvény

A válaszfüggvénynek meg kell felelnie a specifikációnak. A válaszfüggvény lehet lineáris vagy logaritmikus vagy valamely egyéb matematikai összefüggés szerinti. A válaszfüggvénynek szigorúan monoton növekvőnek (vagy csökkenőnek) kell lennie. Egyes rendszereknél a gyártók egy bizonyos értéket hozzáadnak az összes pixelértékhez, hogy a negatív értékeket elkerüljék. Amikor kiszámítjuk az SNR-t, akkor ezt az ofszetértéket figyelembe kell venni. A jelenlegi CR rendszerek válaszfüggvényei nemlineárisak, de lehetnek logaritmikusak. Ezeknél a rendszereknél a válaszfüggvényt linearizálni kell, mielőtt SNR és CNR számításokat végezhetnénk.

2b.1.4.7.2 Zaj kiértékelése

A zaj kiértékelhető az SNR négyzetes értékeinek a belépőoldali levegőkerma (ESAK) értékeinek függvényeként történő ábrázolása útján, olyan rendszerek esetén, amelyeknél lineáris a válaszfüggvény (mint a jelenlegi DR rendszerek) és a szórásnégyzet - ESAK függvényrel, logaritmikus válaszfüggvényű rendszerek esetén (mint a jelenlegi CR rendszerek). A görbe nemlinearitása és ofszete jelzi további zaj jelenlétét. Átvételi vizsgálat alkalmával referenciagörbét kell készíteni. Az ezt követő QC mérések eredményeit a referenciagörbével kell összehasonlítani.

2b.1.4.7.3 Mellkasfalnál nem látható szövet

A felvételnél a mellkasfalnál lemaradó szövet méretére vonatkozó határérték a film-fóliás mammográfia karakterisztikus értékein alapul. 2003 novemberében (a digitális mammográfiás protokoll 1.0-ás verziójának publikálásakor), néhány digitális mammográf kialakítása olyan volt, hogy nem tudtak megfelelni az 5 mm-es határértéknek. Mivel meghatároztuk, hogy a digitális mammográfiának legalább meg kell felelnie a film-fóliás mammográfiának, ezért sürgettük azon készülékek gyártóit, amelyek a határértéknek nem megfelelően gyártották készülékeiket, hogy csökkentsék a mellkasfalnál a felvételnél lemaradó szövetállomány mértékét rendszereikben. Némely válaszoló gyártó kijelentette, hogy meg fognak felelni.

2b.1.4.7.4 Detektorelem hibája (DR)

Fontos, hogy ellenőrizzük a hibás detektorelemek (del) mennyiségét és elhelyezkedését. Jelenleg a gyártók vonakodnak ezt az információt a felhasználók rendelkezésére bocsátani, de a berendezés vásárlóinak joguk van tudni, hogy milyen mértékben szorulnak rendszerük felvételei korrekcióra. Ezért ezt az információt a felhasználó rendelkezésére kell bocsátani.

Követelmény, hogy a pixelhiba térképet (akár egy képet vagy táblázatot az összes pixel pozíciójával, amelynek értéke nem a saját del kiolvasásán alapul) rendelkezésre bocsássák és ez bármikor rendelkezésre álljon a vásárlónak, olyan formátumban, hogy az a gyártó felszerelésétől függetlenül is használható legyen.

A detektorelemek hibájának határértékei elsősorban (és leginkább) a klinikai jelentőségükön kell, hogy alapuljanak. Jelenleg nem áll rendelkezésre sok információ e tárgyban. Várhatóan az egyes mikrokalcifikációk eltűnése nem befolyásolja jelentősen a diagnosztikai döntést, ezért (a rekonstruált) egyedi delhibák megengedhetők. Ha nagyszámú del hibásodik meg egy adott területen, az befolyásolhatja a diagnosztika eredményét. A nehézséget az jelenti, hogy hol húzzuk meg a határt.

Másodszorban a korrekciós algoritmusok, amelyet az egyes röntgenberendezések használnak, megfontolás tárgyát képezik. Ha az algoritmus nem képes kezelni bizonyos hibás del-ek értékeinek rekonstrukcióját, akkor ez nem kívánatos műtermékek megjelenéséhez vezethet a képen, még ha a terület kellően kicsi is ahhoz, hogy ne befolyásolja a diagnózist. Mindkét ok miatt javasolható, hogy a gyártó specifikációját tanulmányozzuk a hibás detektorelemek

száma miatt, amelyet megenged egy adott detektoron.

2b.1.4.7.5 Képdetektor homogenitása

A DR detektorok esetén alkalmaznak detektorkorrekciókat. Ezen korrekció során a hibás del-ek pixelértékeit rekonstruálják a szomszédos del-ek értékeiből és korrigálnak a kiolvasó erősítésével, valamint az egyes detektorelemek érzékenységeivel is számolnak. Néhány rendszerrel az utóbbi korrekciót a felhasználónak kell elvégeznie. Ha a felhasználónak kell végeznie ezt a kalibrációt, elégséges időnek kell eltelnie az utolsó felvételt követően, hogy a szellemképek ne befolyásolhassák a kalibrációt. Ezeket a korrekciókat a homogenitás vizsgálatával ellenőrizhetjük.

Szigorúan véve az érzékenység különbözőségeinek korrekcióját, az csak akkor helyes, ha annál a spektrumnál és szimulált emlővastagságoknál végezzük, ahol kalibrációt végeztünk. Ezért ajánlott, hogy a homogenitás ellenőrzését néhány alkalmazott klinikai spektrumnál és vastagságnál végezzük el az átvételi vizsgálat alkalmával. Néhány DR detektor esetén a homogenitás viszonylag gyorsan változik az idő múltával. Ezért javasolt, hogy rendszeresen (hetente) ellenőrizzük a homogenitást és az alapértékkel hasonlítsuk össze az értékeket. A gyakoriság a jövőben változhat és függhet a digitális rendszer típusától. A CR rendszereknél a homogenitás vizsgálatának hasznosságát meg kell határozni. Jelenleg ajánlott, hogy ezt a vizsgálatot is elvégezzük CR rendszereken.

Problémák adódhatnak, ha az anódsarok- és más geometriai jelenségek hatása viszonylag nagy. Ezek a hatások befolyásolhatják a képdetektor homogenitásának mérését. Ha egy adott rendszer nem felel meg a felülvizsgálati értékeknek, akkor javasolt, hogy ellenőrizzük a rendszer geometriáját vagy az anódsarok jelenség hatását vagy bármely más meghibásodást. Ajánlott szemrevételezéssel vizsgálni a felvételeket, műtermékeket keresve.

2b.1.4.7.6 Látens kép felejtése (CR)

Az átvételi vizsgálat alkalmával javasolt a látens kép felejtését mérni a foszforlemezen. A mérés eredményeivel az azonos expozíciós-feldolgozási idő (a klinikai gyakorlatban és a minőségellenőrzés során egyaránt) fontossága határozható meg.

2b.1.4.7.7 Szellemképek

Néhány jelentés készült a DR rendszerek szellemképesedéséről (például: Siewerdsen, 1999). A CR rendszereknél szellemképek jelenhetnek meg, ha a lemez törlése nem optimális módon történik. Ez a szellemképesedés számszerűsíthető, ha egy szándékos szellemképes felvétel pixelértékét összehasonlítjuk egy ismert kontraszttal a képen (alumínium lemez kontrasztja). A szellemkép mérése után javasolt néhány további kép készítése homogén PMMA fantommal, mely lefedi a teljes detektorfelületet, hogy kizárhassuk szellemképek megjelenését a klinikai felvételeken.

A réses letapogató rendszereknél a javasolt módszerrel a szellemképek nem mutatkoznak meg, de a szellemkép megjelenik az MTF mérésekor.

2b.1.4.8 Felvételek megjelenítése

A teljes felvétel-megjelenítéssel foglalkozó fejezet alapját az AAPM 18-as munkacsoportjának eredményei képzik. Csak azokat a méréseket adjuk meg lentebb, amelyek eltérnek a 18-as munkacsoport ajánlásaitól, illetve azokat a határértékeket, amelyeknek nem felelnek meg a rendszerek.

2b.1.4.8.1 Monitorok

2b.1.4.8.1.1 Környezeti megvilágítás

Az AAPM 18-as munkacsoportja nem ad meg konkrét értékeket a környezeti megvilágítás mértékére. Gyakorlatilag a környezeti megvilágítás mértéke függ a monitor minimális fénysűrűségétől és fényvisszaverési karakterisztikájától. Az egyszerűség kedvéért egyetlen környezeti fény határértéket adtunk meg.

2b.1.4.8.1.2 Szűrkeskála megjelenítési képesség

A szűrkeskála megjelenítési képességét össze kell vetni a DICOM szűrkeskála szabvány megjelenítési függvényével (Greyscale Standard Display Function - GSDF). Ismert tény, hogy számos megjelenítőrendszer nem felel meg a GSDF-nek. A gyártóknak javasoljuk, hogy a DICOM szabvány ezen részének igyekezzenek megfelelni. A TG18-QC tesztfelvétel megfelelőnek tűnik a monitor helyes és gyors (napi) ellenőrzésére.

2b.1.4.3.2 Nyomatatók

2b.1.4.3.2.1 Szűrkeskála megjelenítési képesség

A javaslatok, amiket az AAPM 18-as munkacsoportja tett a QC-re vonatkozóan csak részben kerültek adaptálásra. A 18-as munkacsoport méréseinek alapja, hogy a fénysűrűséget mérték nyomtatott ábrakon, filmnézőn. Ezeket a méréseket kellene elvégezni az összes nyomtató és filmnéző kombinációra. A minőségellenőrzés szempontjából ez nem praktikus, ezért meghatároztunk egy szabványos filmnézőt (a filmnéző fényereje film nélkül: 4000 cd/m², a járulékos fénysűrűség, amelyet a nyomtatványról visszavert környezeti fény okoz: 1 cd/m²). A vizsgálóóra optikai denzitásai olyanok kell legyenek, hogy ennek a virtuális filmnéző és a nyomtatvány kombinációjának meg kell felelniük a GSDF-nek. A filmnézők fénysűrűségét azokkal a mérésekkel ellenőrizhetjük, amelyeket az Európai ajánlás film-fóliás rendszerekkel foglalkozó fejezete taglal.

2b.1.4.3.2.2 Pixelméret

Ahhoz, hogy elégséges felbontással nyomtassunk képeket, a nyomtató pixelméretének ugyanabban (vagy kisebb) tartományban kell lennie, mint a felvétel pixelméretének és mindig kisebbnek kell lennie 100 mikronnál.

2b.1.5 Fogalommagyarázat

Az itt megadott definíciók meghatározzák a dokumentumban használt kifejezések értelmét.

Ablakközép (Window centre)	A modalitás pixelértékeiből megjelenítendő tartomány szélességének közepét jelölő érték, mely az ablakszélességgel együtt alkalmas a hasznosítható pixelértékek meghatározására. A megjelenítendő és a megjelenítési érték között lineáris a kapcsolat.
Ablakszélesség (Window width)	A modalitás pixelértékeiből a monitoron megjelenítendő tartomány szélessége - mely az ablakközéppel együtt alkalmas a hasznosítható pixelértékek meghatározására. A megjelenítendő és a megjelenítési érték között lineáris a kapcsolat.
Abszolút eltérés (Variation)	$\text{Abszolúteltérés} = \frac{\text{maximális érték} - \text{minimális érték}}{\text{átlagos érték}} \cdot 100\%$
Aktív megjelenítő terület (Active display area)	A megjelenítő azon része, amelyet felvételek megjelenítésére, alkalmazásokhoz és asztalként használunk.
Bitmélység (Bit depth)	Az egyes képpontokhoz rendelhető értékek tartománya, digitális rendszereknél, bitekben kifejezve.
CR képfeldolgozás (Screen processing)	CR rendszerekben a képfeltevő lemez kiolvasása során alkalmazott képfeldolgozás.
Del	Egy DR detektor egyetlen diszkrét eleme.
Detektor korrekciók (Detector corrections)	Korrekció DR rendszerekben, ahol a hibás detektorelem pixelértékét rekonstruáljuk és a pixelértékeket korrigáljuk az egyes detektorelemeken az érzékenység eltéréseivel és a kiolvasó erősítésével
Detektív kvantum hatásfok (Detective Quantum efficiency)	Az a függvény, amely leírja az SNR átvitelét a térbeli frekvencia függvényeként a röntgenkép felvétele során. A DQE megadja azt a hatásfokot, amellyel az eszköz a rendelkezésre álló kvantumokat hasznosítja.
Digitális meghajtó szint (DDL) (Digital Driving level)	Az a digitális érték, amely egy megjelenítő rendszer bemenetén megjelenik.
Direkt Radiográfia (DR) (Direct Radiography)	Digitális radiológiai technika, amely a röntgenberendezésre szerelt (zárt) egységgel detektálja a röntgensugarakat és digitális képet állít elő a röntgenkép mintavételezésével.
Elsődleges megjelenítő (Primary class display device)	Megjelenítő eszköz, amelyet az orvosi felvételek kiértékelésére használnak (a szövegben mint diagnosztikai megjelenítő eszköz is szerepel).
Expozíciós idő (Exposure time)	A képkötésre alkalmas röntgensugár megjelenése és megszűnése közötti időtartam.
Dózisindex (Exposure indicator)	A felvételhez rendelt számérték, amely a dózissal függ össze.
Feldolgozatlan kép (Unprocessed image)	Egy DR rendszer felvétele, a mezőhomogenizálást (flat-fielding) és detektorkorrekciókat követően, de azt megelőzően, hogy bármilyen más képfeldolgozást alkalmaztunk volna. A feldolgozatlan képen a pixelérték általában lineárisan változik a pixelepozícióval. A DICOM fájlban a Pixel Intensity Relationship (pixel intenzitás összefüggés) (0028,1040) címke értéke „feldolgozásra” (for processing). Az IEC (International Electrotechnical Committee – Nemzetközi Elektrotechnikai Bizottság) 31-es munkacsoportja (MT – Maintenance Team) a feldolgozatlan képre „nyers adat”-ként (raw data) hivatkozik.
Feldolgozott kép (Processed image)	Felvétel, a képfeldolgozást követően, készen a megjelenítésre nyomtatványon vagy monitoron. A DICOM fájlban a Pixel Intensity Relationship (pixel intenzitás összefüggés) (0028,1040) címke értéke „megjelenítésre” (for presentation).

Jel-zaj viszony
(Signal to Noise Ratio)

Az SNR-t az alábbi módon lehet kiszámítani, adott ROI- ra:

$$SNR = \frac{\text{átlagos pixelérték} - \text{pixelérték ofszete}}{\text{a pixelértékek szórása}}$$

Kontraszt-zaj viszony
(Contrast to Noise Ratio)

A CNR az alábbi módon számítható ki egy adott tesztárgyra: (pl 0,2 mm vastag Al, egy 45 mm-es PMMA blokkon).

$$SNR = \frac{\text{átlagos pixelérték (jel)} - \text{átlagos pixelérték (háttér)}}{\sqrt{\frac{\text{szórás (jel)}^2 + \text{szórás (háttér)}^2}{2}}}$$

Korrigálatlan felvétel
(Uncorrected image)

Felvétel DR rendszereken előtt bármilyen képfeldolgozás történt volna, ideértve a detektorkorrekciót és a mezőhomogenizálást is.

Küszöbkontraszt
(Threshold contrast)

A még legkisebb észlelhető kontraszt egy adott részlet-(elem) méreténél, amelyet a képalkotó rendszer meg tud jeleníteni különböző intenzitással (denzitás) a teljes dinamikatartományban. A küszöbkontraszt a kis kontrasztú struktúrák leképezésének egy mértéke.

Másodlagos megjelenítő eszköz
(Secondary class display device)

Megjelenítő eszköz, amelyet a felvételek megtekintéséhez használunk, de nem a diagnózis meghatározására.

Megjelenítési érték
(Presentation value)

Pixelérték, a kiértékelési értéktáblázat (Value Of Interest Look-Up-Table – VOI LUT) vagy az ablakszélesség és ablakközép beállításának alkalmazását követően.

Modulációs átviteli függvény
(Modulation Transfer Function)
(MTF)

Függvény, amely leírja, hogy a képrészletek kontrasztjának átvitele hogyan történik a térbeli felbontásuk függvényében.

(Névleges) Érzékenység beállítás
(Nominal sensitivity setting)

A rendszer érzékenységének jelzőszáma, összevethető a film-fóliás rendszerek érzékenységi osztályával. A gyakorlati megvalósítás, hogy hogyan határozzunk meg egy (névleges) érzékenység beállítást, a gyártókkal folytatandó tárgyalásokon múlik.

Nyers felvétel (Raw image)
P-érték (P-value)

Lásd a feldolgozatlan felvételnél.
Lásd a megjelenítési értéknél.

Pixel

Képelem, a felvétel (kép) legkisebb eleme.

Pixelérték (Pixel value)

Diszkrét érték, amelyet egy pixelhez rendelünk. A mammográfiás rendszerben a pixelértékek tartománya 1024 (10 bit) és 16384 (14 bit) közé esik, a detektortól függően.

Pixelérték ofszet
(Pixel value offset)

Konstans érték, amelyet minden pixel értékéhez hozzáadunk.

Pixelhiba térkép
(Bad pixel map)

Egy olyan térkép (lehet kép vagy táblázat), amely megadja az összes olyan pixel pozícióját, amely az értékét nem a saját del kiolvasása alapján kapta.

Pixeltávolság
(Pixel pitch)

Fizikailag mért távolság a szomszédos pixelek középpontjai között. A DICOM címkék pixeltávolságát képalkotó pontok távolságának (imager pixel spacing) nevezik, és általában megegyezik a detektorelemek távolságával.

Referencia ROI
(Reference Region Of Interest)

Kiértékelési terület ($\approx 4 \text{ cm}^2$, kör vagy négyzet alakú) amelyen az átlagos pixelértéket és a szórást mérjük. A kiértékelési terület középpontja 60 mm-re a mellkasfali éltől, arra merőlegesen helyezkedik el, oldalirányból centrálva.

Röntgenspektrum
(X-ray spectrum)

A fotonenergia eloszlása egy röntgensugárban. Függ az anód és a szűrő anyagától, a csőfeszültségtől és minden gyengítő közegtől (cső kilépőablaka, kompressziós eszköz, levegő) az anód és az emlő között.

Spektrum (Spectrum)

Lásd Röntgenspektrum . (az eredeti szövegben nem szerepel)

Szabvány vizsgálat
(Standard test block)

PMMA tesztárgy, amely megközelítőleg reprezentálja az átlagos emlőt (habár nem pontosan szövetekvivalens anyag), így a röntgenberendezés helyesen működik az automatikus felvételi

	szabályozással és így a dozimetriás eredményekből kiszámítható a mirigyes szövet dózisa. A vastagsága $45 \pm 0,5$ mm. A szabvány vizsgálótest lefedi a detektor teljes felületét.
Számítógép támogatású felismerés (CAD) (Computer Aided Detection)	Szoftver, amely segít a radiológusoknak, hogy az emlőfelvétel gyanús részeit észleljék.
Számítógépes radiográfia (CR) (Computed Radiography)	Digitális radiológiai technika, amely fényérzékeny foszforlemezeket alkalmaz.
Szellemkép (Ghost image)	Az aktuális képen az előző felvételek még látható maradványai.
VOI LUT	Kiértékelési értéktáblázat, amely meghatározza a pixelértékek (nemlineáris) transzformációját, hogy azok értelmezhető megjelenítési értékek legyenek.
Zaj (Noise)	A pixelértékek ingadozása, amely független a felvételezett objektumtól. A kimeneti felvétel ROI-jában mért szórás megadja a zaj mértékét.
Zaj teljesítményspektruma (Noise Power Spectrum)	Függvény, amely leírja a képzajt a térbeli felbontás függvényében.

2b.2 Képkalkotás

2b.2.1 Röntgensugárzás előállítása

2b.2.1.1 Röntgensugárforrás

Ebben a fejezetben azok a mérések kerülnek leírásra, amelyekkel a fókuszpont mérete, a fókusz-képdetektor távolság, a sugármező és képdetektor egybeesése, a szivárgó sugárzás és a sugárzás-kibocsátás határozhatóak meg.

A szellemképes műtermékek elkerülése érdekében ajánlott a detektor lefedése ólomlemezrel az összes olyan mérés során, amikor nincs szükségünk felvételekre, valamint alkalmazzuk a nem-felvételező módot (non-imaging mode, ha van) a röntgenberendezésen.

2b.2.1.1.1 Fókuszpont mérete

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.1.1 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk. Használhatunk akár filmet, akár digitális detektort is, de ügyeljünk a detektor szaturációjára (telítésére).

2b.2.1.1.2 Fókusz-képdetektor távolság

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.1.2 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk. Digitális felvételeken a távolság meghatározható a pixeltávolság és a pixelek számának összeszorozásával.

2b.2.1.1.3 Sugármező és képmező egybeesése

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.1.3 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk CR rendszerek esetén. (Jelenleg a DR rendszerek esetén a legalkalmasabb film-fóliás kazetták vagy CR kazetták alkalmazása. A jövőben ezek az eszközök talán nem állnak majd rendelkezésre. Ha kazetták és filmelőhívó nem áll rendelkezésre a mérés helyén, akkor használjunk olyan kazettát, amit máshol ki tudunk olvasni vagy kidolgozni, vagy önelőhívót használjunk, mint például a Polaroid 57-es típusa vagy a Gafchromic XR T típusú filmje¹²).

2b.2.1.1.4 Szivárgó sugárzás

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.1.4 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk CR rendszerek esetén. (Jelenleg a DR rendszerek esetén a legalkalmasabb film-fóliás kazetták vagy CR kazetták alkalmazása. A jövőben ez probléma lehet. Ha kazetták és filmelőhívó nem áll rendelkezésre a mérés helyén, akkor használjunk olyan kazettát, amelyet máshol ki tudunk olvasni vagy kidolgozni, vagy önelőhívót használjunk, mint például a Polaroid 57-es típusa vagy a Gafchromic XR T típusú filmje¹²).

2b.2.1.1.5 Sugárzás-kibocsátás

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.1.5 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk. A sugárzás-kibocsátás mérést, a klinikailag is alkalmazott összes anód-szűrő kombinációval el kell végezni a dózisszámításhoz (ha szükséges). A méréseket a kompressziós lemez felhelyezésével kell kivitelezni. A kompressziós lemez sugáráteresztési tényezőjének kiszámításához, amely a mirigydózis becsléséhez szükséges, a sugárzás-kibocsátást a kompressziós lemez nélkül is mérjük meg. A sugáráteresztési tényezőt úgy kell kiszámítani, hogy a mért levegőkermát, amelyet felhelyezett kompressziós lemezzel mértünk, elosztjuk a kompressziós lemez nélkül mért levegőkermával.

¹² Ezek a filmek alkalmazhatóak a kollimáció meghatározásához, Beideck és Gingold előadása szerint, AAPM 2004 éves gyűlés.

2b.2.1.2 Csőfeszültség és sugárminőség

A kibocsátott röntgensugárzás sugárminőségét a csőfeszültség, az anód anyaga és a szűrés határozza meg. A csőfeszültség és a sugárminőség az alább leírt mérésekkel határozható meg.

2b.2.1.2.1 Csőfeszültség

A csőfeszültségnek mind a pontosságát, mind a reprodukálhatóságát megmérjük. Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.2.1 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk.

2b.2.1.2.2 Felezőérték

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.2.2 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk.

2b.2.1.3 AEC rendszer

Általánosan javasolt, hogy a mammográfiás szűrésnél használt rendszerekben legyen AEC. Az AEC rendszer teljesítményét a reprodukálhatóság és pontosság segítségével mérhetjük, változó körülmények között (tárgyvastagság és sugárminőség). Az AEC rendszernek be kell állítania az anódot, a szűrést és a csőfeszültséget, hogy a képminőség a megfelelő tartományba essen. A félautomata rendszerek, amelyek a felhasználó által beállított anóddal, szűrővel és csőfeszültséggel végzik a felvételezést, de a dózist adaptálják az emlő sugáráteresztésének megfelelően, ugyancsak elfogadhatóak.

Segéd táblázat (look-up-table, LUT) alkalmazása, amellyel az anód, szűrő, csőfeszültség és dózis meghatározható a komprimált emlő vastagsága alapján, csak akkor megengedhető, ha azt a röntgenberendezésbe programozták. Ugyanakkor tudni kell, hogy ezek a rendszerek nem veszik figyelembe az emlő összetételét, ezért nem optimalizálhatóak teljesen a képminőség és dózis vonatkozásában.

Az ilyen méréseknél alapvető, hogy a dózismérőt azon a területen kívül helyezzük el, amellyel az expozíciós beállításokat meghatározzák. Egyébként a dózis számítható a csőáram-idő szorzat (mAs) és a sugárzás-kibocsátás segítségével.

Azokat a gyártókat, amelyek a berendezéseiket AEC nélkül szállítják, felszólítjuk, hogy a mammográfiás berendezéseikbe ezt építsék be 2006 januárjáig.

A szerzők nem tanácsolják, hogy olyan mammográfiás röntgenberendezést használjunk, amelynek az expozíciós paramétereit teljesen manuálisan kell beállítani.

2b.2.1.3.1 Expozíciós lépcső beállítása: középérték és lépcsőérték (ha alkalmazható)

Ez a vizsgálat csak olyan mammográfiás egységeknél alkalmazható, ahol vannak expozícióbeállító lépcsők. Felvételezzünk a szabványos vizsgálatosttel különböző expozíciós lépcsőknél (vagy a fontosabb beállításoknál). Jegyezzük fel a belépőoldali dózist (vagy mAs-t). Számítsuk ki az expozíciós lépcső különbségét a belépőoldali dózisra (vagy mAs-ra) vonatkozóan.

Megjegyzés: Ha a rendszer két spektrumot változtat, engedjük fel a kompressziós lemezt és szorítsuk le ismét, vagy használjunk más PMMA vastagságot (például adjunk hozzá 0,5 cm PMMA-t), hogy kikényszerítsük azonos spektrum alkalmazását.

A középső beállítás az alapbeállítás. Ennél a beállításnál a képminőség megfelelő kell legyen, ez meghatározható a kontrasztkülönb-láthatóság méréseivel, lásd a 2b.2.4.1 pontot.

Jellemző érték: 5 – 15 %-os növekmény az expozíciós lépcsőn¹³.

Gyakoriság: Hathavonta.

Felszerelés: Szabvány vizsgálatost, dózismérő.

2b.2.1.3.2 Biztonsági időkapcsoló és retesz

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.3.2 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk. Győződjünk meg róla, hogy a detektor teljesen le van takarva, vagy ragasszunk ólomlemezt a cső kilépőablakára.

Figyelmeztetés: A biztonsági időkapcsoló hibás működése kárt okozhat a csőben. A túlzott mértékű csőterhelés elkerülése érdekében ellenőrizzük a kézikönyvben a maximálisan engedélyezett expozíciós időt.

2b.2.1.3.3 Rövid távú reprodukálhatóság

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.3.3 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk.

Megjegyzés: Ha a rendszer két spektrumot változtat, engedjük fel a kompressziós lemezt és szorítsuk le ismét, vagy használjunk más PMMA vastagságot (például adjunk hozzá 0,5 cm PMMA-t), hogy kikényszerítsük azonos spektrum alkalmazását.

2b.2.1.3.4 Hosszú távú reprodukálhatóság

A heti homogenitás mérését végezzük el (lásd 2b.2.2.3.1 fejezet) a hosszú távú reprodukálhatóság ellenőrzéséhez.

Határérték: Az SNR és a dózis változása a ROI-ban $< \pm 10 \%$.

¹³ Ezek az értékek a film-fóliás mammográfiából adódnak. Jelenleg nincsenek határértékek lépcsőfokként az expozíció mértékének emelkedésére a digitális mammográfiában, de ezeknek nagyjából azonosnak kell lenniük.

Gyakoriság:

Hetente.

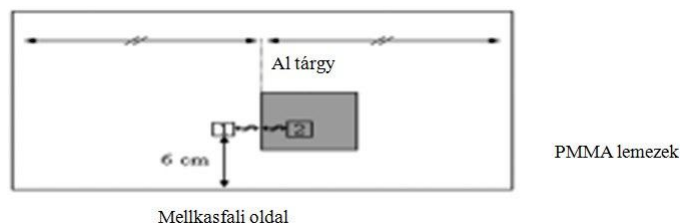
Felszerelés:

Szabvány vizsgálotest.

2b.2.1.3.5 Tárgyvastagság- és csőfeszültség-kompenzáció

A tárgyvastagság kompenzációját 20–70 mm vastag PMMA lemezek felvételezésével (10 mm-es lépcsőkben), a klinikai AEC beállítások alkalmazásával (csőfeszültség, anód, szűrő és üzemmód) mérhetjük. A kompressziós lemezek a helyén, a PMMA lemezekre szorítva kell lennie.

Felvételezzünk 20 mm-es PMMA lemezeket, a tetejükön 0,2 mm vastagságú alumínium tárggyal, ha szükséges, akkor manuális módban és a klinikai AEC beállításokhoz legközelebb álló beállítások mellett (ha manuális módot használunk, vonjuk ki az elő-expozíciót a felvételből). Helyezzük el az alumínium tárgyat a 2.1 ábrának megfelelően. Mérjük meg az átlagos pixelértéket és a szórást a ROI-ban (4 cm²) az alumínium tárggyal (2-es pozíció) és anélkül (1-es pozíció). Számítsunk CNR-t. Ismételjük meg a mérést 30, 40, 45, 50, 60 és 70 mm-es PMMA lemezvastagsággal.



2.1 ábra: Alumíniumszűrő elhelyezése a CNR méréséhez

A képminőséget egy vastagságnál értékelhetjük (5,0 cm PMMA egyenértékű) a küszöbkontraszt mérésének módszerével (2.4.1 fejezet). Hogy a többi vastagságnál is biztosítsuk a képminőséget¹⁴ a CNR_{határérték}-et vonatkoztatjuk az 5,0 cm PMMA-nál mért CNR_{határérték}-re. Az alábbi képlet segítségével számítható ki a CNR határértéke szabványos vastagságnál:

$$\text{Küszöbkontraszt}_{\text{mért}} \cdot \text{CNR}_{\text{mért}} = \text{Küszöbkontraszt}_{\text{határérték}} \cdot \text{CNR}_{\text{határérték}}$$

A CNR értéke 5,0 cm-es vastagságnál összefügg a mért küszöbkontraszt-láthatósággal, a 2b.2.4.1 pont szerint. A fenti képlet alkalmazásával a CNR határértéke a szabvány vastagságnál becsülhető, a 2b.2.4.1 pont mért küszöbkontrasztja és a 0,1 mm átmérőjű lemezke (elfogadható) határértéke szerint. A további határértékekben a számított CNR_{határérték}-et kell 100%-os szintnek tekinteni.

Határérték:

CNR PMMA vastagságonként, lásd a határértékek ideiglenes táblázatát; A CNR értékeket az átvételi vizsgálat alkalmával mért értékekkel kell összehasonlítani.

PMMA vastagsága	CNR ¹⁵ (5,0 cm PMMA-ra vonatkoztatva)
[cm]	[%]
2,0	> 115
3,0	> 110
4,0	> 105
4,5	> 103
5,0	> 100
6,0	> 95
7,0	> 90

Gyakoriság:

Hathavonta.

Felszerelés:

PMMA: 5 és 10 mm vastag PMMA lemezkészlet, amely lefedi a detektor teljes felületét, 0,2 mm vastag Al lemez (például: a HVL méréshez használt szűrők).

2b.2.1.4 Kompresszió

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.1.4 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk.

2b.2.1.5 Szórtsugárzás-szűrő rács

A szórtsugárzás-szűrő rács feladata, hogy elnyelje a szóródó fotonokat. A mérések ebben a fejezetben csak azokra a mammográfiás egységekre vonatkoznak, amelyek rendelkeznek (eltávolítható) ráccsal. Néhány digitális rendszer nem rendelkezik szórtsugárzás-szűrő ráccsal (pl. réses letapogató rendszerek).

2b.2.1.5.1 Rácstényező (Bucky-faktor)

Ráccsal, a klinikai beállításokkal készítsünk felvételt a szabvány vizsgálotestről. Jegyezzük fel a belépőoldali dózist és mérjük az átlagos pixelértéket a referencia ROI-ban. Exponáljunk kétszer rács nélkül, a ráccsal mért átlagos

¹⁴ Lehetséges, hogy a jövőben a küszöbkontraszt-láthatóságot 45 mm szabványos PMMA lemezvastagsággal kell mérni, ezért a CNR határértéke is 45 mm-re fog vonatkozni a jövőben.

¹⁵ Ezek ideiglenes értékek, javasolt ellenőrizni az EUREF honlapját az esetleges változásokért.

pixelérték alatt, illetve fölött. Interpoláljuk a pixelértékeket, hogy megkapjuk a belépőoldali dózist, amelynél a pixelérték közelíti a ráccsal felvételezett pixelértéket. Számítsuk ki a rendszer ráctényezőjét a belépőoldali dózis ráccsal és anélkül mért értékének hányadosaként.

Határérték:	Gyártói specifikáció, általában < 3 .
Gyakoriság:	Átvételi vizsgálat alkalmával.
Felszerelés:	Szabvány vizsgálótest, dózismérő.

2b.2.1.5.2 Rácsfelvétel

Az irányelvek film-fóliás részének 2a.2.2.1.2 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk. Néhány rács esetén a felvételezés nem kivitelezhető a minimálisan szükséges expozíciós idő miatt.

2b.2.2 Képdetektor

Ez a fejezet tárgyalja a DR és CR rendszereknél alkalmazható méréseket, pl. a képdetektor választ és a mellkasfali oldalon nem ábrázolódó szövet mérését. Az egyéb mérések csak a DR és CR rendszerekre vonatkoznak. A DR rendszereknél a detektorelemek hibáját meghatározzuk. A CR rendszer képalkotó lemezeinek a teljesítményét leírhatjuk a CR lemez érzékenységevel és az eltérő sugárforrásokra vonatkozó érzékenységevel.

2b.2.2.1 Képdetektor válasza

A válasz mérésének célja annak ellenőrzése, hogy az megfelel-e a gyártói specifikációnak, továbbá a pixelérték ofszet és a kvantumzaj mellett megjelenő járulékos zajforrások meghatározása.

2b.2.2.1.1 Válaszfüggvény

A detektor válaszfüggvénye meghatározható szabvány vizsgálatot felvételezésével különböző belépőoldali dózissal (áram-idő szorzat), a klinikailag alkalmazott sugárminőséggel. Alkalmazzunk manuális felvételezést ennél a mérésnél. Legalább 10 különböző csőterhelésnél mérjük (mAs értékek). A mAs értékek tartományát úgy kell megválasztani, hogy a linearitás mérése magába foglalja a belépőoldali levegőkerma széles tartományát (például: a rutin expozícióhoz tartozó belépőoldali levegőkerma 1/10-ed és 5-szörös értékei között¹⁶).

Lineáris válaszó rendszereknél, mint a jelenleg rendelkezésre álló DR rendszerek, mérjük az átlagos pixelértéket és szórást a referencia ROI-ban, feldolgozatlan felvételen. Rajzoljuk meg az átlagos pixelérték görbét a belépőoldali levegőkerma függvényében. Határozzuk meg a linearitást, felvéve azt az egyenest, amely a legjobban közelíti az összes mérési pontot és határozzuk meg a nullátmenetet, hogy a pixelérték ofszetjét ellenőrizhessük. Számítsuk ki a korrelációs együttható négyzetes értékét (R^2). Hasonlítsuk össze az eredményeket az előző mérésekével.

A nemlineáris válaszó rendszereknél, mint a jelenleg rendelkezésre álló CR rendszerek, rajzoljuk meg az átlagos pixelérték görbét a logaritmikus relatív belépőoldali levegőkerma függvényében. Tekintsük át a gyártói információkat, hogy a pixelérték logaritmikus vagy lineáris kapcsolatban van-e a belépőoldali levegőkerma értékével az alkalmazott feldolgozási eljárással. Az utófeldolgozást ki kell kapcsolni. A feldolgozást a lehető leginkább ki kell küszöbölni (kikapcsolni, lásd 7. függelék). Határozzuk meg a linearitást, megrajzolva az egyenest, amely a legjobban illeszkedik az összes mérési ponthoz. Számítsuk ki a korrelációs együttható négyzetes értékét (R^2). Hasonlítsuk össze az eredményeket az előzőekkel.

A 7. függelék tartalmazza a belépőoldali levegőkerma és az expozíciójelző közötti összefüggést néhány CR rendszer és feldolgozási mód esetén.

Határérték:

Gyakoriság:

Felszerelés:

$R^2 > 0,99$, az átvételi vizsgálat eredményei szolgálnak referenciaként.

Hathavonta. Átvételi vizsgálatkor: további mérések minimális és maximális csőfeszültségnél, amelyet a klinikai gyakorlatban használnak, minden anód-szűrő kombinációnál.

Szabvány vizsgálatot, dózismérő.

2b.2.2.1.2 Zaj kiértékelése

Mérjük az átlagos pixelértéket és szórást a referencia ROI-ban, a válaszfüggvény feldolgozatlan felvételein (2b.2.2.1.1). A lineáris válaszó rendszereknél számítsuk ki az SNR-t és rajzoljuk meg az SNR² görbét a belépőoldali levegőkerma függvényében. Határozzuk meg a linearitást egy egyenes felvételével, ami a legjobban illeszkedik az összes mérési pontra. Számítsuk ki a korrelációs együttható négyzetes értékét (R^2). Ismételjük meg a mérést az összes, klinikai gyakorlatban is alkalmazott anód-szűrő kombinációra. A nemlinearitás jelzi, hogyha más zajforrások is jelen vannak a kvantumzajon kívül. (Átvételi vizsgálat alkalmával: további mérések szükségesek a minimális és maximális csőfeszültségnél, amit a klinikai gyakorlatban használnak, az összes anód-szűrő kombinációval). Hasonlítsuk össze az eredményt az előző mérések eredményeivel.

A logaritmikus válaszó rendszereknél rajzoljuk meg a szórásnégyzet görbét a belépőoldali levegőkerma reciprokának függvényében. Határozzuk meg a linearitást, felvéve egy egyenest, amely a legjobban illeszkedik az összes mérési pontra. Számítsuk ki a korrelációs együttható négyzetes értékét (R^2). Az ofszet azt jelzi, hogy további zajforrás van jelen a kvantumzaj mellett. Hasonlítsuk össze az eredményeket az előző mérésekével.

CR rendszereknél: Ne alkalmazzunk utófeldolgozást, a feldolgozást a lehető leginkább ki kell küszöbölni (kikapcsolni, lásd 7. függelék).

Határérték:

Gyakoriság:

Felszerelés:

Az átvételi vizsgálat eredményei szolgálnak referenciaként.

Hathavonta. Átvételi vizsgálatkor: további mérések minimális és maximális csőfeszültségnél, amelyet a klinikai gyakorlatban használnak, minden anód-szűrő kombinációnál.

Szabvány vizsgálatot, dózismérő.

¹⁶ Néhány réses letapogató mammográfiás rendszer esetén csak korlátozott mA és mAs tartomány választható ki, az ilyen rendszereknél az összes rendelkezésre álló beállításnál kell a felvételeket elkészíteni.

2b.2.2.2 Mellkasfali oldalon le nem képezett szövetállomány

Határozzuk meg a le nem képezett szövetállomány szélességét, amely az emlőtartó szélétől a felvételi területig tart. Ezt többféleképpen tehetjük meg. Néhány fantomban markerek vannak elhelyezve, rögzített távolságra a mellkasfaltól. A mellkasfali oldalon le nem képezett szövetállomány meghatározása ezen markerek képének elhelyezkedéséből határozható meg. A CR rendszereknél ezt a mérést 5 alkalommal ismételjük meg, hogy ellenőrizzük a lemez kazettába helyezésének reprodukálhatóságát.

Határérték:	A túlnyúló szövet szélessége a mellkasfalnál ≤ 5 mm.
Gyakoriság:	Átvételi vizsgálatkor.
Felszerelés:	Fantom, amelyben a bucky felszínéhez közel markerek vannak.

2b.2.2.3 Képdetektor homogenitása és stabilitása

2b.2.2.3.1 Képdetektor homogenitása

A képdetektor homogenitását megkaphatjuk, ha a klinikai beállítások használata mellett szabvány vizsgálótesttel fedjük le a teljes detektort. Jegyezzük fel az expozíciós beállításokat és az áram-idő szorzatot. Értékeljük a feldolgozatlan felvételt az átlagos pixelérték és a szórás kiszámításával a ROI-ban (1 cm^2 területű négyzet). Mozgassuk a ROI-t a teljes felvételen. Határozzuk meg az átlagos pixelértéket a teljes felvételen és az összes ROI-ban az SNR átlagát. Hasonlítsuk össze az átlagos pixelértéket és SNR értékét az egyes ROI-knak az összesített átlagos pixelértékkel és átlagos SNR-rel. Hasonlítsuk össze az SNR-t előző homogenitás mérések eredményeivel. A detektor homogenitásának meghatározásához rendelkezésre áll szoftver az euref.org weboldalon.

Annak érdekében, hogy a szabvány vizsgálótest homogenitásának különbségeiből eredő hibákat kiküszöböljük, forgassuk el a vizsgálótestet 180° -kal és ismételjük meg a mérést.

Szemrevételezéssel ellenőrizzük a homogenitást. Az ablakszélesség legyen legalább az átlagos pixelérték 10 %-a.

Átvételi vizsgálatkor végezzük el a mérést más PMMA vastagságnál is (pl. 20 és 70 mm-es PMMA vastagságoknál). Minden mérésnél a klinikai paramétereket használjuk.

CR rendszereknél: Ne használjunk semmilyen utófeldolgozást, a feldolgozást amennyire csak lehet, ki kell kapcsolni (lásd 7. függelék).

Ismert tény, hogy az anódsarok jelenség és a geometriai hatások befolyásolják a homogenitás mérésének eredményeit. Ha egy adott rendszer nem felel meg az ideiglenes határértékeknek, ajánlott ellenőrizni, hogy a geometria vagy az anódsarok jelenség okozza-e az eltérést, vagy a rendszer más meghibásodása. A CR rendszerek esetén egy további felvétel is készíthető a homogenitás mérésére, a kazettát besugarazva általános körülmények között a dózis felével, majd elforgatva azt 180° -kal a buckyban szintén a dózis felével, hogy minimalizáljuk az anódsarok és a geometria hatását.

Határérték:	(ideiglenes) A teljes felvételi területen az átlagos pixelértékek eltérése legfeljebb az átlagos pixelérték $< \pm 15$ %-a lehet, az SNR legfeljebb $< \pm 15$ %-kal térhet el az átlagos SNR-től az összes ROI-ban, az SNR átlagának eltérése a hetente készült felvételeken $< \pm 10$ %, a levegőkerma (vagy csőáram-idő szorzat) eltérése a heti felvételek között $< \pm 10$ %.
Gyakoriság:	Hetente és karbantartást követően; átvételi vizsgálat alkalmával 20 és 70 mm PMMA vastagságnál is.
Felszerelés:	Szabvány vizsgálótest, amely lefedi a teljes detektort, átvételi vizsgálat alkalmával 20 és 70 mm PMMA lemezek, amelyek lefedik a teljes detektort és szoftver a detektor homogenitásának meghatározásához.

2b.2.2.3.2 Detektorelemek hibája (DR rendszerek)

A gyártó legutóbb készített pixelhiba térképét vizsgáljuk meg. Ez a térkép (kép vagy táblázat) meghatározza az összes olyan pixel helyzetét, amely az értékét nem a saját del kiolvasása alapján kapja. Ennek a pixelhiba térképnek mindig elérhetőnek, és a gyártó berendezése nélkül is olvashatónak kell lennie.

Értékeljük a naprakész információkat a hibás sorokról, oszlopokról és del-ekről, amit a gyártó szolgáltatott és hasonlítsuk össze az elhelyezkedését és számát a hibás del-eknek az előző térképekkel. A hibás del-ek és a szomszédos hibás del-ek miatt hibásan kiolvasott del-ek nagyobb csoportja látható lehet egy film-fólia kontaktus-vizsgáló eszköz felvételén.

Határérték:	Jelenleg nincsenek határértékek meghatározva. A jövőben, a protokoll egy későbbi verziójában meghatározunk határértékeket és valószínűleg a hibás del-ek/sorok/oszlopok számát (is) korlátozzuk a hibás terület százalékos arányával. Jelenleg ajánlott a gyártói határértékek alapul vétele.
Gyakoriság:	Hathavonta.
Felszerelés:	Pixelhiba térkép.

2b.2.2.3.3 Nem korrigált hibás detektorelemek (DR rendszerek)

Hogy meghatározzuk azoknak a hibás detektorelemeknek a számát és helyzetét, amelyet a gyártó nem korrigál, szabvány vizsgálótestről készült felvételt értékeljünk, klinikai beállítások mellett a ROI-k (1 cm^2 -es négyzet alakú területek) átlagos pixelértékének kiszámításával. Mozgassuk a ROI-t a teljes képen. Határozzuk meg, hogy mely pixelek térnek el több mint 20 %-kal az egyes ROI-kban az átlagtól. A nagyobb megbízhatóság érdekében az eltérő pixeleket négy felvételen is meghatározhatjuk. Az olyan pixelek, amelyek több felvételen is 20 %-nál többel eltérnek, nagy valószínűséggel hibás pixelek. Ha az eltérő pixelek egy oszlopban vannak, akkor az valószínűleg hibás oszlop. A nem korrigált, hibás detektorelemek számának meghatározásához rendelkezésre áll szoftver a www.euref.org honlapon.

Határérték:	Nincsenek még határértékek meghatározva a nem korrigált detektorelemek számára vonatkozóan.
Gyakoriság:	Hetente.
Felszerelés:	Szabvány vizsgálótest, amely a teljes detektor felületét lefedi, átvételi vizsgálat alkalmával 20 és 70 mm-es PMMA lemezek is, amelyek lefedik a detektor teljes felületét.

2b.2.2.4 Kazetták eltérő érzékenysége (CR rendszerek)

Készítsünk felvételt szabvány vizsgálótestről olyan AEC beállítással, amelyet általában klinikailag is használnak. Jegyezzük fel a belépőoldali levegőkermát (vagy csóáram-idő szorzatot). Olvassuk ki a foszforlemezről a felvétel feldolgozásakor a CR-feldolgozást, amennyire csak lehet, ki kell iktatni (lásd 7. függelék). Utófeldolgozást egyáltalán ne használjunk. Mérjük meg az átlagos pixelértéket és szórást a referencia ROI-ban. Számítsuk az SNR-t. Ismételjük meg a mérést az összes foszforlemezrel. Értékeljük az egyes felvételek homogenitását.

Határérték:	Az egyes felvételeken az SNR eltérése a referencia ROI-ban $< \pm 15 \%$, a belépőoldali levegőkerma (vagy csóáram-idő szorzat) eltérése $< \pm 10 \%$, nagyobb inhomogenitás a felvételeken nem megengedett.
Gyakoriság:	Évente és új kazetták használatba vételekor.
Felszerelés:	Szabvány vizsgálótest.

2b.2.2.5 Érzékenység egyéb sugárforrásokra (CR rendszerek)

Töröljünk egy foszforlemezről. Ragasszunk két különböző érmét, egyet-egyet a kazetta oldalaira. Tegyük félre a kazettát a tárolójába, a lehető leghosszabb ideig, például az átvételi vizsgálat teljes időtartamára. Olvassuk ki a lemezt. A felvétel feldolgozásakor a CR-feldolgozást, amennyire csak lehet, ki kell iktatni (lásd 7. függelék). Utófeldolgozást egyáltalán ne használjunk. Értékeljük a felvételeken az érmék láthatóságát.

Határérték:	Az érmék ne legyenek láthatóak a felvételen.
Gyakoriság:	Átvételi vizsgálat alkalmával és kazettatároló cseréje esetén.
Felszerelés:	Két különböző méretű érme (például egy eurós és két eurós érme).

2b.2.2.6 Látens képek elhalványodása (felejtés) (CR rendszerek)

Készítsünk felvételt szabvány vizsgálótestről egy olyan fix expozícióval, amelyet klinikailag is alkalmaznak. Olvassuk ki a felvételt 1 perc elteltével. Mérjük az átlagos pixelértéket a referencia ROI-ban. Ismételjük meg a mérést különböző kiolvasás előtti várakozási időkkel (2, 5, 10, 30 perc).

Határérték:	Az átvételi vizsgálat eredményei szolgálnak referenciaként.
Gyakoriság:	Átvételi vizsgálat alkalmával, és amikor a képminőség romlik.
Felszerelés:	Szabvány vizsgálótest.

2b.2.3 Dozimetria

Az irányelvek film-fóliás részének 2.5.1 pontjában leírt módszert és határértékeket alkalmazzuk. A PMMA lemezeknek le kell fedniük a detektor teljes felületét. A dózismérésekhez elengedhetetlen, hogy a dózismérőt az AEC expozícióérzékelő területén kívül helyezzük el. A dózis másként is kiszámítható, a csőáram-idő szorzat (mAs) és a sugárzás-kibocsátás ismeretében.

2b.2.4 Képmínőség

2b.2.4.1 Küszöbkontraszt-láthatóság

A küszöbkontraszt-láthatóság meghatározható 0,1 és 2 mm közötti átmérőjű, kör alakú lemezekkel. A részleteket olyan háttér előtt kell leképezni, amelynek a vastagsága megfelel (sugárgyengítés szempontjából) 50 mm PMMA-nak. A vizsgálóábrát 20-25 mm-rel kell az emlőtartó fölött elhelyezni¹⁷. A klinikailag is használt expozíciós tényezőket válasszuk a felvételhez. Készítsünk hat felvételt a vizsgálóábráról és egy kicsit mozdítsuk el a vizsgálóábrát az egyes felvételek között, hogy olyan felvételeket készíthessünk, amelyeknél a detektorelemek és a részletek relatív helyzete eltér. Három tapasztalt kiértékelővel vizsgáltsunk meg két-két felvételt a minimális kontraszt láthatóságának megállapítására. A lenti táblázatban megadott teljes átmérőtartományt vizsgálni kell. Ebben a tartományban a minimális kontraszt láthatóságát nagyszámú átmérőnél kell meghatározni átvételi vizsgálatkor és legalább 5 átmérőnél a további mérések során. Ezt a kiértékelést feldolgozatlan felvételeken kell végezni. Az ablakszélesség és -szint, valamint a nagyítási paramétereket úgy kell beállítani, hogy maximalizáljuk a részletek láthatóságát a megjelenített felvételeken.

Ismert, hogy jelenleg, bizonyos rendszerekből nem lehet lekérni feldolgozatlan felvételeket. Ezeknél a rendszereknél a küszöbkontraszt láthatóságának vizsgálatát feldolgozott felvételeken kell értékelni. A képfeldolgozás műtermékeket eredményezhet a fantomokról készített felvételeken és eltérhet a mammogramok képfeldolgozásától a hisztogram- vagy más textúra alapú feldolgozási technika miatt. Ezért ezeknek a feldolgozott felvételeknek az értékelését kellő óvatossággal kell végezni.

Az itt meghatározott küszöbkontraszt-teljesítmény összefügg a névleges kontraszttal, amelyet 28 kV-os csőfeszítésre, és molibdén anód-szűrő alkalmazásával számíthatunk, ahogy azt a 6. függelékben tárgyaljuk. A névleges kontraszt függ a vastagságtól és anyagtól, amiből a gyártók a fantomot készítik, de független a felvételhez ténylegesen használt spektrumtól, ami megegyezik a klinikailag alkalmazottal. A szóródás hatásával nem számol. Az átlagos névleges küszöbkontraszt értékét össze kell hasonlítani az alábbi határértékekkel.

CR rendszereknél: A felvétel feldolgozásakor ne alkalmazzunk utólagos feldolgozást; a CR-feldolgozást, amennyire csak lehet, ki kell iktatni (lásd 7. függelék). Ha a foszforlemezek különbségei megfelelnek a 2b.2.2.4 pontban leírt határértékeknek, akkor nem szükséges a küszöbkontraszt-láthatósága méréséhez ugyanazt a lemezt használnunk.

Határérték:

Lásd a táblázatban

Részlet átmérője	Küszöbkontraszt		Elérhető érték	
	Elfogadható érték		Kontraszt, 28 kV Mo/Mo spektrum	Arany-egyenérték ¹¹
[mm]	[%]	Arany-egyenérték ¹⁸	[μm]	[%]
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

* Ez az átmérő opcionális

Gyakoriság:

Évente.

Felszerelés:

Kontraszt-részlet fantom.

A küszöbkontraszt követelményeit, amit a fenti táblázatban adtunk meg, úgy választottuk meg, hogy biztosítsuk, hogy a digitális mammográfok legalább ugyanolyan jól teljesítsenek, mint a film-fóliás rendszerek (Young, 2004). Olyan mérések alapján határoztuk meg az értékeket, amelyeket Nijmegen CDMAM kontraszt-részlet fantom 3.4-es kiadásával végeztünk (lásd 2b.1.4 fejezet). Ezek a határértékek úgy lettek kialakítva, hogy kellően rugalmasan alkalmazhatóak legyenek más rendszerű vizsgálóábrákkal is. A fenti értékek egy sima görbe mentén helyezkednek el és interpolálhatóak más részletátmérőkre. Várhatóan újabb vizsgálóábra lesz kifejlesztve, amely leegyszerűsíti a fenti paraméterek összehasonlító rutin mérését.

¹⁷ A jövőben a PMMA vastagság megváltozhat 45 mm „szabvány vastagság”-ra, a részletek (vizsgálóábrák) asztaltól mért 40-45 mm magasságú pozíciójában. Ez azzal járhat, hogy a határértékek némi finomítást igényelnek majd.

¹⁸ CDMAM fantom, 4 cm PMMA-val, lásd 6. függelék.

Az EUREF honlapján (www.euref.org) megtalálhatóak a CDMAM felvételek és pontszámok, amelyek referenciaként alkalmazhatóak.

2b.2.4.2 Modulációs átviteli függvény (MTF) és a zaj teljesítményspektruma (NPS) [opcionális]

Készítsünk felvételt egy MTF vizsgálóeszközzel. Határozzuk meg a detektor MTF értékét a megfelelő szoftverrel. Készítsünk felvételt egy NPS fantomról vagy a szabvány vizsgálótestről. Határozzuk meg a detektor NPS értékét a megfelelő szoftverrel. Az NPS és MTF mérés eredményeit hasonlítsuk össze az átviteli vizsgálat eredményeivel, mint referenciákkal. A mérést megismételhetjük, ha kételkedünk a detektor minőségét illetően.

Határérték:	Az átviteli vizsgálat eredményei szolgálnak referenciaként.
Gyakoriság:	Átviteli vizsgálat alkalmával, és amikor a képminőség romlik.
Felszerelés:	MTF vizsgálóeszköz, szoftver az MTF számításához, NPS fantom [szabvány vizsgálótest], szoftver az NPS számításához.

2b.2.4.3 Expozíciós idő

A hosszú expozíciós idők miatt a felvételen mozgásból fakadó életlenség keletkezhet. Az expozíciós időt az az időtartam határozza meg, amely alatt elsődleges röntgensugarak érik a felvételezett tárgy összes részeit. Az expozíciós időt mérhetjük egyes csőfeszültség- és dózismérő műszertípusokkal. Egyébként expozíciós időmérőt kell használnunk. A rutinexpozíció időtartamát meg kell mérni az összes klinikailag alkalmazott AEC üzemmódban, szabványos PMMA vastagságnál. A réses letapogató rendszereknél ugyancsak meg kell mérni a teljes letapogatási időt.

Megjegyzés: A legtöbb rendszerrel az expozíciós idő ugrásszerűen megnőhet az emlő vastagságával és összetételétől függően. A film-fólia kombinációtól és a klinikailag alkalmazott spektrumtól függően 0,2 és 3 másodperc közötti lehet ez a tartomány. Néhány réses letapogató rendszerrel ugyanakkor a letapogatási idő és az expozíciós idő nagyjából állandó, függetlenül az emlő vastagságától és összetételétől. Köszönhetően a kialakításuknak, ezek a rendszerek nem feltétlenül tudják teljesíteni a szabvány emlővastagságnál megkövetelt 2 másodperces határértéket. Ideálisan az expozíciós időnek bizonyos határértékek alatt kell maradniuk nagyon vastag és sűrű emlők esetén is, így a szabvány vastagságnál alkalmazott határérték nem feltétlenül jó minden emlő esetén a mozgásból fakadó életlenség kiküszöbölésére. Mivel ez a legrosszabb esetre jutó határérték még nincs megállapítva, fenntartjuk a 2 másodperces korlátot szabvány emlőnél, kivéve azokat a réses letapogató rendszereket, ahol a letapogatási idő csupán kismértékben eltérő a különböző vastagságoknál és összetételeknél. Ezeknél a rendszereknél a klinikai eredmények fogják megmutatni, hogy a mozgásból fakadó életlenség nem jelent problémát.

Határérték:	Expozíciós idő: elfogadható: $< 2 \text{ s}^{19}$; elérhető: $< 1,5 \text{ s}$; letapogatási idő: az átviteli vizsgálat eredményei szolgálnak referenciaként, jellemző érték: 5 – 8 s.
Gyakoriság:	Évente.
Felszerelés:	Expozíciós időmérő, szabvány vizsgálótest.

2b.2.4.4 Geometriai torzítás és műtermékek kiértékelése

Értékeljük ki a geometriai torzítást különböző távolságok mérésével (digitális távolságmérővel) egy fantomról készült felvételen, amelyen egyenes vonalak futnak (pl. CDMAM, Toronto geometriai torzítás-fantom). Dróthálóról készítsünk felvételt (pl. mammográfiás film-fólia kontaktus vizsgáló eszköz) általános AEC beállításokkal. CR rendszereknél: olvassuk ki a foszforlemezről. A felvétel feldolgozásakor a további feldolgozást, amennyire csak lehet, ki kell iktatni (lásd 7. függelék). Utófeldolgozást egyáltalán ne használjunk. Értékeljük a rácsmintát a kész felvételen.

A különböző digitális rendszereknél különböző műtermékek keletkezhetnek. Vizsgáljuk az összes felvételt, hogy tartalmazzanak-e műterméket.

Határérték:	Nem lehetnek zavaró műtermékek és zavaró torzítás.
Gyakoriság:	Hathavonta.
Felszerelés:	Vizsgálóeszköz vízszintes és függőleges, derékszögű és átlós vonalakkal, drótháló.

2b.2.4.5 Szellemkép / képtörlesztés alapossága

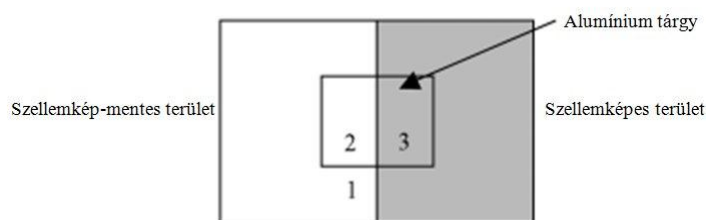
A szellemkép egy előző kép maradványa az aktuális felvételen. Ennek vizsgálata során egy mesterséges szellemképet készítünk 0,1 mm Al-mal, klinikai beállítások mellett.

Kézi üzemmódban szabvány vizsgálótestről, klinikai beállításokkal felvételt készítünk. A blokkot úgy pozicionáljuk, hogy a detektor felét lefedje, míg a másik felét nem fedheti. A második felvételhez (klinikai beállításokkal) a szabvány vizsgálótestet fedje le a teljes detektorfelületet és az alumínium tárgyat helyezzük a szabvány vizsgálótest közepére (lásd 2.2 ábra). A két felvételezés között körül-belül 1 perc teljen el.

Ismételjük meg a szellemkép-vizsgálatot néhányszor a vizsgálat során.

¹⁹ Néhány réses letapogató rendszerrel, lásd a korábbi megjegyzést.

CR rendszereknél: A felvétel feldolgozásakor a további CR-feldolgozást, amennyire csak lehet, ki kell iktatni (lásd 7. függelék).



2.2 ábra: Szellemképesedés/a képtörlés alaposságának vizsgálata

Mérjük meg az átlagos pixelértéket (PV) a ROI-ban (területe: 4 cm²) a képen látható területeken (a második felvételen) és számítsuk ki a „szellemkép-tényező”-t.

$$\text{Szellemkép - tényező} = \frac{\text{átlagos pixelérték (3-as terület)} - \text{átlagos pixelérték (2-es terület)}}{\text{átlagos pixelérték (1-es terület)} - \text{átlagos pixelérték (2-es terület)}}$$

Ha a rendszer nem felel meg a határértéknek, akkor javasolt a felvétel homogenitásának ellenőrzése. Ha jelentős az anódsarok jelenség hatása, akkor az 1-es, 2-es és 3-as területeket a mellkasfallal párhuzamosan kell megválasztani.

Ha a szellemkép vizsgálatát végezzük utoljára, akkor javasolt utána több felvétel készítése homogén PMMA testről, amely lefedi a detektor teljes felületét, hogy elkerüljük a lehetséges szellemképek megjelenését.

Határérték:

A „szellemkép-tényező” < 0,3 (ideiglenes).

Gyakoriság:

Évente.

Felszerelés:

Szabvány vizsgálótest, 0,1 mm vastagságú alumínium lemez (pl. a HVL méréséhez használt szűrők).

2b.3 Képfeldolgozás

A protokoll jelen változata a képfeldolgozással nem foglalkozik. A gyártóknak kell meghatározni általánosan, hogy milyen képfeldolgozást alkalmaznak. Javasolt a képfeldolgozást klinikailag ellenőrizni régebbi és újabb mammogramok összehasonlításával (például: 50 mammogramból álló sorozat), tapasztalt kiértékelő személyzet segítségével. Külön figyelmet kell fordítani a mikrokalcifikációk és a kényes struktúrák megjelenítésére.

2b.4 Felvételek megjelenítése

Az ezen fejezetben taglalt vizsgálatot az AAPM 18. munkacsoportjának (American Association of Physicists in Medicine, Task Group 18 - Orvostudományok Amerikai Szövetsége) eredményei alapján állítottuk össze. Az ezen fejezetben bemutatott TG18 vizsgálóábrákat a gyártótól függetlenül be kell szerezni, letölthetők a TG18 honlapjáról (2k verziókat érdemes használni, amint azok elérhetőek): <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>. Néhány mammográf megjelenítő rendszerét módosított vizsgálóábrákkal kell tesztelni, ezek elérhetőek lesznek az EUREF honlapján.

Néhány általános megjegyzés:

- A vizsgálóábrákat teljes felbontás mellett kell megjeleníteni (éppen egy megjelenített pixel feleljen meg a digitális felvétel egy pixelének) vagy teljes méretben nyomtatni, a felvételek kontrasztját és fényességét nem szabad módosítani.
- Ezen fejezet vizsgálatainál figyelembe kell venni, hogy milyen célú a megjelenítő alkalmazása (elsődleges (diagnosztikai) vagy másodlagos megjelenítő eszköz), mert a határértékek többnyire eltérők.
- Ezen fejezet néhány mérési pontját csak katódsugárcsőes (CRT) vagy csak folyadékkristályos (LCD) megjelenítőkön lehet elvégezni.
- A nyomtatott felvételek értékeléséhez engedélyezett nagyító alkalmazása.
- A monitorokat a klinikai gyakorlatnak megfelelően kell vizsgálni (pl. harmadik monitor bekapcsolva, a filmnézők bekapcsolva és filmekkel fedve).

2b.4.1 Monitorok

2b.4.1.1 Környezeti megvilágítás

A legtöbb minőségvizsgálat, amit ebben a fejezetben leírnunk, nagyban érzékeny a környezeti megvilágításra, ezért az összes vizsgálatot a klinikai körülményeknek megfelelően kell végezni (a fényviszonyoknak, a filmnézőknek és egyéb megjelenítő eszközöknek olyan állapotban kell lenniük, mint egyébként klinikai körülmények között). A környezeti megvilágítást meg kell mérni a megjelenítő közepén, a fényérzékelőt kifelé fordítva, a megjelenítőt kikapcsolva.

Határérték:

A környezeti megvilágításnak kevesebb, mint 10 luxnak kell lennie az elsődleges megjelenítőkön. [A maximális környezeti megvilágítás függ a monitor fényvisszaverési karakterisztikájától és a monitor minimális fényerejétől is, de az egyszerűség kedvéért itt ezt figyelmen kívül hagyjuk.]

Gyakoriság:

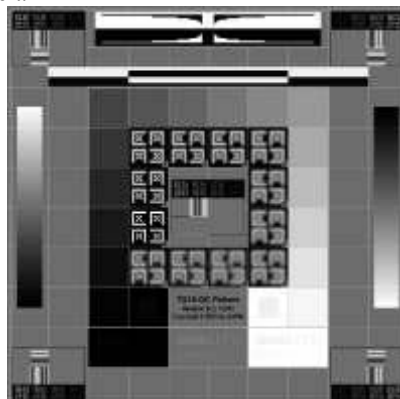
Hathavonta. (Minden alkalommal, amikor a rendszert használjuk, meg kell győződni róla, hogy azonosak a fényviszonyok.)

Felszerelés:

Megvilágításmérő műszer.

2b.4.1.2 Geometriai torzítás (CRT megjelenítők)

Szemrevételezéssel ellenőrizzük, hogy a TG18-QC kép (4.1 ábra) geometriai torzítás nélkül jelenik meg. Ellenőrizzük a vizsgálóábra vonalaival és széleivel.



4.1 ábra: TG18-QC vizsgálóábra

Határérték:

A széleknek teljes mértékben láthatónak kell lenniük, a vonalaknak egyenesnek, az aktív megjelenítő területnek pedig a képernyő közepén kell elhelyezkednie.

Gyakoriság:

Naponta.

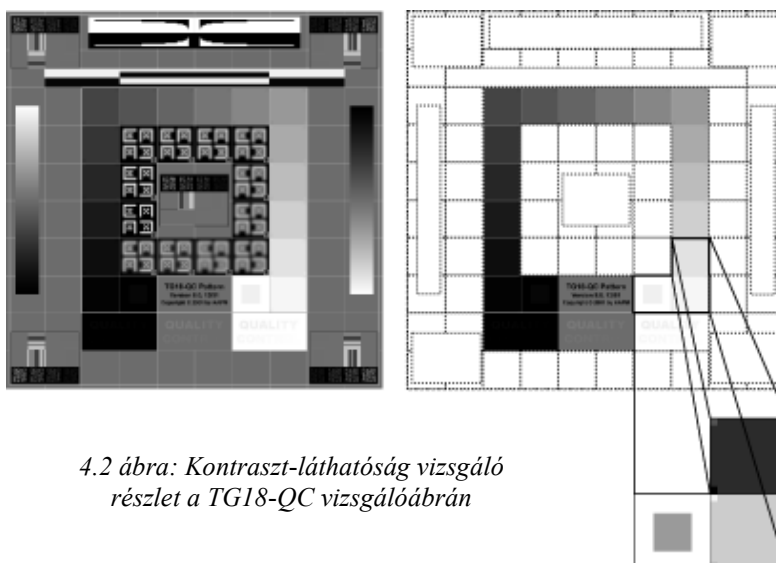
Felszerelés:

TG18-QC vizsgálóábra.

2b.4.1.3 Kontraszt-láthatóság

A TG18-QC vizsgálóábra több olyan elemet tartalmaz, amelyekkel a megjelenítő kontraszt-láthatósága vizsgálható. A tizenhat fényfolt, amelyek a kép középpontjától megközelítőleg azonos távolságra helyezkednek el, sarkaikban- magához a foltokhoz viszonyítva - egyenlően alacsony kontrasztlépcsőfokú négyzeteket tartalmaznak (4.2 ábra). Az a két folt, amely alul látható, minimális és maximális pixelértékekkel, a vizsgálóábra megnevezése körül tartalmaz egy-egy középső négyzetet 5 % és 95 %-os szürkescála pixelértékekkel, értelemszerűen. Az előbb említett foltok alatti három téglalapban „QUALITY CONTROL” (minőségellenőrzés) szöveg látható a háttérhez képest csökkenő kontraszttal. A betűk látható részét le kell jegyezni és ellenőrizni a láthatóságot átvételi vizsgálatkor, hogy nyomon lehessen követni a kontraszt-romlását. Ha a kontraszt-láthatóság nem megfelelő, akkor segíthet a szoba fényének tompítása. Ugyanakkor, ha így teszünk, akkor a fényeket a klinikai gyakorlatban is tompítani kell. A TG18-QC vizsgálóábra megjelenítése függ még a pixelértékek elhelyezkedésétől a fénysűrűség függvényében. Ezért, ha ez a vizsgálat nem hoz jó eredményt, akkor a 2b.4.1.6 és a 2b.4.1.7 pontok szerinti vizsgálatot is el kell végezni.

Megjegyzés: Nem szabad elfeledni, hogy az LCD kijelzők fénysűrűsége függ a megtekintés szögétől. Ha nagy szögben vizsgáljuk a monitort, akkor a kontraszt-láthatóság nem feltétlenül felel meg a határértékeknek.



4.2 ábra: Kontraszt-láthatóság vizsgáló részlet a TG18-QC vizsgálóábrán

Határérték:

Minden négyzet sarkában lévő foltok jól láthatónak kell lennie, valamint az 5 %-os és 95 %-os pixelértékű foltoknak is.

Gyakoriság:

Naponta.

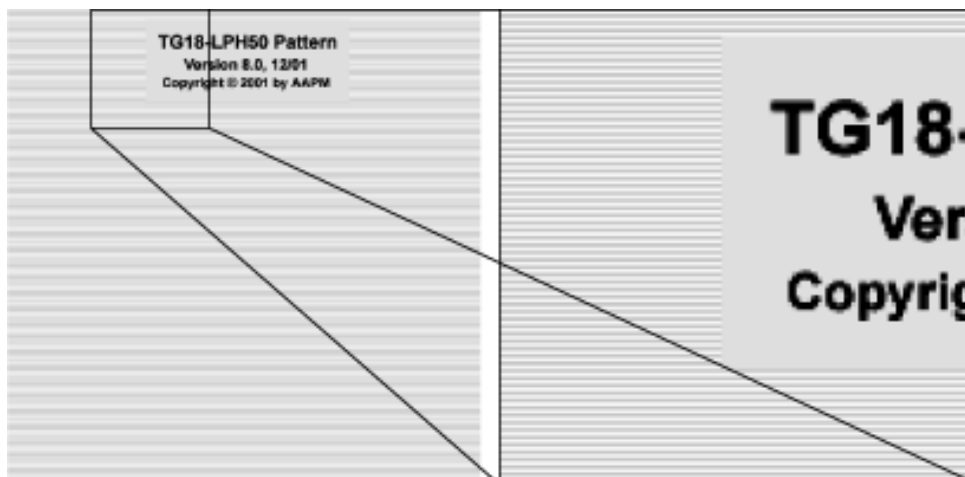
Felszerelés:

TG18-QC vizsgálóábra.

2b.4.1.4 Felbontás

Értékeljük a vízszintes és függőleges vonalmintákat, hogy ellenőrizzük a megjelenítő felbontását szemrevételezéssel.

Az AAPM 18-as munkacsoportja 6 vonalpárfelbontás-vizsgáló ábrát készített, különböző háttér-fénysűrűséggel. (Vízszintes vonalpárfelbontás-vizsgáló ábrák: TG18-LPH10, -LPH50 és -LPH89; Függőleges vonalpárfelbontás-vizsgáló ábrák: TG18-LPV10, -LPV50 és LPV89.)



4.3 ábra: A TG18-LPH50 vizsgálóábra nagyított változata

Határérték:	Minden vonalmintázatnak jól elkülöníthetőnek kell lennie.
Gyakoriság:	Hathavonta.
Felszerelés:	2kx2k TG18-LPH10, TG18-LPH50, TG18-LPH89, TG18-LPV10, TG18-LPV50, TG18-LPV89 vizsgálóábrák.

2b.4.1.5 Műtermékek megjelenése

A TG18-QC vizsgálóábra tartalmaz olyan elemeket is, amelyeket a műtermékek megjelenítésének vizsgálatára használhatunk. A felvételt alaposan meg kell vizsgálni, hogy tartalmaz-e hibás pixeleket (csak LCD-k), a fekete-fehér és fehér-fekete átmenetes sávok lépcsőit (ez jelzi, ha nem megfelelő a bitmélység), és a műtermékeket a fekete-fehér és fehér-fekete átmenetnél (videokártyák). Figyeljünk továbbá arra is, hogy látható-e időbeli instabilitás (villódzás) és térbeli instabilitás (jitter - remegés).

Határérték:	Zavaró műtermékek ne legyenek láthatóak.
Gyakoriság:	Naponta.
Felszerelés:	2kx2k TG18-QC vizsgálóábra.

2b.4.1.6 Fénysűrűség-tartomány

A megjelenítő eszköz maximális és minimális fénysűrűségét mérjük. Használjuk a TG18-LN12-01 és a TG18-LN12-18-as vizsgálóábrákat.

A megjelenítő fénysűrűsége maximumának és minimumának aránya, környezeti megvilágítás mellett megmutatja a monitor fénysűrűség-kontraszt megjelenítési képességének tartományait (az aktuális környezeti megvilágítás mellett). Mindkét fénysűrűséget teleszkópos fénysűrűségmérővel kell mérni, hogy a környezeti fény hatását is figyelembe vehessük.

Az arányt növelhetjük, a környezeti megvilágítás csökkentésével vagy a megjelenítő beállításával. A DICOM GSDF megfelelés (2b.4.1.7 fejezet) biztosítja, hogy a rendelkezésre álló kontraszt eloszlása megfelelő és előírt módon oszlik el a monitor szűrkeskálájának teljes tartományán.

Megjegyzés: Nem szabad elfeledni, hogy az LCD kijelzők fénysűrűsége függ a megtekintés szögétől. Ha nagy szögben vizsgáljuk a monitort, akkor a kontraszt-láthatóság nem feltétlenül felel meg a határértékeknek.

Határérték:	A maximális és minimális fénysűrűség aránya legalább 250 legyen az elsődleges, illetve 100 a másodlagos megjelenítő eszközön. Ugyanazon munkahelyhez tartozó megjelenítők között a fénysűrűség maximumának eltérése legfeljebb a legalacsonyabb érték 5 %-a lehet.
Gyakoriság:	Hathavonta, és ha a kontraszt-láthatóság megváltozik.
Felszerelés:	Teleszkópos fénysűrűségmérő műszer, vizsgálóábrák TG18-LN12-01 és TG18-LN12-18.

2b.4.1.7 Szűrkeskála megjelenítő képesség

Annak érdekében, hogy a mammogram a különböző kiértékelő állomásokon és a nyomtatott filmekken hasonlóan jelenjen meg, a szűrkeskála értékeinek a megjelenítő fénysűrűségével vagy az optikai denzitással szigorú összefüggésben kell lenniük. A mérés során meghatározzuk, hogy a megjelenítő megfelel-e a DICOM GSDF-nek (szabványos szűrkeskála megjelenítési képesség).

A szűrkeskála megjelenítési képesség (GDF) meghatározható a fénysűrűség mérésével a 18 AAPM fénysűrűség-vizsgáló ábrán (TG18-LN12-01-től TG18-LN12-18-ig). A vizsgálóábrákat teljes képernyőn kell megjeleníteni és a fénysűrűséget a megjelenítő közepén kell mérni. A GDF alakja függ a helyiség környezeti megvilágításától. Ezért a helyiség fényforrásainak, filmnézőinek és egyéb megjelenítőinek ugyanakkora fénysűrűséggel kell működniük, mint ahogy a rendszert klinikailag is használják. A teleszkópos fénysűrűségmérő műszert úgy állítsuk be, hogy a környezeti megvilágítás hatását is figyelembe vegye.

A mért értékeket táblázatban rögzíthetjük (az EUREF honlapján elérhető: www.euref.org), hogy automatikusan meghatározhassuk a GDF megfelelését.

A mérést követően a környezeti megvilágítás mértékét nem szabad növelni, egyébként akkor a kontrasztválaszt újra le kell mérni!

Megjegyzés: Ez a mérés csak az elsődleges és másodlagos megjelenítőkre vonatkozik. A képalkotó munkahely monitorjának ellenőrzését nem foglalja magába. A mammográfiás helyiségben szükséges környezeti megvilágításnak köszönhetően, az a monitor nem felel meg az elsődleges és másodlagos megjelenítők határértékeinek. Ezért ezt a monitort csak a pozicionálás ellenőrzésére használhatjuk és nem diagnosztizálásra vagy a képminőség ellenőrzésére.

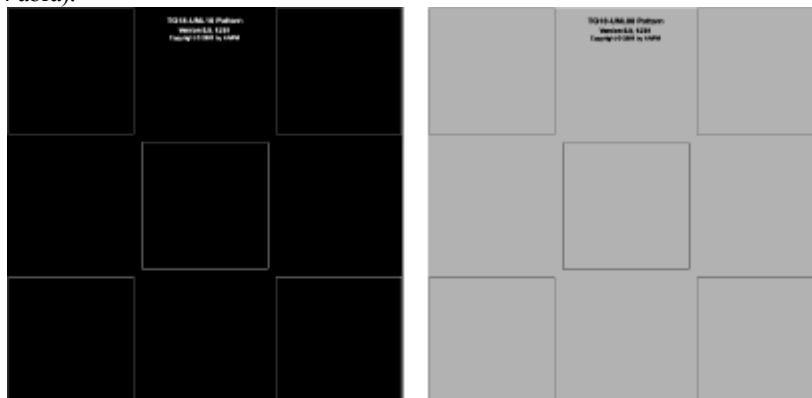
Ismert tény, hogy néhány megjelenítő rendszer nem felel meg a DICOM szabványos szűrkeskála megjelenítési előírásoknak. A gyártókat sürgetjük, hogy igyekezzenek ennek megfelelni.

Megjegyzés: Nem szabad elfeledni, hogy az LCD kijelzők fénysűrűsége függ a megtekintés szögétől. Ha nagy szögben vizsgáljuk a monitort, akkor a megjelenítő nem feltétlenül felel meg a GSDF-nek.

Határérték:	A számított kontrasztválasznak $\pm 10\%$ -on belül egybe kell esnie a GSDF kontrasztválaszával, az elsődleges megjelenítőn. A másodlagos megjelenítőn ugyanez $\pm 20\%$.
Gyakoriság:	Hathavonta, és ha a kontraszt-láthatóság megváltozik.
Felszerelés:	Teleszkópos fénysűrűségmérő műszer, vizsgálóábrák TG18-LN12-01-től a TG18-LN12-18-ig.

2b.4.1.8 Fénysűrűség homogenitása

Amikor ellenőrizzük, hogy a megjelenítő eszközünk megfelel-e a DICOM-nak, a monitor közepén mérve, az még nem jelenti egyértelműen, hogy a kontraszt-láthatóság a monitor minden pontján optimális. Lehet a monitor különböző pontjain mérni a GDF-et, de sokkal kézenfekvőbb, ha a megjelenítő homogenitását ellenőrizzük. Mérjük meg a megjelenítő fénysűrűségét 5 ponton az egyes monitorokon. A TG18-UNL10 és a TG18-UNL80 vizsgálóábrákat alkalmazhatjuk (4.4 ábra).



4.4 ábra: A TG18-UNL10 és a TG18-UNL80 vizsgálóábrák

Határérték:	A fénysűrűség maximális eltéréseinek egy megjelenítő eszközön 30 %-nál kisebbnek kell lennie, CRT és LCD megjelenítőkön $((L_{max}-L_{min})/L_{center} < 0,3)$.
Gyakoriság:	Hathavonta, és ha a kontraszt-láthatóság megváltozik.
Felszerelés:	Fénysűrűségmérő műszer (a teleszkópos fénysűrűségmérő műszert tölcserrel vagy ellenzővel kell felszerelni ehhez a méréshez), TG18-UNL10 és TG18-UNL80 vizsgálóábrák.

2b.4.2 Nyomtatók

2b.4.2.1 Geometriai torzítás

Nyomtatassuk ki a TG18-QC vizsgálóábrát (4.1 ábra) és ellenőrizzük szemrevételezéssel, hogy a nyomtatott felvételen nincs-e geometriai torzítás. Csak a felvétel egyeneseit és széleit vizsgáljuk.

Határérték:	A széleknek jól láthatónak kell lenniük, a vonalaknak pedig egyenesnek.
Gyakoriság:	Naponta.
Felszerelés:	TG18-QC vizsgálóábra.

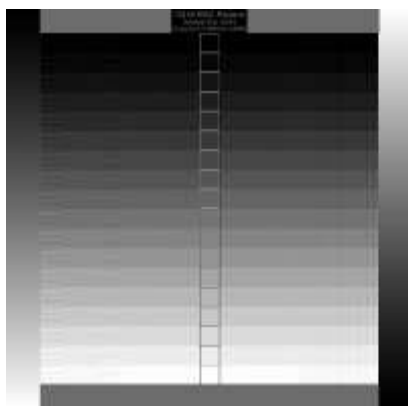
2b.4.2.2 Kontraszt-láthatóság

Nyomtatassuk ki a TG18-QC vizsgálóábrát (lásd 4.1 ábra). Ellenőrizzük több elem láthatóságát, hogy értékelhessük a kontraszt-láthatóságot (lásd 4.2 ábra). Győződjünk meg róla, hogy a filmnéző, amellyel vizsgálunk, ellenőrzött eszköz és elégséges a fénysűrűsége.

Ha a kontraszt-láthatóság nem megfelelő, akkor segíthet diafragmák alkalmazása (ha klinikailag is használják) vagy a helyiség fényének tompítása. Azonban ha így teszünk, akkor a megjelenítő rendszer klinikai alkalmazásakor is tompítani kell a fényeket. A TG18-QC vizsgálóábra megjelenése azon is múlik, hogy a pixelértékek mennyire felelnek meg a denzitásnak. Ezért, ha ez a vizsgálat rossz eredményt hoz, a 2b.4.2.5 és a 2b.4.2.6 fejezetek vizsgálatát is el kell végezni.

Határérték:	Az összes sarokba eső foltnak láthatónak kell lennie, a pixelérték 5 %-át és 95 %-át reprezentáló négyzeteknek jól láthatónak kell lenniük.
Gyakoriság:	Naponta.
Felszerelés:	TG18-QC vizsgálóábra.

2b.4.2.3 Felbontás



4.5 ábra: A TG18-PQC vizsgálóábra

Értékeljük a vízszintes és függőleges vonalmintákat a nyomtatott felvételen a felbontás vizsgálatához. Ehhez használhatjuk a TG18-PQC vizsgálóábra függőleges és vízszintes finomrészlet vonalmintáit (4.5 ábra).

Határérték: Minden vonalmintázatnak jól el kell különülnie²⁰.

Gyakoriság: Átvételi vizsgálat alkalmával, és ha csökken a felbontás.

Felszerelés: TG18-PQC vizsgálóábra.

2b.4.2.4 Nyomtatási műtermékek

Nyomtassuk ki a TG18-QC, -PQC, -UN80 és -UN10 vizsgálóábrákat. Ellenőrizzük, hogy a felvételeken vannak-e nyomtatási műtermékek, például sávosság és csíkosság, megjelennek-e foltok (pick-off – az emulzió sérülése filmekben).

Határérték: Zavaró műtermékek nem lehetnek láthatóak.

Gyakoriság: Naponta.

Felszerelés: TG18-QC, TG18-PQC, TG18-UN10 és TG18-UN80 vizsgálóábrák.

2b.4.2.5 Optikai denzitás tartománya (opcionális)

Nyomtassuk ki a TG18-QC vizsgálóábrát. Mérjük meg a $D_{\min}$ és $D_{\max}$ értékét ezen az ábrán.

Határérték: $D_{\min} < 0,25 \text{ OD}$, $D_{\max} > 3,40 \text{ OD}$ ²¹ (ideiglenes)

Gyakoriság: Hathavonta.

Felszerelés: Denzitométer, TG18-QC vizsgálóábra.

2b.4.2.6 Szűrkeskála megjelenítő képesség

Ahhoz, hogy a mammogram a különböző kiértékelő állomásokon és a nyomtatott filmekben hasonlóan jelenjen meg, a szűrkeskála értékeinek a megjelenítő fénysűrűségével vagy az optikai denzitással szigorú összefüggésben kell lenniük. A mérés során meghatározzuk, hogy a megjelenítő megfelel-e a DICOM GSDF-nek (szabványos szűrkeskála megjelenítési képesség).

A szűrkeskála megjelenítő képesség (GDF) meghatározható a TG18-PQC vizsgálóábra kinyomtatásával és a jelölt 18 sáv optikai denzitásának mérésével. A GDF-et a fénysűrűség és az optikai denzitás összefüggése határozza meg. A fénysűrűség és az optikai denzitás közötti összefüggés a nyomtatott felvétel alapján:

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

ahol: L_a a fénysűrűségnek a környezeti megvilágítás filmről történő visszaverődése miatti hányada, és L_0 a filmnéző fénysűrűsége, film nélkül.

A nyomtatott mammogramok megtekinthetők több filmnézőn, eltérő körülmények között. Nem kívánatos, hogy minden filmnézőnél megismételjük a mérést. Feltételezve, hogy az összes filmnéző, amin felvételeket értékelnek ki, megfelel a határértékeknek, definiálunk egy általános filmnézőt. Ennek az általános filmnézőnek az L_a értéke 1 cd/m^2 és L_0 értéke 4000 cd/m^2 .

A mért értékeket felvihetjük egy táblázatba (amely rendelkezésre áll az EUREF honlapján: www.euref.org), hogy automatikusan meghatározzuk a GSDF megfelelést.

Határérték: A számított kontrasztválasznak $\pm 10 \%$ -on belül kell esnie a GSDF kontrasztválasszal.

Gyakoriság: Hathavonta, és ha a kontraszt-láthatóság megváltozik.

Felszerelés: Denzitométer, TG18-PQC vizsgálóábra.

2b.4.2.7 Denzitás homogenitása

Nyomtassuk ki a TG18-UNL10 és a TG18-UNL80 vizsgálóábrákat. Mérjük meg az optikai denzitás értékét az öt jelölt helyen.

Határérték: Az optikai denzitás értékének a maximális eltérése 10% -nál kisebbnek kell lennie $((D_{\max} - D_{\min}) / D_{\text{center}} < 0,1)$.

Gyakoriság: Hathavonta, és ha a kontraszt-láthatóság megváltozik.

Felszerelés: Denzitométer, TG18-UNL10 és TG18-UNL80 vizsgálóábrák.

²⁰ Átapolódási (aliasing) problémák adódhatnak a nyomtató pixelmérete és a vizsgálóábra pixelmérete közötti különbségből.

²¹ További kutatás tárgyát képezi, hogy kiderüljön, hogy a $D_{\min}$ és $D_{\max}$ határértékek megfelelőek-e.

2b.4.3 Filmnézők

Ha a mammogramokat nyomtatott felvételeken értékelik, akkor ellenőrizzük a filmnézőket az „Európai protokoll a mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzéséhez” harmadik kiadásában leírt módszerrel és határértékekkel.

2b.5 CAD szoftver

A protokoll egy későbbi verziójában foglalkozunk ezzel.

2b.6 Hivatkozások és irodalomjegyzék

2b.6.1 Hivatkozások

ACRIN Dmist	ACRIN Dmist trial results, personal communication with G. Mawdsley and A. Bloomquist.
Addendum, 2003	R. van Engen, K. Young, H. Bosmans, M. Thijssen: Addendum on digital mammography to chapter 3 of the: European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, version 1.0, November 2003.
Beckers, 2003	Results of technical quality control in the Dutch breast cancer screening programme (2001-2002), S.W. Beckers et al., Nijmegen 2003.
Dance, 2000	D.R. Dance et al., Additional factors for the estimation of mean glandular dose using the UK mammography protocol, Phys.Med.Biol., 2000, Vol. 45, 3225-3240.
European Guidelines, 2001	N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, S. Törnberg (ed.): European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, third edition, European Communities, 2001.
NEMA	NEMA, Digital Imaging and Communications in Medicine, http://medical.nema.org .
NHSBSP, 2000	Performance of mammographic equipment in the UK breast cancer screening programme in 1998/99, 2000 (NHSBSP report no 45).
NHSBSP, 2003	Review of radiation risk in breast screening, 2003 (NHSBSP report no 54).
Leitz, 2001	Leitz et al., Patientdoser från röntgenundersökningar i Sverige, Statens strålskyddsinstitut 2001.
Pedersen, 2000	K. Pedersen et al., Mammografiscreening, teknisk kvalitetskontroll – resultater og evaluering etter fire års prøveprosjekt., Statens strålevern 2000.
Samei, 2001	E. Samei, J.A. Seibert, C.E. Willis, M.J. Flynn, E. Mah, K.L. Junck: Performance evaluation of computed radiography systems. 2001: Med. Phys 28(3): 361-371.
Samei, 2004	E. Samei, A. Badano, D. Chakraborty, K. Compton, C. Cornelius, K. Corrigan, M.J. Flynn, B. Hemminger, N. Hangiandreou, J. Johnson, M. Moxley, W. Pavlicek, H. Roehrig, L. Rutz, J. Shepard, R. Uzenoff, J. Wang, C. Willis, Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems. Draft Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, Version 10.0, August 2004.
Siewerdsen, 1999	J. H. Siewerdsen, D. A. Jaffray, A ghost story: Spatio-temporal response characteristics of an indirect-detection flat-panel imager, 1999: Med. Phys. 26 (8), 1624-1641.
Young, 2004	K.C. Young, B. Johnson, H. Bosmans, R.E. van Engen, Development of minimum standards for image quality and dose in digital mammography (to be published in IWDM 2004 proceedings).

2b.6.2 Irodalomjegyzék

1. European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, third edition, European Communities, 2001.
2. Quality Control Procedures for Full-field Digital Mammography, 2002: ACRIN # 6652, Digital Mammography Imaging Screening Trial, rev. 2.06, April 2002.
3. Meetprotocol Digitale mammografie: Acceptatietest van Screeningseenheden voor Bevolkingsonderzoek op Borstkanker, versie 2002, National Expert and Training Centre for Breast Cancer Screening, University Medical Centre Nijmegen.
4. Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en mammographie numérique. A. Noel, J. Stinès (red.). J. Radiol 2003; 84: 723-9.
5. European protocol on dosimetry in mammography, European Communities, 1996.
6. IPSM: Commissioning and routine testing of mammography X-ray systems – second edition, The Institute of Physical Sciences in Medicine, York, 1994 (report no. 59/2).
7. Guidelines on quality assurance visits, NHSBSP, Second edition October 2000 (NHSBSP Publication No 40).
8. Addendum on digital mammography to chapter 3 of the: European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, version 1.0, November 2003.
9. Assessment of display performance for medical imaging systems, pre-final draft (version 8.1), AAPM, Task Group 18, E. Samei (chairman) et al. 2002: AAPM TG 18.

11. Performance of mammographic equipment in the UK breast cancer screening programme in 1998/99, 2000 (NHSBSP report no 45).
12. Review of radiation risk in breast screening, 2003 (NHSBSP report no 54).
13. Results of technical quality control in the Dutch breast cancer screening programme (2001-2002), S.W. Beckers et al., Nijmegen 2003.
14. Patientdoser från röntgenundersökningar i Sverige, W. Leitz et al. Statens strålskyddsinstitut 2001.
15. Mammografiscreening, teknisk kvalitetskontroll – resultater og evaluering etter fire årsprøveprosjekt, K. Pedersen et al., Statens strålevern 2000.

Publikációk

1. E. Samei, J.A. Seibert, C.E. Willis, M.J. Flynn, E. Mah, K.L. Junck: Performance evaluation of computed radiography systems. 2001: Med. Phys 28(3): 361-371.
2. C. Kimme-Smith, C. Lewis, M. Beifuss, L.W. Bassett: Establishing minimum performance standards, calibration intervals and optimal exposure values for a whole breast digital mammography unit. 1998: Med. Phys. 25 (12): December .
3. H. Fujita, D.Tsai, T. Itoh, K. Doi, J. Morishita, K. Ueda, A. Ohtsuka: A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. 1992: IEEE Transactions on Medical Imaging 11(1): 34-39.
4. E. Samei, M.J. Flynn, D.A. Reimann: A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. 1998: Med. Phys. 25(1): 102-113.
5. A. Noël, J. Stines: Contrôle de qualité: du conventionnel au numérique. 2002: J. Le Sein 12(1-2): 17-21.
6. K.G. Lisk: SMPTE test pattern for certification of medical diagnostic display devices 1984: Proc. of SPIE 486: 79-82.
7. W.Huda, A.M. Sajewicz, K.M. Ogden, E.M. Scalzetti, D.R. Dance: How good is the ACR accreditation phantom for assessing image quality in digital mammography. 2002: Acad. Radiol. 9: 764-772.
8. J.T. Dobbins: Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra and noise equivalent quanta of digital imaging systems Med. Phys. 22: 171-181.
9. J.P. Moy, B. Bosset: How does real offset and gain corrections affect the DQE in images from X-ray Flat detectors. 1999: proc. of SPIE 3659.
10. C.K. Ly: Softcopy Display Quality Assurance Program at Texas Children's Hospital. 2002: Journal Of Digital Imaging, online publication: March.
11. D.R. Dance et al., Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose, Phys.Med.Biol., 1990, Vol. 35, 1211-1219.
12. D.R. Dance et al., Additional factors for the estimation of mean glandular dose using the UK mammography protocol, Phys.Med.Biol., 2000, Vol. 45, 3225-3240.
13. Z.F. Lu et al., Monthly monitoring program on Dryview™ laser imager: One year experience on five Imation units, Med. Phys. 26 (9), 1817-1821.
14. H. Jung et al., Assessment of flat panel LCD primary class display performance based on AAPM TG18 acceptance protocol, Med. Phys. 31 (7), 2155-2164.
15. J. H. Siewerdsen, D. A. Jaffray, A ghost story: Spatio-temporal response characteristics of an indirect-detection flat-panel imager Med. Phys. 26 (8), 1624-1641.
16. Development of minimum standards for image quality and dose in digital mammography, K.C. Young, B. Johnson, H. Bosmans, R.E. van Engen (to be published in IWDM 2004 proceedings).
17. M. Thijssen, W. Veldkamp, R. van Engen, M. Swinkels, N. Karssemeijer, J. Hendriks, Comparison of the detectability of small details in a film-screen and a digital mammography system by the imaging of a new CDMAM phantom, in M.J. Yaffe (ed). Digital mammography IWDM 2000, Medical Physics Publishing 2001, 666-672.
18. AK. Carton, Development and application of methods for the assessment of image quality and detector performance in digital mammography. PhD thesis at the KU Leuven, July 2004.

Egyéb jelentések

1. Samei E, Badano A, Chakraborty D, Compton K, Cornelius C, Corrigan K, Flynn MJ, Hemminger B, Hangiandreou N, Johnson J, Moxley M, Pavlicek W, Roehrig H, Rutz L, Shepard J, Uzenoff R, Wang J, and Willis C. Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems. Draft Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, Version 10.0, August 2004. 2004: AAPM TG 18
2. Mammography – recent technical developments and their clinical potential, B. Hemdal et al. 2002: Statens strålskyddsinstitut, Swedish Radiation Protection Authority.
3. Quality Assurance, meeting the challenge in the Digital Medical Enterprise, B.I. Reiner, E.L. Siegel, J.A. Carrino (ed.). 2002: Society for Computer Applications in Radiology.
4. Qualitätssicherung an Bildwiedergabegeräten, ed. D. Richter. 2002: ZVEI-Fachverband Elektromedizinische Technik.

5. DIN 6868-13:2003-02 Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 13: Konstanzprüfung bei Projektionsradiographie mit digitalen Bildempfänger-Systemen.
6. DIN V 6868-58:2001-01 Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 58: Abnahmeprüfung an medizinischen Röntgeneinrichtungen der Projektionsradiographie mit digitalen Bildempfängersystemen.
7. International Electrotechnical Commission (IEC), Geneva, Switzerland: Evaluation and routine testing in medical imaging departments, part 3-2: Acceptance tests – Imaging performance of mammographic X-ray equipment. 2004: IEC 61223-3-2 Ed. 2.
8. Handbook of Medical Imaging vol 1, J. Beutel, H.L. Kundel, R.L. Van Metter 2000: SPIE Press.
9. Breast dose surveys in the NHSBSP, software and instruction manual, K.C. Young., NHS Cancer Screening Programmes, 2001 (NHSBSP report no 01/10).
10. IPEM report 78 Catalogue of diagnostic X-ray spectra & other data, K. Cranley et al., 1997.

Internet

1. EUREF website: www.euref.org
2. AAPM Task group 18 (test patterns monitor QC): <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>
3. DICOM standard: <http://medical.nema.org>

2b.1 Táblázat: a minőségellenőrzés gyakorisága

Ez a protokoll még kidolgozás alatt áll és folyamatosan javítjuk, ahogy újabb tapasztalatokat szerzünk a digitális mammográfiában és új típusú digitális mammográfiás felszerelést fejlesztenek. Ezért a minőségellenőrzés gyakorisága a jövőben változhat. A javított kiadásokat az EUREF honlapján (www.euref.org) tesszük közzé. Ajánlott, hogy a felhasználók ellenőrizzék a honlapot a rendszeres frissítésekért, a digitális mammográfiás eszközök ellenőrzése előtt.

2b.1.1 táblázat: A minőségellenőrzés gyakorisága

2b.2	Képkalkotás	Átvételi vizsgálat és szükség esetén	Évente	Hathavonta	Hetente	Naponta
2b.2.1	Röntgensugárzás előállítás					
2b.2.1	Röntgen-sugárforrás					
2b.2.1.1	Fókuszpont mérete	X				
2b.2.1.2	Forrás-kép távolság	X		Ha változtatható		
2b.2.1.1.3	Sugármező / képmező egybeesése	X	X			
2b.2.1.4	Szivárgó sugárzás	X				
2b.2.1.1.5	Sugárzás-kibocsátás	X		X		
2b.2.1.2	Csőfeszültség és sugárminőség					
2b.2.1.2.1	Csőfeszültség	X		X		
2b.2.1.2.2	Felezőérték	X	X			
2b.2.1.3	AEC rendszer					
2b.2.1.3.1	Expozíciós lépésköz	X		X		
2b.2.1.3.2	Biztonsági időkapcsoló és retesz	X	X			
2b.2.1.3.3	Rövid távú reprodukálhatóság	X		X		
2b.2.1.3.4	Hosszútávú reprodukálhatóság	X			X	
2b.2.1.3.5	Tárgyvastagság- és csőfeszültség-kompenzáció	X		X		
2b.2.1.4	Kompresszió	X	X			
2b.2.1.5	Szórtsugárzás-szűrő rács					
2b.2.1.5.1	Rácstényező (Bucky-faktor) (ha van rács)	X				
2b.2.1.5.2	Rácsfelvétel	O	O			
2b.2.2	Képdetektor					
2b.2.2.1	Képdetektor válasza					
2b.2.2.1.1	Válaszfüggvény	X		X		
2b.2.2.1.2	Zaj kiértékelése	X		X		
2b.2.2.2	Mellkasfali oldalon hiányzó szövet	X				
2b.2.2.3	Képdetektor homogenitása és stabilitása					
2b.2.2.3.1	Képdetektor homogenitása	X			X	
2b.2.2.3.2	Detektorelemek hibája	X		X		

2b.1.1 táblázat folytatás						
Mérési pont		Átvételi vizsgálat és szükség esetén	Évente	Hathavonta	Hetente	Naponta
2b.2.2.3.3	Nem korrigált hibás detektorelemek (DR)	X			X	
2b.2.2.4	Kazetták eltérő érzékenysége (CR)	X	X			
2b.2.2.5	Érzékenység egyéb sugárforrásokra (CR)	X				
2b.2.2.6	Látens képek elhalványodása (CR)	X				
2b.2.3	Dozimetria	X		X		
2b.2.4	Képmínőség					
2b.2.4.1	Küszöbkontraszt-láthatóság	X	X			
2b.2.4.2	MTF és NPS	O				
2b.2.4.3	Expozíciós idő	X	X			
2b.2.4.4	Geometriai torzítás és műtermékek kiértékelése	X		X		
2b.2.4.5	Szellemkép / képtörlés alapossága	X	X			
2b.4 Felvételek megjelenítése						
2b.4.1	Monitorok					
2b.4.1.1	Környezeti megvilágítás	X		X		
2b.4.1.2	Geometriai torzítás (CRT)	X				X
2b.4.1.3	Kontraszt-láthatóság	X				X
2b.4.1.4	Felbontás	X		X		
2b.4.1.5	Műtermékek megjelenése	X				X
2b.4.1.6	Fénysűrűség tartomány	X		X		
2b.4.1.7	DICOM szabványos szűrkeskála megjelenítési képesség	X		X		
2b.4.1.8	Fénysűrűség homogenitása	X		X		
2b.4.2	Nyomtatók					
2b.4.2.1	Geometriai torzítás	X				X
2b.4.2.2	Kontraszt-láthatóság	X				X
2b.4.2.3	Felbontás	X				
2b.4.2.4	Nyomtatási műtermékek	X				X
2b.4.2.5	Optikai denzitás tartománya	O		O		
2b.4.2.6	DICOM GSDF	X		X		
2b.4.2.7	Denzitás homogenitása	X		X		
2b.4.3	Filmnézők	X	X			

O: Opcionális vizsgálat; X: Kötelező vizsgálat

2b.2 táblázat: Határértékek

2b.2 Képpalkotás	Jellemző érték	Határérték elfogadható	Határérték elérhető	Mértékegység
2b.2.1 Röntgensugárzás előállítása				
Röntgensugárforrás				
Lásd az Európai irányelvek A részének 4.1 táblázatát				
Csőfeszültség				
Lásd az Európai irányelvek A részének 4.1 táblázatát				
AEC				
- expozíciós lépésköz beállítása	5-15 %			mGy v. mAs
- időzár és biztonsági retesz	-	megfelelő működés		
- rövidtávú reprodukálhatóság	-	< ± 5 %	< ± 2 %	mGy
- hosszútávú reprodukálhatóság	-			
- SNR eltérése	-	< ± 10 %		mGy
- dózis eltérése	-	< ± 10 %		mGy
- tárgyvastagság és csőfeszültség kompenzáció				
- CNR, PMMA vastagságonként				
2,0 cm	-	> 115 %		
3,0 cm	-	> 110 %		
4,0 cm	-	> 105 %		
4,5 cm	-	> 103 %		
5,0 cm	-	> 100 %		
6,0 cm	-	> 95 %		
7,0 cm	-	> 90 %		
Kompresszió				
Lásd az Európai irányelvek A részének 4.1 táblázatát				
Szórtsugárzás-szűrő rács				
Lásd az Európai irányelvek A részének 4.1 táblázatát				
2b.2.2 Képdetektor	Jellemző érték	Határérték elfogadható	Határérték elérhető	Mértékegység
Válaszfüggvény				
- linearitás	-	$R^2 > 0,99$	-	-
- zaj kiértékelése	-	-	-	-
Mellkasfali oldalon nem leképezett szövet	-	≤ 5	-	mm
Detektor homogenitása				
- átlagos pixelérték eltérése (felvételen)	-	< ± 15 %	-	-
- SNR eltérése (felvételen)	-	< ± 15 %	-	-
- átlagos SNR eltérése (felvételek között)	-	< ± 15 %	-	-
- dózis eltérése (felvételek között)	-	< ± 10 %	-	mGy
Detektorelemek hibája				
- hibás detektorelemek száma	-	még nincs meghatározva	még nincs meghatározva	-
- hibás detektorelemek elhelyezkedése	-	még nincs meghatározva	még nincs meghatározva	-
Korrigálatlan detektorelemek				
- korrigálatlan detektorelemek száma	-	még nincs meghatározva	még nincs meghatározva	-
- korrigálatlan detektorelemek elhelyezkedése	-	még nincs meghatározva	még nincs meghatározva	-
Kazetták eltérő érzékenysége (CR)				
- SNR eltérése	-	< ± 15 %	-	-
- dózis eltérése	-	< ± 10 %	-	-
Érzékenység más sugárforrásokra	-	az érme nem látható	-	-
Látens kép elhalványodása	-	-	-	-

2b.2.3 Dozimetria	Jellemző érték	Határérték		Mérték-egység
		elfogadható	elérhető	
- mirigydózis PMMA vastagságanként				
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
2b.2.4 Képmínőség	Jellemző érték	Határérték		Mérték-egység
		elfogadható	elérhető	
küszöbkontraszt-láthatóság				
- részletátmérő:				
5,0 mm (opcionális)	-	< 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 %	-
MTF és NPS				
- MTF (opcionális)	-	-	-	-
- NPS (opcionális)	-	-	-	-
Expozíciós idő	-	< 2,0	< 1,5	s
Letapogatási idő	5-től 8-ig			s
Geometriai torzítás és műtermék értékelés				
- geometriai torzítás	-	nem lehet torzítás	-	-
- műtermék értékelés	-	nem lehetnek zavaró műtermékek	-	-
Szellemkép-tényező	-	0,3	-	-
2b.4 Felvétel megjelenítése	Jellemző érték	Határérték		Mérték-egység
		elfogadható	elérhető	
2b.4.1 Monitorok				
- környezeti megvilágítás	-	< 10		lux
- geometriai torzítás	-	egyenes vonalak		-
- kontraszt-láthatóság	-	láthatóak a foltok		-
- felbontás	-	elkülöníthető vonalmintázat nincsenek		-
- műtermék megjelenése	-	zavaró műtermékek		-
- fénysűrűség tartomány	-			-
* maximális/minimális fénysűrűség aránya	-	250	-	-
* bal és jobb monitor fényerejének különbsége	-	5 %	-	-
- DICOM szabványos szűrkeskála megjelenítési képesség	-	± 10 % GSDF	-	-
- fénysűrűség homogenitása	-			-
* fénysűrűség eltérése (CRT)	-	30 %	-	-
2b.4.2 Nyomtatók	Jellemző érték	Határérték		Mérték-egység
		elfogadható	elérhető	
- geometriai torzítás	-	A vonalak egyenesek a négyzetek és a sarkokban	-	
- kontraszt-láthatóság	-	lévő foltok láthatóak	-	

2b.4.2 Nyomtatók	Jellemző érték	Határérték		Mértékegység
		elfogadható	elérhető	
- felbontás	-	vonalmintázat jól látható nincsenek zavaró műtermékek	-	OD
- nyomtatási műtermékek	-	D _{min} < 0,25 ¹ , D _{max} > 3,4 ¹	-	
- optikai denzitás tartománya (opcionális)	-	± 10 % GSDF	-	
- DICOM szabványos szűrkeskála megjelenítési képesség	-	< 10 %	-	
- denzitás homogenitása	-			
* az optikai denzitás eltérése	-			

2b.4.3 Filmnézők

Lásd az Európai irányelvek A részének 4.1 táblázatát

¹ Becsült határértékek

Függelékek

1. Függelék: Mechanikai és villamos biztonsági ellenőrzések

Bevezetés

A helyi szabályozásnak megfelelően kell elvégezni az alapvető mechanikai és villamos biztonsági ellenőrzéseket. Ha ilyen szabályozás nincs, akkor ez a függelék ad egy példát erre, az Egyesült Királyságban alkalmazottak alapján.

Mechanikai funkciók és biztonság ellenőrzése

A berendezés alábbi jellemzőit kell ellenőrizni:

- Minden mechanikus mozgató legyen szabad, és történjen simán. Bármely rész mozgásához, a szükséges erő ne legyen nagyobb, mint 30 N.
- Minden villamos/mechanikus féknek megfelelően kell működnie.
- Minden, a lineáris mozgást / elforgást mutató eszköznek, skálának, valamint a fókusz-film távolságnak (ha állítható) tisztán láthatónak (értékelhetőnek) kell lennie.
- Minden sugárhatároló eszköznek megfelelően jeleznie kell az adott mezőméretet, a hozzátartozó fókusz-film távolságnál.
- Az U-kar motorral végzett függőleges mozgásának akkor is lehetségesnek kell lennie, ha a páciens rátámaszkodik a tartószerkezetre (komprimálás nélkül).
- Az U-kar függőleges mozgását és forgatását ne lehessen végrehajtani komprimálás alatt.
- Minden lábkapcsolónak helyesen kell működnie.
- Minden tartozéknak helyesen kell illeszkednie és zárszerkezetüknek, rögzítésüknek biztosnak kell lennie.
- Az AEC detektor legyen mozgatható az előre meghatározott helyekre.
- A bucky szerkezetnek biztosan kell tartania a kazettát, anélkül, hogy lehetővé tenné annak kicsúszását (az U-kar bármely pozíciójában), ugyanakkor a kazettának könnyen kivehetőnek és beilleszthetőnek kell lennie.
- A biztonsági kapcsolónak, ami tiltja az exponálást a kazetta hibás behelyezésekor, megfelelően kell működnie.
- A fényező-kijelzésnek megfelelően kell lennie.
- A kompressziós eszköznek simán kell mozognia.
- A kompressziós lemez automatikus felengedésének megfelelően kell működnie az expozíciókat követően. Az ezen automata funkciót tiltó beállításnak ugyancsak helyesen kell működnie.
- A kompressziós lemez vészfelengedésének megfelelően kell működnie.
- A kompressziós- és az emlőtartó lemezeknek simának és repedésektől mentesnek kell lenniük, nem lehetnek éles széleik és felületük, amely a páciens sérülését okozhatná.
- A sugárvédelmi üvegfal éleinek jól láthatónak kell lenniük, hogy a kezelő tisztában legyen a védett hely határaival.
- A mobil kiviteli sugárvédelmi eszközöket minden áthelyezés alkalmával a sugárvédelemnek megfelelően kell beállítani.

Jelölések és címkék

Az alábbiakat megfelelően kell jelölni vagy jelezni:

- A fókuszpont mérete és elhelyezkedése.
- Az állandó szűrés, kiegészítő szűrés és a teljes szűrés mértékét (általában mm alumínium-egyenértékben) kell megadni, a változtatható vagy eltávolítható szűréssel együtt.
- Az AEC érzékelők elhelyezkedése.
- Az összes kezelőszerv funkciója.

Sugárvédelem

A következő ellenőrzések kapcsolatosak a röntgenberendezés biztonságos működésével:

- A tápvonali leválasztó transzformátornak elérhetőnek kell lennie a normál vezérlő pozícióból.
- A vezérlőpulton látható jelzésnek kell lennie, hogy tápfeszültség alatt van a berendezés.
- A látható expozíciójelzőnek megfelelően kell működnie.
- A teljes szűrésnek legalább 0,5 mm Al vagy 0,03 mm Mo egyenértéknek kell lennie.
- Ha a kiegészítő szűrők eltávolíthatók vagy cserélhetők, akkor egy retesznek kell megakadályoznia az exponálást, amennyiben a szűrők egyáltalán nincsenek vagy hibásan vannak behelyezve.
- Ha a sugárhatároló eszköz eltávolítható, akkor egy retesznek kell megakadályoznia az exponálást, amíg az nincs megfelelően a helyére illesztve.
- Az expozíciónak meg kell szakadnia, amennyiben az expozícióvezérlőt az exponálás vége előtt felengedjük.
- Az expozícióvezérlőnek úgy kell elhelyezkednie, hogy a kezelő személy a védett helyen tartózkodhasson az expozíció időtartama alatt.
- Az expozícióvezérlőnek olyan kialakításúnak kell lennie, hogy ne legyen lehetséges akaratlan besugárzás.

- Az expozícióvezérlőnek olyan kialakításúnak kell lennie, hogy a további exponálást megakadályozza, míg a vezérlőgombot fel nem engedjük.

Sugárvédelmi ablak

Sugárvédelmi célokat szolgáló ablakot kell biztosítani a felvételezéshez, amelynek ólomegyenértéke 50 kV-on legalább 0,1 mm-nek felel meg és biztosítja a kezelő jó rálátását a páciensre és vizont. A sugárvédelmi ablak ólomegyenértékét jelezni kell (az üveg és a panel felületén is, ha lehet), adott csőfeszültségen. Ha az ólomegyenértéket nem jelölik az ablakon és a kísérő dokumentáció sem adja ezt meg, akkor méréssel kell azt megállapítani.

Felvételező helyiség

- A felvételező helyiség összes bejáratát figyelmeztető fényjelzővel kell ellátni. Ezeknek jelezniük kell, ha felvételezést végeznek a helyiségben, vagy azt éppen előkészítik.
- A helyiség árnyékolását ellenőrizni kell, akár szemrevételezéssel, a helyi szabályozásnak megfelelően a tervezés fázisában, vagy a sugáráteresztés mérésével, a telepítés során vagy azt megelőzően.

2. Függelék: Filmparaméterek

A filmgörbe jellemezhető néhány paraméterrel. Ezek közül a legfontosabb a kontraszt, az érzékenység és az alapfátyol mértéke. Különböző módszerek léteznek ezek kiszámítására. A létező szabványok annyira különbözőek, hogy a következő módszert javasoljuk, amely a holland protokollból származik, amelynek alapja az ANSI (1983) szabvány.

A nagyon magas kontraszt gondot jelenthet, mivel a vele együtt járó dinamika-tartomány csökken és sűrű emlőszövet viszonylag alacsony film denzitással történő felvételezését okozhatja, így a film teljesítménye viszonylag alacsony lesz. Bizonyos mértékig ezt kompenzálhatjuk azzal, hogy magasabb átlagos film-denitást választunk, de még egy alacsonyabb filmkontraszttal is jobb lokális felvételeket készíthetünk sűrű emlőállományról. Megfordítva, egy alacsony általános filmkontraszt hibásan feldolgozott filmet jelezhet és így a finom részletek elkerülhetik a radiológus figyelmét.

A kutatások azt mutatják, hogy a film-gradiens, amelyet fényszennitometriával mérünk, jól korrelál azzal a film-gradienssel, amit röntgenszenzitometriával mérünk állandó kV és anód-szűrő kombináció mellett. Nem szabad elfelednünk, hogy a filmemulzió másként reagálhat a szenzitométer által kibocsátott fényre, mint a felvételezéshez használt fólia által kibocsátott filmre.

D_{max}

Az a maximális optikai denzitás, amely az exponált filmmel elérhető, azaz a legmagasabb kontrasztlépcső.

D_{min}

Alapfátyol; Az az optikai denzitás, amelyet egy nem exponált film feldolgozása után mérhetünk azon. A minimális optikai denzitás csak exponátlan film fixálása után látható. A járulékos fátyolt az (exponátlan) emulzió előhívása okozza.

MGrad

Átlagos gradiens; egy paraméter, mely leírja a filmkontrasztot a diagnosztikai tartományban. Az MGrad értéke meghatározható annak az egyenesnek az emelkedéséből, amely a $D_1 = (D_{\min} + 0,25)$ OD és $D_2 = (D_{\min} + 2,00)$ OD pontokon halad keresztül. Mivel a filmgörbét véges számú pont határozza meg, ezért D_1 és D_2 értékeket interpolációval kell meghatározni. A lineáris interpoláció elégséges pontossággal alkalmazható.

Grad_{1,2}

Közepes gradiens; egy paraméter, mely leírja a filmkontrasztot a diagnosztikai tartományban. A Grad_{1,2} értékét a $D_1 = (D_{\min} + 1,00)$ OD és $D_2 = (D_{\min} + 2,00)$ OD pontokon áthaladó egyenes meredeksége adja. Mivel a filmgörbét véges számú pont határozza meg, ezért D_1 és D_2 értékeket interpolációval kell meghatározni. A lineáris interpoláció elégséges pontossággal alkalmazható.

Grad_{gland}

A mirigyes szövetállomány gradiensét is megadhatjuk lehetőségként. Ez a gradiens a mirigyes 0,8 és 1,2 OD denzitások között. Ezt a gradienst alkalmazzuk a Grad_{fat}-tel együtt.

Grad_{fat}

A zsírszövet gradiensét is meghatározhatjuk alternatívaként, 2,0 és 2,4 OD között. Ezt a gradienst a Grad_{gland}-del együtt alkalmazzuk.

Érzékenység (speed)

Érzékenység; egy film emulziójának közvetlen kapcsolata a dózissal. Az érzékenységet az x-tengelyen mérjük, $1,00 + D_{\min}$ optikai denzitásnál, amelyet „érzékenységi pont”-nak is nevezünk. Minél magasabb az érzékenység értéke, annál kisebb dózis szükséges a megfelelő optikai denzitás eléréséhez. Mivel a filmgörbét véges számú pont határozza meg, ezért az érzékenység értékét interpolációval kell meghatározni. A lineáris interpoláció elégséges pontossággal alkalmazható. Mivel ezek a paraméterek a karakterisztika görbéből származnak, interpoláció segítségével, ezért nem igazán praktikusak, ha nem áll rendelkezésre számítógép. Ennél egyszerűbb eljárás, ha a lentebb leírt paramétereket használjuk, amelyek bizonyos szenzitometriás lépcsők denzitásának mérése alapján készültek.

Érzékenységi index

Az érzékenységi pont az 1,0 OD denzitáshoz tartozó lépcsőfok száma, levonva a küszöb és fátýol értékeit. Általában ez a denzitása egy szenzitometriás lépcső 11. lépcsőfokának.

Kontraszt index 1

Az érzékenységi ponthoz legközelebb eső lépcsőfok denzitása (1,0 OD, levonva az alapfátýol értékét) és a 0,6 log E (4-es) faktorról magasabb fényexpozícióhoz tartozó denzitás lépcsők eltérése (általában 4 lépcsőfok) (ACR).

Kontraszt index 2

Az érzékenységi ponthoz legközelebb eső lépcsőfok denzitása és a 2,0 OD-hoz tartozóhoz legközelebb eső denzitás lépcsők eltérése, levonva az alapfátýol értékét (IPSM, lásd az irodalomjegyzéket).

3. Függelék: Módszer, hogy megkülönböztessük a kidolgozás és a besugárzás változásából adódó különbségeket, a filmgörbe korrekciójával

A film optikai denzitása röntgen expozícióból és a filmkidolgozásból adódik. A filmet leginkább az a fény feketíti, amely az erősítőfóliából származik. A fólia fénykibocsátása arányos a beeső röntgenfotonok számával. Az elsődleges röntgenfotonok legfeljebb 5%-kal járulnak hozzá a feketedéshez. Az exponált terület optikai denzitását az előhívási folyamat határozza meg.

Ha egy adott film optikai denzitását megmérjük, az annak megfeleltethető expozíció ismeretlen. Ugyanakkor a filmgörbe (fényszenzitométerrel mérve) leír egy kapcsolatot a fényexpozíció és az optikai denzitás között. Bármely mért optikai denzitás átváltható a filmgörbe egy relatív log (fény-expozíció) vagy $\log(I')$ interpolációja segítségével. Ez a $\log(I')$ érték egy relatív érték és nagyban függ az alkalmazott szenzitométertől. Ennek ellenére hasznos érték, amely szoros összefüggésben van az alkalmazott sugárdózissal, ezért alkalmas egy tetszőleges röntgen-kontrasztlépcső sugárgyengítési együtthatójának meghatározásához.

Jegyezzük meg, hogy az újabb filmek, melyek más érzékenyítést és szemcsésítést alkalmaznak, egyes esetekben különbözőséget mutatnak a fény és a röntgensugarak által okozott gradiensekben.

Ha azonos körülmények között készített felvételek optikai denzitását megmérjük, akkor ezek az optikai denzitások egy tartományban fognak szétterülni. Ez lehet az expozíciók különbségének vagy az előhívási körülmények változásának a következménye. A relatív $\log(I')$ görbe kiszámításával képesek vagyunk megkülönböztetni az előhívó és a röntgenső hibáit.

A röntgenkontraszt közelítése

A röntgenkontraszt meghatározásához korrigáljuk egy AI kontrasztlépcső leolvasott OD értékeit az előhívási körülményekkel, átváltva az optikai denzitást egy fiktív „expozíció”-ra, $\log(I')$ -re, a filmgörbének megfelelően. Ezután a kontrasztlépcső fokainak grafikonját felrajzolhatjuk az „expozíció” függvényében, ennek eredményeként egy majdnem egyenes vonalat kapunk. Ennek a vonalnak a meredekségével jellemezhető a röntgenkontraszt.

4. Függelék: A film-fóliás mammográfia jellemző spektruma PMMA lemezvastagságoként

A röntgenspektrum megváltoztatása egyaránt befolyásolja a mirigydózist és a képminőséget. A spektrum megválasztását arra kell alapozni, hogy a két hatásra optimalizált legyen. Általában a röntgenspektrumnak keményebbnek kell lennie, amikor a (szimulált) emlővastagság növekszik. Az alábbi táblázatban néhány jellegzetes spektrumot foglaltunk össze, melyet a mammográfiában használnak és nem csökken velük a kontraszt értéke 10%-nál többel, egy Mo-Mo 28kV paraméterekkel készült felvételhez képest. Az eredményeket jellemző értékeként kell kezelni, nem határértékeként. Ha újabban bevezetett nagy kontrasztú filmeket használunk (mint a Kodak EV film), akkor a táblázatban foglalt értékek adaptációt igényelhetnek.

A4.1: Jellemző spektrum PMMA vastagságoként

PMMA vastagsága (cm)	Spektrum			
	Mo-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

5. Függelék: Módszer az átlagos mirigydózis meghatározására

A5.1 PMMA-val szimulált tipikus emlők dózisa

Az átlagos emlők dózisának tartománya meghatározható PMMA blokkok, mint emlőszimuláló anyagok segítségével. Ez a módszer a sugárgyengítés egyenlőségére alapoz a különböző PMMA lemezek és a tipikus emlők között [Dance et al, 2000], ahogy az az A5.1 és A5.2 táblázatokban szerepel. Meg kell jegyezni, hogy mivel a PMMA alapvetően sűrűbb az emlőszövetnél, bármely automatikus kV, anód- vagy szűrőválasztás eltérhet a valódi emlőkhöz választottól. Ezt korrigálhatjuk azzal, hogy polisztrén tömböket helyezünk térkitöltőként a PMMA-k közé, hogy az azonos vastagságú emlő vastagságát elérjük. Azon rendszerek esetén, amelyek az expozíciós tényezőket előzetesen, a sugárgyengítés alapján határozzák meg, mint a GE 2000D, ez nem szükséges. Egy tipikus emlőre, amelynek vastagsága és összetétele a vizsgált PMMA vastagságával egyenértékű, az átlagos mirigydózisa (D) az alábbi képlettel számítható:

$$D = K g c s \quad (A5.1)$$

ahol K a belépőoldali levegőkerma (visszaszórás nélkül), a PMMA felső felszínén. A g tényező megfelel az 50%-os mirigyességnek, és Dance et al 2000-ből átvett számított értékeken alapul, ezt az A5.1 táblázat foglalja össze egy sor HVL értékre. A c tényező korrigál a tipikus emlők eltérésére az 50%-os mirigyességtől [Dance et al, 2000], és itt adjuk meg tipikus emlőkre 50 és 64 éves kor között, az A5.2 táblázatban. Jegyezzük meg, hogy a c és g tényezők inkább a tipikus emlők vastagságának felelnek meg, mint a felhasznált PMMA vastagságoknak. Ahol szükséges, ott interpoláció segítségével határozhatjuk meg a HVL különböző értékeit. A HVL jellemző értékeit a különböző spektrumokra az A5.3 táblázat foglalja össze. Az s tényező, amit az A5.4 táblázatban foglalunk össze, korrigál az eltérő röntgenspektrumokból fakadó különbségekre [Dance et al, 2000].

A dózist úgy kell meghatározni, hogy az általános klinikai expozíciós tényezőket választjuk ki, ideértve az automatikus kV és anód-szűrő kombináció választását is.

A5.2 Klinikai emlődózisok

Lehetséges az is, hogy mérjük az átlagos mirigydózist több emlővizsgálat adataiból az egyes mammográfiás rendszereken. Hogy ezt megtegyük, az emlővastagságot komprimálás során meg kell, hogy mérjük, az alkalmazott csőfeszültséget, áram-idő szorzatot pedig fel kell jegyezni.

Az alkalmazott csőfeszültség és anód-szűrő kombináció ismeretében ez a csőáram-idő szorzat használható az átlagos mirigydózis becsléséhez:

$$D = K g c s \quad (A5.2)$$

ahol K a belépőoldali, számított levegőkerma (visszaszórás nélkül) az emlő felső részén. A g tényező megfelel 50%-os mirigyességnek, az A5.5 táblázat foglalja össze [Dance et al, 2000]. A c korrekciós tényező korrigál mindegyik emlőösszetételre, amely eltér az 50%-os mirigyességtől. A tipikus emlőkre vonatkozó c-tényezők 50 és 64, valamint 40 és 49 éves kor között az A5.6 és A5.7 táblázatokban kerültek összefoglalásra.

Az s tényező korrigál azokra az eltérésekre, amelyek a korábban már említett röntgenspektrum megválasztásából fakadnak. A komprimált emlő vastagságának mérése e célból radiográfus feladata, úgy, hogy leolvassa a komprimált vastagságot, amely a röntgenberendezésen megjelenik. A megjelenített vastagság kijelzésének pontosságát úgy kell meghatározni, hogy ismert erővel (pl. 100 N) ismert vastagságú, merev anyagot komprimálunk. Szükséges lehet korrekciós tényezőket bevezetni, ha a megjelenített értékek hibásak. ± 2 mm-es pontosságot igényelnek a mérések. Ilyen dózisszámítást elvégző szoftver már publikálásra került az Egyesült Királyság Emlőrákszűrő programjának keretein belül (Young, 2001).

A5.1 táblázat: g tényezők a PMMA lemezekkel szimulált emlővastagságokra

PMMA vastagsága (mm)	Emlővastagság- egyenérték (mm)	g-tényezők (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	0,214	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	0,117	0,133	0,149

A5.2 táblázat: c tényezők a PMMA lemezekkel szimulált emlővastagságokra

PMMA vastagsága (mm)	Emlővastagság- egyenérték (mm)	Ekvivalens emlő mirigyessége	c-tényezők						
			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

A5.3 táblázat: Tipikus HVL értékek a különböző csőfeszültségekre és anód-szűrő kombinációkra. (A HVL mérési eredmények úgy értendők, hogy magukba foglalják egy PMMA kompressziós lemez sugárgyengítését is*.)

kV	Mo + 30 µm Mo	Mo + 25 µm Rh	Rh + 25 µm Rh	W + 50 µm Rh	W + 0,45 µm Al ²²
25	0,33 ± 0,2	0,40 ± 0,2	0,38 ± 0,2	0,52 ± 0,3	0,31 ± 0,3
28	0,36 ± 0,2	0,42 ± 0,2	0,43 ± 0,2	0,54 ± 0,3	0,37 ± 0,3
31	0,39 ± 0,2	0,44 ± 0,2	0,48 ± 0,2	0,56 ± 0,3	0,42 ± 0,3
34		0,47 ± 0,2		0,59 ± 0,3	0,47 ± 0,3
37		0,50 ± 0,2			0,51 ± 0,3

* Néhány kompressziós lemez Lexanból készül, az ilyen típusú kompressziós lemezek HVL értékei 0,01 mm Al egyenértéknyivel alacsonyabbak azoknál, melyek a táblázatban szerepelnek.

A5.4 táblázat: s-tényezők a klinikailag alkalmazott spektrumhoz [Dance et al, 2000]

Spektrum	s-tényező
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042
W/Al	1,05*

* Ez az érték nem adott Dance et al cikkében. A táblázat adata egy becslés, ami más spektrumok s-tényezőin alapul.

²² Részben az adatok alapjául szolgál: Bengt Hemdal, Lars Herrnsdorf, Ingvar Andersson, Gert Bengtsson, Boel Heddsen és Magnus Olsson, Átlagos mirigy dózis a rutin mammográfiás szűrésben Sectra MicroDose mammográfiával, MDM, poszter: Medicinska Riksstämman, Göteborg, Svédország 2004.

A5.5 táblázat: g-tényezők (mGy/mGy) a 2-11 cm-es emlővastagságokra és a 0,3-0,60 mm Al HVL tartományokra. A 2-8 cm-es emlővastagságokra vonatkozó g-tényezők Dance (1990) adatain alapulnak, a 9-11 cm-es emlővastagságok pedig Dance et al (2000) alapján kerültek a táblázatba.

Emlő vastagsága (cm)	g-tényezők (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

A5.6 táblázat: c-tényezők az 50-64 éves korú nők esetén átlagos emlőre. [Dance et al, 2000]

Emlő vastagsága (cm)	c-tényezők						
	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

A5.7 táblázat: c-tényezők a 40-49 éves korú nők esetén átlagos emlőre. [Dance et al, 2000]

Emlő vastagsága (cm)	c-tényezők						
	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

6. Függelék: A kontraszt-részlet ábra kontrasztjának számítási módja

A 2b.2.4.1 fejezetben foglalt minimális és elérhető értékek függenek az adott részlet névleges kontrasztértékének számítási módjától. Annak érdekében, hogy lehetővé tegyünk különböző fantomok alkalmazását, a szabványt sugárkontrasztra specifikáljuk egy tipikus spektrum mellett, 28 kV csőfeszültséggel molibdén anód és 30 μm molibdén szűrő kombinációjával. (A spektrumot az IPEM 78-as jelentése alapján határoztuk meg). A lemezek kontrasztját és a küszöb határértékeit CDMAM fantommal határoztuk meg, 2 cm vastag PMMA lemezzel a fantom alatt és fölött. A CDMAM fantom magába foglal egy alumínium alapot, amely kb. 1 cm PMMA-nak felel meg. Ugyanakkor az Európai irányelvek 3. kiadásában 4,5 cm PMMA-t határoztak meg szabványos PMMA vastagságként. Ennek köszönhetően a későbbi küszöbkontraszt-láthatóság vizsgálatok esetén lehetséges, hogy 4,5 cm PMMA ekvivalenciát adnak meg feltételként. A CDMAM fantom alkalmazásához számított megfelelő kontrasztot 4 cm PMMA-val, míg az aranyból készült részletekhez 4,5 cm PMMA-val határoztuk meg. A számítás egyik esetben sem veszi figyelembe a szóródás hatását.

A6.1 táblázat: Számított sugárkontraszt különböző aranyvastagságokra és szabvány kontraszt-részlet vizsgálóábra esetén

Arany vastagsága (μm)	Sugárkontraszt (%) aranylemezkekre, 4,5 cm PMMA-n	Sugárkontraszt (%) CDMAM 4 cm PMMA-val
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

7. Függelék: Számítógépes radiográfia feldolgozási módjai

Minden egyes CR-vizsgálathoz az alábbi CR- (elő)feldolgozási beállításokat kell alkalmazni, kivéve a lenti listában felsorolt vizsgálatok esetén. Ha egy adott rendszert vagy feldolgozási (kidolgozási) módot nem említünk a továbbiakban, ajánlott a gyártói ajánlásokra hagyatkozni.

Fuji rendszerek	Használjunk FIXED EDR feldolgozási módot, javasolt: S = 120, L = 2
Kodak rendszerek	Használjuk a Pattern (séma) feldolgozási módot
Agfa rendszerek	Használjuk a Rendszerdiagnosztika / flat field (síkmezős) képfeldolgozási módot
<i>Megjegyzés:</i>	Minden mérésnél a Fuji rendszereken az L = 2 érték használata javasolt (amely a klinikailag is használt L értékhez hasonló). Ha az S = 120 értékkel nyírt lenne a kép, akkor másik S értéket kell választani.

2b.2.2.1.1 Válaszfüggvény

A következő összefüggés a pixelérték (érzékenység / expozíciós index) és a belépőoldali levegőkerma között lineáris kell legyen. (Ha egy feldolgozási mód nincs megemlítve, abban az esetben javasolt a gyártói kézikönyvre hagyatkozni):

Fuji rendszerek:	Lineáris összefüggések:
Fixed EDR feldolgozási mód	Rajzoljuk fel a referencia ROI átlagos pixelértéket a levegőkerma
Javasolt feldolgozás:	logaritmusának függvényében
S = 120, L = 2	
Semi-EDR feldolgozási mód	Rajzoljunk érzékenység index-inverz belépőoldali levegőkerma függvényt
Kodak rendszerek:	Rajzoljuk fel a referencia ROI átlagos pixelértéket a levegőkerma
Pattern feldolgozási mód	logaritmusának függvényében
Agfa rendszerek:	Rajzoljuk fel a referencia ROI átlagos pixelértékét a levegőkerma
Diagnostic / flat field	logaritmusának függvényében
(rendszerdiagnosztika / síkmézős) feldolgozási mód	

2b.2.2.1.2 Zaj kiértékelése

Fuji rendszerek	Használjunk FIXED EDR feldolgozási módot, javasolt: S = 120, L = 2
Kodak rendszerek	Használjuk a Pattern feldolgozási eljárást
Agfa rendszerek	Használjuk a Diagnostic / flat field (rendszerdiagnosztika / síkmezős) feldolgozási módot

2b.2.4.1 Küszöbkontraszt-láthatóság

Fuji rendszerek	Használjunk FIXED EDR feldolgozási módot. Az S és L értékeket úgy kell megválasztani, hogy a klinikai használatnak megfeleljenek. Ezek az értékek munkahelyről munkahelyre változhatnak. Tipikus értékek (a Fuji szerint): S = 40 – 100, L = 1,8 – 2,6.
Kodak rendszerek	Használjuk a Pattern feldolgozási módot
Agfa rendszerek	Használjuk a Diagnostic / flat field (rendszerdiagnosztika / síkmezős) feldolgozási módot

2b.2.4.5 Szellemkép / képtörlés alapossága

Fuji rendszerek	Használjunk FIXED EDR feldolgozási módot. Az S és L értékeket úgy kell megválasztani, hogy a klinikai használatnak megfeleljenek. Ezek az értékek munkahelyről munkahelyre változhatnak. Tipikus értékek (a Fuji szerint): S = 40 – 100, L = 1,8 – 2,6.
Kodak rendszerek	Használjuk a Pattern feldolgozási módot
Agfa rendszerek	Használjuk a Diagnostic / flat field (rendszerdiagnosztika / síkmezős) feldolgozási módot