

**Kiegészítés az Európai Irányelvek
negyedik kiadásához**

Figyelem!

Ezt a tervezetet kizárólag tájékoztatás céljából tesszük közzé.

**Szigorúan tilos európai ajánlásként hivatkozni rá,
amíg ilyenként el nem fogadják!**

EUREF European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services

Minőségbiztosított Emlőszűrési és Diagnosztikus Szolgáltatások Európai Referencia Szervezete

Tervezet 0.8 verzió

2010. május

EUREF fizikai-technikai irányító csoport:

Levelező szerző:

R. van Engen, Nijmegen, Hollandia

H. Bosmans, Leuven, Belgium

P. Heid, Marseille, Franciaország

J. Lazzari, Pistoia, Olaszország

S. Schopphoven, Marburg, Németország

M. Thijssen, Arnhem, Hollandia

K. Young, Guildford, Egyesült Királyság

Hozzászólásokat kaptak a következő szakemberektől:

...

P. Baldelli, Dublin, Írország

C. Blendl, Cologne, Németország

R. Bouwman, Nijmegen, Hollandia

D. Dance, Guildford, Egyesült Királyság

G. Egan, Dublin, Írország

A. Ferro de Carvalho, Lisszabon, Portugália

B. Hemdal, Malmö, Svédország

J. Jacobs, Leuven, Belgium

K. Lemmens, Leuven, Belgium

N. Marshall, Leuven, Belgium

P. Monnin, Lausanne, Svájc

J. Oduko, Guildford, Egyesült Királyság

K. Pedersen, Oslo, Norvégia

N. Phelan, Dublin, Írország

V. Ravaglia, Lucca, Olaszország

F. Semturs, Bécs, Ausztria

F. R. Verdun, Lausanne, Svájc

R. Visser, Nijmegen, Hollandia

...

Hozzászólásokat kaptak a következő cégektől:

Adani

Agfa-Gevaert

Barco

Carestream Health

General Electric

Hologic

Konica Minolta

Philips Healthcare

Planmed

Sectra

Siemens

Levelezési cím:
EUREF hivatal
info@euref.org
Emlőrákszűrés Nemzeti Központja
Radboud Egyetem Nijmegen Orvosi Központ
P. O. Box 6873
6503
GJ Nijmegen
Hollandia

Levelező szerző:
R. van Engen
R.vanEngen@euref.org

Fordította: Dr. Gáspárdy Géza, Elek Richárd
Lektorálta: Dr. Porubszky Tamás

2b.1 Bevezetés

A 'European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis' (European Guidelines 2006 - Európai irányelvek az emlőszűrés és –diagnosztika minőségbiztosításához 2006) 2. fejezete a 'European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening' (Európai protokoll a mammográfiás szűrés fizikai és technikai minőségellenőrzéséhez). Ebben a protokollban egy megfelelő (digitális) mammográfiás rendszer követelményeit definiálják. A képalkotó technikában végbement gyors fejlődés és a digitális mammográfiás rendszerekkel szerzett további tapasztalatok miatt a protokoll némi frissítése szükséges, a jelen kiegészítés ezt szolgálja.

A kiegészítésnek ez a verziója a digitális mammográfiás protokollhoz még kidolgozás alatt áll. A szöveg további fejlesztésére a szerzők megköszönnek minden hozzászólást magánszemélyektől és gyártóktól. Ennek a verzióknak a frissítései elérhetők lesznek az EUREF weboldalon (www.euref.org). A dokumentum végleges verzióját 2010 negyedik negyedében tervezték létrehozni.

Ebben a kiegészítésben az Irányelvek negyedik kiadásában megadott minőségellenőrzési protokolltól való eltérések találhatók meg. Amit nem említ a dokumentum, változatlanul érvényes.

2b.1.2 Rendszerigények

Egy mammográfiás berendezésben kell legyen teljesen automatikus AEC. Olyan rendszer, amelynél kizárólag manuális expozícióvezérlés (amelynél az anódot, a csőfeszültséget és a dózist a felhasználó állítja be) és/vagy félautomatikus dózisszabályozás (amelynél a felhasználó állítja be az anódot és a csőfeszültséget, a dózist pedig a rendszer szabályozza az emlő sugárgyengítésének megfelelően) áll rendelkezésre, nem fogadható el.

Lehetőséget kell biztosítani a feldolgozatlan felvételek DICOM formátumban történő exportálására a felvételező munkaállomásról vagy a CD-kiolvasóról, a minőségellenőrzéshez.

Ajánlott, hogy a mammográfiás berendezés teljesítse a negyedik kiadásban említett DICOM szabványon kívül az IHE mammográfiás kép profil (MAMMO) és az IHE mammográfiás képalkotási munkafolyamat (worklow) profil (MAWF) ajánlásait is. A készüléknek rendelkeznie kell CE jelzettel, és úgy kell forgalomba hozni, mint „mammográfiás céllal alkalmazható” berendezést.

Az „elfogadható szint” az elfogadható minimumszintet jelenti, de javasolt, hogy a berendezések az „elérhető szint”-et vagy annál jobb értéket elérve működjenek. Egy „lassú” film-fóliás rendszer az elérhető képminőség szintjéhez közel teljesít, míg egy „gyorsabb” film-fóliás rendszer az elfogadható szint közelében. Az irányelvek következő kiadása felül fogja vizsgálni az elfogadható és az elérhető szinteket.

Nyomatató

Ez a szakasz arra az esetre vonatkozik, ha nyomtatott filmet használ a kiértékeléshez az első vagy a második kiértékelést végző személy (az adott, valamint a későbbi felvételezések során).

Hogy optimális minőséget érjünk el a nyomtatott filmeknek filmnézőn való értékeléséhez, a nyomtatott mammogramokra vonatkozó követelmények az alábbiak:

A nyomtatott film típusa legyen alkalmas mammográfiához.

Két (vagy több) kép nyomtatása ugyanarra a filmre nem ajánlott.

Annak érdekében, hogy megfelelő felbontású képeket nyomtathassunk, a nyomtató pixeltávolsága azonos vagy kisebb nagyságrendbe essen, mint a megjelenítő pixeltávolsága, és legyen kisebb, mint 100 µm.

Minden képet további feldolgozás (pl. kontraszt, fényszerő stb.) nélkül kell kinyomtatni a munkaállomáson.

A klinikai információknak szerepelnie kell minden filmen: a páciens neve, páciens pozicionálása (jobb vagy bal oldali felvétel), a vizsgálatok dátuma stb.

Minden egyes filmbetöltés után (ha automatikusan nem történik meg) el kell végezni a film kalibrálását. Ha egy napot meghaladó szünet volt a nyomtatásban, akkor az első nyomtatás előtt is el kell végezni a kalibrálást.

Különböző filmformátumok állnak rendelkezésre a piacon. Mammográfiához csak két méretet szabad használni:

200 x 250 mm (8x10 inch)

250 x 300 mm (10x12 inch)

Egyéb formátumok alkalmazása nem ajánlott (pl. 260 mm x 360 mm).

2b.1.5 Fogalommeghatározások

AEC szenzorterület

Egy DR detektornak vagy egy CR rendszernek az a területe, amelyre nézve egy elő-expozíció során vagy azt követően a képalkotás expozíciós paraméterei meghatározásra kerülnek. Egyes AEC rendszerek esetén az AEC szenzorterület mérete és helye függ a leképezett szövetből (vagy vizsgálóábrától).

Detektorfelület

Az a hozzáférhető felület, amely a legközelebb esik a képdetektor síkjához. Az eltávolíthatóságtól függően a detektorhoz tartozik pl. az emlőtartó, burkolatok, szórt sugárzás-szűrő rácsot.

Linearizált pixelérték

Az olyan felvételeken, melyeket nemlineáris válaszü rendszerek hoznak létre, a pixelértékeket elemzés előtt linearizálni kell a rendszer válaszfüggvényének vagy a gyártó által adott matematikai összefüggésnek a felhasználásával. Az ofset értékeket le kell vonni. Az alábbi vizsgálatok előtt szükséges a linearizáció: zajkiértékelés, emlővastagság- és –összetétel-kompenzáció, CR-kazetták közötti érzékenység-eltérés stb. (a végleges lista a végső verzióba fog bekerülni).

Modulációs átviteli függvény (MTF)

Az MTF leírja egy rendszer szinuszos gerjesztő jelre adott válaszát.

Zaj teljesítményspektruma (Noise Power Spectrum, NPS)

Az NPS a frekvencia-összetevőire bontott pixelértékek varianciáját (szórásnégyzetét) adja meg.

Referencia ROI (Region Of Interest – tárgyérdekű tartomány)

A referencia ROI mérete 5 mm x 5 mm, a 4. kiadásban adott 20 mm x 20 mm helyett. A referenciaterület középpontja 60 mm-re a mellkasfali éltől, arra merőlegesen helyezkedik el, oldalirányból centrálva.

2b.2 Képalkotás

2b.2.1.1.1 Fókuszpont mérete

Ez a mérés elhagyandó. A képminőség lehetséges problémáit a kép minőségének ellenőrzésével azonosíthatjuk.

2b.2.1.1.2 Fókusz-képetektor távolság

Ez a mérés elhagyandó.

2b.2.1.1.3 Sugármező és képmező egybeesése

Ez a mérés opcionális.

2b.2.1.1.5 Sugárzás-kibocsátás

A sugárzás-kibocsátást csak az átlagos mirigydózis kiszámításához szükséges megmérni, határértéke nincs.

2b.2.1.2.2 Felezőérték (HVL)

A felezőértéket csak az átlagos mirigydózis kiszámításához szükséges megmérni. A HVL-nek nem kell semmilyen követelménynek megfelelnie.

2b.2.1.3.1 Expozíciós lépésköz beállítása

Ez a mérés csak azokra a rendszerekre vonatkozik, amelyek film-fóliás mammográfiás berendezést használnak, mint például a CR-rendszerek. Ha egy mammográfiás rendszer a lépésköz-beállításokat használja, akkor az azokhoz tartozó dózisznövekményt ismernünk kell, pl. 20 % lépésközt.

2b.2.1.3.2 Rövid távú reprodukálhatóság

Az AEC rendszer rövid távú reprodukálhatósága számítható a szabványos vizsgálótestről, teljesen automatikus üzemmódban készített 10 db felvétel linearizált pixelértékeinek eltéréseiből.

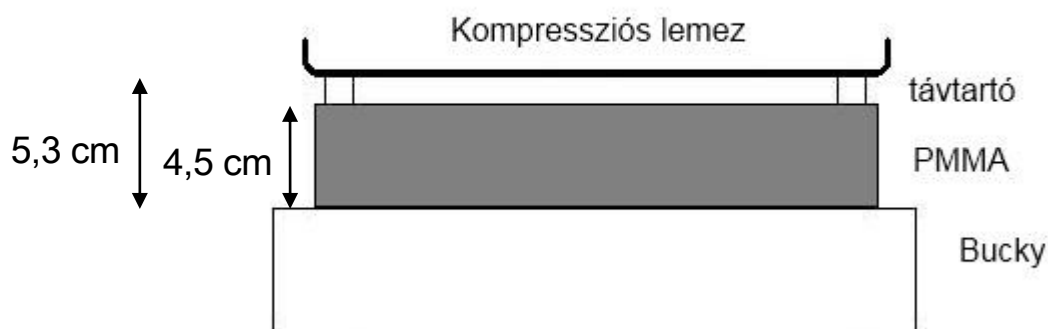
Ha a rendszer két spektrum között vált, engedjük fel a kompressziós eszközt és szorítsuk le ismét, vagy használjunk más PMMA vastagságot (például adjunk hozzá 0,5 cm PMMA-t), hogy kikényszerítsük az azonos spektrum kiválasztását, és ismételjük meg a mérést.

Határérték: A 10 expozíció átlagértékétől való eltérések $< \pm 5\%$, elérhető: $< \pm 2\%$

Gyakoriság: Hathavonta.

Felszerelés: Szabvány vizsgálótest.

2b.2.1.3.5 Tárgyvastagság- és összetétel-kompenzáció



Ábra. Elrendezés emlővastagság és -összetétel kompenzáció méréséhez

Távtartókat kell alkalmazni, hogy a kompressziós eszköz magassága azonos legyen az alábbi táblázat szerinti, azonos sugárgyengítésű emlővastagsággal. A távtartóknak nem szabad fedniük a detektornak azt a részét, amely alapján a felvételi paraméterek meghatározásra kerülnek (AEC érzékelő).

Táblázat. PMMA vastagság és az ekvivalens emlővastagság sugárgyengítésben és mirigyességben kifejezve

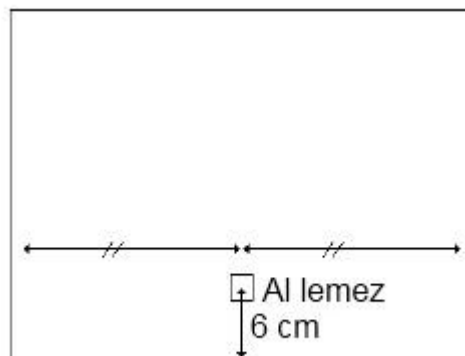
PMMA vastagság (mm)	Ekvivalens emlő vastagság (mm)	Ekvivalens emlő mirigyessége (%)
20	21	97
30	32	67
40	45	41
45	53	29
50	60	20
60	75	9
70	90	4

A képeket teljesen automatikus üzemmódban kell készíteni, azonban néhány rendszeren célszerű lehet utánozni a teljesen automatikus üzemmód expozícióját manuális módban. Ebben az esetben figyelemmel kell lenni arra, hogy az előexpozíció képét egyes rendszertípusok nem használják fel az aktuális képhez. Ezt figyelembe kell venni pl. amikor meghatározzuk a kontraszt-zaj viszonyt manuális üzemmódban. Azzal is tisztában kell lennünk, hogy teljesen automatikus üzemmódban a visszajelzett mAs-értékbe beleszámítja-e a rendszer az előexpozíciót.

A következő módszer alkalmazható annak meghatározására, hogy a teljesen automatikus üzemmódban visszajelzett mAs-értékbe beleszámítja-e a rendszer az előexpozíciót: Határozzuk meg a mAs-érték és a pixelérték összefüggését a referencia ROI-ban, egy felvételsorozaton, manuális felvételi módban, a klinikailag használt paraméterek tartományába eső beállítások mellett.

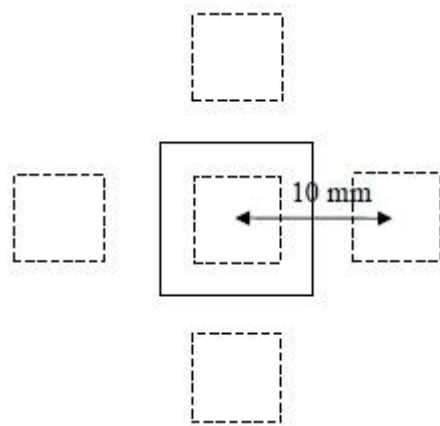
Teljesen automatikus módban exponáljunk egyszer. Jegyezzük fel a sugárminőséget és a mAs-értéket. Ellenőrizzük, hogy ennek a felvételnek a pixelértéke a referencia ROI-ban megfelel-e az azonos mAs-értékű manuális expozíció pixelértékének.

Az alumínium tárgy méretei: 10 mm x 10 mm, vastagsága 0,2 mm. A tárgy elhelyezését az alábbi ábra szemlélteti. Az alumínium tárgyat a vizsgálótest két alsó, 1 - 1 cm vastag rétege között helyezzük el.



Ábra. Elrendezés az emlővastagság és -összetétel méréséhez

A ROI területe az alumínium tárgyon belül 5 mm x 5 mm-es, az alumínium tárgy közepén helyezkedik el. A háttérként használt ROI négy darab 5 mm x 5 mm-es terület az alumínium tárgy négy oldalán.



Ábra. A ROI helyzete a CNR kiszámításához

Számítsuk ki az alumínium tárgy SNR-jét és mindegyik háttér ROI-ét.

Számítsuk ki az SNR-t (háttér) az alábbi képlet szerint:

$$SNR(\text{háttér}) = \frac{\sum_{n=1}^4 SNR(ROI_n)}{4} \quad (.)$$

A végleges változatban a CNR határérték számítását magyarázó szöveget kibővítjük.

2b.2.1.5 Szórtsugárzás-szűrő rács

2b.2.1.5.1 Rácstényező (Bucky-faktor)

Ez a mérés elhagyandó.

2b.2.1.5.2 Rácsfelvétel

Ez a mérés elhagyandó.

2b.2.2.1.2 Zaj kiértékelése

Nemlineáris válaszü rendszereknél a pixelértékeket linearizálni kell a vizsgálat előtt.

A képek zaja felosztható elektronikus zajra, kvantumzajra és a struktúrából adódó zajra (filmes technikában: szemcsezaj).

$$SD^2 = k_e^2 + k_q^2 \cdot p + k_s^2 \cdot p^2 \quad (.)$$

ahol

SD = szórás a referencia ROI-ban

k_e = elektronikus zaj együtthatója

k_q = kvantumzaj együtthatója

k_s = struktúrazaj együtthatója

p = átlagos pixelérték a referencia ROI-ban

Az elektronikus zajról feltételezzük, hogy független az expozíciós szinttől és több összetevője van: sötétzaj, kiolvasási zaj és az erősítő zaja.

A struktúrazaj a képalkotó rendszer erősítésének térbeli változásaiból ered. A DR rendszerekben elvégzett mezőhomogenizálás nagyrészt eltávolítja a struktúrazaj hatásait. A mezőhomogenizáló maszkban alkalmazott képek korlátozott száma és az ehhez kapcsolódó zaj miatt némi struktúrazaj jelen lesz.

A kvantumzaj a röntgensugár-fluxus és (ha van) a másodlagos hordozó fluxus ingadozásaiból ered.

Az SD/p hányadost „relatív zaj”-ként definiálják.

Távolítsuk el a kompressziós eszközt és az összes eltávolítható elemet (pl. eltávolítható burkolatok és a szórtsugárzás-szűrő rács) a röntgensugárnyalázból. Helyezzünk egy 2 mm vastag alumínium lemezt a lehető legközelebb a röntgensőhöz.

Az anód-szűrő kombinációt és a csőfeszültséget állítsuk be úgy, ahogy teljesen automata üzemmódban egy 4,5 cm vastag PMMA vizsgálat és 0,8 cm-es távtartó alkalmazása esetén beállna. Manuális üzemmódban a legkisebb mAs-értéket állítsuk be.

Képezzük le az alumínium lemezt. Növeljük a mAs-t és ismételjük meg a lemez leképezését. Készítsünk sok felvételt, különböző mAs-értékekkel (pl. 15 érték) a beállítható értékek teljes tartományában, kb. 40%-os átlagos különbséggel. Azután készítsünk egy sötétzaj-képet, azaz egy képet a detektor exponálása nélkül: fedjük le a detektort elegendően vastag fém, pl. ólom- vagy rozsdamentes acéllemezzel és állítsuk be a választható legkisebb csőterhelést.

Opcionálisan megismételhető a mérés minden anód-szűrő kombinációval, mindegyikkel egy klinikailag alkalmazott csőfeszültséget kiválasztva.

Opcionálisan mérhető a dózis a detektor felszínén vagy számítható az egyes spektrumokra vonatkozó sugárzás-kibocsátásból, így a kiértékelés során a detektor dózisértékét használhatjuk fel a pixelérték helyett.

Mérjük meg a pixelértéket és a szórást a referencia ROI-ban. A válaszfüggvény meghatározásához ábrázoljuk a pixelértéket a detektor dózisának függvényeként. Ábrázoljuk a szórásnégyzetet a pixelérték (vagy a detektor dózisának) függvényében. Illesszünk görbét az (1) egyenlet alkalmazásával, és határozzuk meg a zajtényezőket. Határozzuk meg a detektor dózisának azt a tartományát, amelyre a kvantumzaj a legnagyobb összetevője a zajnak.

Opció: a számított zajkomponenseket fel lehet használni arra, hogy a pixelértéket (vagy a detektor dózisértékét) valamennyi zajösszetevő esetére ábrázoljuk a teljes relatív zaj százalékának függvényében. Ez a grafikon az összes zajösszetevő nagyságát (%-osan) ábrázolja a pixelértékek (vagy detektordózisértékek) tartományára.

Határérték:	a kvantumzaj kell legyen a domináns zajkomponens a klinikailag használt pixelérték-tartományban (detektordózis-tartományban)
Gyakoriság:	hathavonta
Felszerelés:	az egész röntgensugármezőt fedő (csőközeli) alumínium lemez (2 mm vastag)

Irodalom

D. S. Evans, A. Workman, M. Payne, A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography. Phys. Med. Biol. 47 (2002) 117-135

K. C. Young, J. M. Oduko, H. Bosmans, K. Nijs, L. Martinez, Optimal beam quality selection in digital mammography, British Journal of Radiology 79 (2006) 981-990

2b2.2.3.1 Képdetektor homogenitása

A 4. kiadásban leírt vizsgálaton felül, amelyben egy 10 mm x 10 mm-es ROI-méret van, egy másik ROI-mérettel, 2 mm x 2 mm-rel is számítani kell minden ROI-ra a szórásnégyzetet. Ez a paraméter érzékeny a képen megjelenő műtermékekre.

Határérték: Minden egyes ROI átlagos szórásnégyzetét össze kell hasonlítani a szomszédos ROI-k átlagos szórásnégyzetével. Ha egy ROI átlagos szórásnégyzete > 30%-kal nagyobb, mint a szomszédos ROI-ké, akkor meg kell vizsgálni, hogy a felvétel az adott helyen tartalmaz-e műterméket.

Gyakoriság: hetente (tanácsos elvégezni kalibrálás előtt és után), opcionális: naponta

2b2.2.3.2 Detektorelemek hibája (DR rendszerek)

Az Európai Irányelvek módszerét és határértékeit használjuk. A pixelhiba-térkép legyen könnyen elérhető minden felhasználó részére. Ha nem korrigált hibás pixelek láthatók a képeken, ezt figyelembe kell venni, amikor detektorelem-hibát értékelünk.

2b2.2.4 Kazetták eltérő érzékenysége és képdetektor homogenitás

A negyedik kiadásban leírt vizsgálat mellett a következőt kell elvégezni: készítsünk egy képdetektor-homogenitási képet (lásd 2.2.3.1 szakasz) és vizsgáljuk meg a szórásnégyzet-térképet. Szükséges lehet a lemezek tisztítása a gyártók által megadott tisztítási eljárást követően, annak meghatározására, hogy a műtermékeket el lehet-e távolítani.

Határérték: Ne legyenek műtermékek. Ha egy ROI átlagos szórásnégyzete >30%-kal nagyobb, mint a szórásnégyzet a szomszédos ROI-kban, meg kell vizsgálni, hogy a felvétel az adott helyen tartalmaz-e műterméket.

Gyakoriság: havonta

Felszerelés: szabványos vizsgálótest

2b2.2.5 Érzékenység egyéb sugárforrásokra

Ez a mérés elhagyandó.

2b.2.3 Dozimetria

Távtartókat kell alkalmazni a klinikailag releváns felvételi tényezők eléréséhez, hogy a kompressziós eszköz magassága azonos legyen az alkalmazott PMMA-val megegyező sugárgyengítésű átlagos emlővastagsággal. A távtartóknak nem szabad fedniük a detektornak azt a részét, amely alapján a felvételi paraméterek meghatározásra kerülnek (AEC érzékelő).

A belépőoldali levegőkermát a sugárzás-kibocsátás mérések alapján számítható. A belépőoldali levegőkermát úgy kell mérni, hogy a kompresszió eszköz érintkezzen a dózisdetektorral. Lásd az 5. függelék.

Táblázat. PMMA lemezevastagság és az ekvivalens emlővastagság sugárgyengítésben kifejezve

PMMA vastagsága (mm)	Ekvivalens emlővastagság (mm)
20	21
30	32
40	45
45	53
50	60
60	75
70	90

Az 5. függelékben az újabban alkalmazott röntgenspektrumokra vonatkozó s-tényezők találhatók.

Felszerelés: PMMA lemezek, dózismérő

2b.2.4.1. Küszöbkontraszt-láthatóság

A QC-hez alkalmazott fantomok kalibrálása opcionális, a kalibrálással csökkenthető a fantomok közötti eltérések

lehetséges hatása.

A küszöbkontraszt-láthatóság vizsgálata során a pixelértéket és az SNR-t a képalkotó mező teljes felületén viszonylag állandónak feltételezzük. Ha alacsony frekvenciájú ingadozások a pixelértékben megjelennek, akkor szükséges lehet korrigálni ezek hatását a vizsgálatot megelőzően.

A küszöbkontraszt-láthatóságot henger alakú, 0,1 mm-től 1 mm-ig terjedő átmérőjű vizsgálóábra-elemek segítségével határozzuk meg. A vizsgálóábra elemét leképezzük egy, a háttérrel adó tárgy segítségével, amelynek vastagsága megfelel 50 mm PMMA sugárgyengítésének. A vizsgálóábrát 20-25 mm magasságban, az emlőtámasztó felett kell pozicionálni. Alkalmazzuk azokat az expozíciós beállításokat, amelyek kiválasztásra kerüljenek teljesen automatikus módban, 50 mm-es PMMA-val, 10 mm-es távtartókkal, hasonlóan a tárgyvastagság és -összetétel kompenzáció vizsgálatánál használthoz.

Készítsünk tizenhat felvételt a vizsgálóábráról és kissé mozgassuk azt el a felvételek között, hogy a hengerek és detektorelemek különböző relatív elhelyezkedésével alkothassunk képeket.

Abban az esetben, ha a küszöbkontraszt-láthatóságot CDMAM fantom segítségével értékeljük, a képek számítógépes kiolvasását a CDCOM legújabb változatával végezzük, amely letölthető a (www.euref.org) honlapról. A 8. függelékben a CDCOM működéseinek leírása található.

Illesszünk minden átmérőnél pszichometrikus görbét (Veldkamp 2003):

$$p(d) = \frac{0,75}{1 + e^{-f(C-C_t)}} + 0,25 \quad (1)$$

C = a jelkontraszt logaritmus, $C = \log(1 - e^{-\mu d})$

C_t = jelkontraszt, a 62,5 %-os küszöbnél

f = illesztési paraméter

$p(d)$ = d méretű tárgy detektálási valószínűsége

A 62,5 %-os helyes válaszhoz tartozó kontrasztot használjuk a küszöbkontraszt meghatározásához. Azokat az eredményeket, amelyekre a pszichometrikus görbe csupán néhány ponttal illeszkedik, el kell hagyni (Egy tipikus tartomány, amihez a pszichometrikus görbét illeszteni lehet: 0,1 mm - 1,0 mm (CDMAM version 3.4)). Ahhoz, hogy a meglévő protokollban (Irányelvek 4. kiadása) megadott határértékeket alkalmazzassuk, a keletkezett küszöbértékeket minden átmérőnél át kell számítani, hogy mit eredményeznének, ha egy ember értékelné ki azokat. Ezt Young (2008) összefüggésével lehet megtenni, amely előrejelzi az ember által végzett kiértékelés eredményét a számítógéppel végzett alapján.

$$TC_{előrejelzett} = a[TC_{auto}]^n \quad (2)$$

$TC_{előrejelzett}$ = előrejelzett, humán kiértékelés küszöbkontrasztja

TC_{auto} = számítógépes kiértékelés (CDCOM-ot alkalmazva) küszöbkontrasztja

a és n = illesztési paraméterek

A Guildford, Nijmegen és Leuven centrumokból származó adatok (felvételek 113 rendszerből) összegyűjtése (Young 2008) alapozták meg a következő paramétereket:

$a=1,17$

$n=0,888$

A számításból kapott, előrejelzett humán kiértékelés küszöbkontrasztokat illeszteni kell egy harmadrendű polinomiális függvénnyel, hogy megkapjuk a kontraszt-részlet görbét.

$$Tc = a + bx^{-1} + cx^{-2} + dx^{-3} \quad (3)$$

Tc = a névleges küszöbkontraszt (%) 28 kV-nál Mo/Mo-ra számítva

x = a hengeres részlet átmérője (mm)

a, b, c és d = együtthatók a legkisebb négyzetes illesztés eléréséhez, ≥ 0

Az illesztett görbét össze kell vetni a humán kiolvasásra vonatkozó határértékekkel, amint az az Európai

Irányelvek 4. kiadásában leírásra került.

Gondosan kell eljárni, amikor a teljesen automatikus módú expozíciót manuális módban utánozzák (a tárgyvastagság-kompenzáció mérések alapján). Tisztában kell lennünk azzal, hogy teljesen automatikus üzemmódban a kijelzett mAs-érték magában foglalja-e az előexpozíciót, ahogy az emlővastagság és –összetétel kompenzációjánál is.

A kontrasztkülönb-láthatóságnak a negyedik kiadásban leírt határértékeit lehet használni.

Kérdés a társszerzőkhöz:

Lehetséges a fenti egyenleteket kontraszt helyett vastagságra vonatkoztatni.

Erről mit gondolnak?

Ebben az esetben a pszichometrikus görbe illesztésére vonatkozó képlet így fog változni:

$$P(t) = 0,25 + \frac{0,75}{\left(1 + \frac{t}{t_r}\right)^{-f}}$$

Továbbá az n és a tényezők a (2) egyenletben így változnak:

$$a = 1,51 \text{ és } n = 0,92$$

Irodalom

V. J. H. Veldkamp, M. A. O. Thijssen, N. Karssemeier, The value of scatter removal by a grid in full field digital mammography. Medical Physics vol 30 (2003), 1712-1718

K. C. Young, J. J. H. Cook, J. M. Oduko, H. Bosmans: Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems. In: Flynn MJ, Hsieh J (eds.): Proceedings of the SPIE Medical Imaging 2006 614206 (2006) 1-13

K. C. Young, A. Al Sager, J. M. Oduko, H. Bosmans, B. Verbrugge, T. Geertse, R. van Engen: Evaluation of software in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems In: J Hsieh, E Samei (eds): Proceedings of the SPIE Medical Imaging 2008, 6913-47

2b.2.4.2 Modulációs átviteli függvény (MTF), zaj teljesítmény-spektruma (NPS), detektív kvantumhatásfok (DQE) (opcionális)

Az IEC 62220-1-2 szabványt kell követni, amennyire lehetséges. Ez a dokumentum szabványos méréseket ír le, amelyeket a detektor felszínén kell elvégezni, amely definíció szerint az az elérhető felület, amely legközelebb van a képdetektor síkjához. Ez azt jelenti, hogy a detektorhoz tartozhatnak el nem távolítható kiegészítő részek, pl. burkolatok. Éppen ezért gondosnak kell lennünk, amikor detektorokat hasonlítunk össze. Egyéb tényezők is, mint a Bucky-rács jelenléte a sugárnyalábnak a kalibrálás során, befolyásolják a DQE mérések eredményeit. Ugyancsak figyelmesen kell kezelni azon felvételeket is, melyeknek homogenizált a képmezeje (flat-fielding), feltételezve, hogy ráccsal készültek. A fotonfluxust az IEC dokumentumban leírt módszerrel kell kiszámítani. Nemlineáris válaszú rendszerekre a pixel-adatokat linearizálni kell analízis előtt.

1. MTF

Az MTF leírja egy rendszer szinuszos gerjesztő jelle adott válaszát, amelyet az ún. ferde él (slanted edge) módszerrel határoznak meg, ahogy azt a 62220-1-2 szabvány javasolja. Ezzel a módszerrel egy éles szélű tárgyról felvételt készítenek, amelyet a Bucky-n helyeznek el úgy, hogy a képdetektor vonalaihoz vagy soraihoz viszonyítva kis szögben pozicionálják (a felvétel lényege a detektor válaszában „hirtelen” megváltoztatása az egymás melletti pixelekre vonatkozóan). A keletkező feldolgozatlan képen az él helyzetét meg kell határozni, majd a felvételezett sorok vagy oszlopok profilját egymásra vetíteni. Ennek eredménye az ún. élszórás függvény (ESF). A vonalszórás függvény (LSF) az ESF-ből adódik.

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x)$$

A mintavételezett MTF a vonalszórás függvény (LSF) Fourier-transzformálásával és nagyságának kiszámításával adódik:

$$MTF(u) = |F[LSF(x)]|$$

MTF-fantom: 0,8 mm rozsdamentes acéllemez egy éles peremmel (melynek hullámossága kisebb, mint 5 μ m), amely merőleges a lemez felszínére.

Távolítsuk el a kompressziós eszközt és az összes egyéb eltávolítható részt, pl. eltávolítható burkolatokat és a Bucky-rácsot a röntgensugáryaláb útjából. Helyezzünk egy 2 mm vastag alumínium lemezt a röntgensóhoz a lehető legközelebb. Helyezzük el az MTF-fantomot a képdetektor közepén, 1-3 fokban a képdetektor soraira. Kollimáljuk a röntgensugármezőt kb. 100 mm x 100 mm-re. Exponáljunk ugyanazzal a röntgenspektrummal, mint egy standard felvételt. Az expozíciónak olyannak kell lennie, hogy a szél jele elég nagy legyen az MTF pontos kiszámításához, anélkül, hogy a detektor telítésbe menne a takaratlan részen. Ezután fordítsuk el a fantomot 90 ° -kal és készítsünk egy expozíciót ugyanazokkal az expozíciós paraméterekkel. Ismételjük meg ezt az eljárást mind a négy irányban felvételt készítve a fantom értékeléséhez (bal-jobb és jobb-bal, mellkasfali oldal-mellbimbó és mellbimbó-mellkasfali oldal).

A pixelértékben jelentkező alacsony frekvenciájú ingadozások korrigálása szükséges lehet. Erre a célra egy egyenletesen exponált képet kell használni. Ennek a képnek a sugárminősége legyen azonos azon felvételekével, amelyek az MTF mérés során készültek.

Ha a rendszer válasza nemlineáris, a pixelértékeket linearizálni szükséges.

2.NPS (zaj teljesítményspektruma)

Az NPS a frekvencia-összetevőire bontott képintenzitás szórásnégyzetét írja le, a képszegmensek auto-kovariancia függvénye Fourier-transzformáltjának módusaként számítható. A gyakorlatban az NPS-t a következő módon számítják ki (256x256 pixeles képszegmensekre):

$$NPS(u, v) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(x_i, y_j) - S(x, y)) e^{-2\pi i (u_n x_i + v_k y_j)} \right|^2$$

ahol

M a ROI-k száma

Δx a pixeltávolság az x-tengely mentén

Δy a pixeltávolság az y-tengely mentén

$I(x_i, y_j)$ a (linearizált) pixelértékek

$S(x, y)$ a pixelértékekhez illesztett kétdimenziós polinomiális függvény (opcionális)

Távolítsuk el a kompressziós eszközt és az összes egyéb eltávolítható részt (pl. Bucky-rácsot) a röntgensugáryaláb útjából. Helyezzünk egy 2 mm vastag alumínium lemezt a röntgensóhoz a lehető legközelebb. Exponáljunk ugyanazzal a röntgenspektrummal, mint egy standard felvételt. Válasszunk olyan mAs értéket, hogy az átlagos pixelérték a felvételünkön azonos legyen a standard felvétellel. Mérjük dózist a detektornál. Ha szükséges, akkor a detektor dózisének kiszámításához használjuk a négyzetes távolságtörvényt.

Számítsuk ki az NPS-t az IEC 62220-1-2 szabvány szerint. Ha a rendszer válasza nemlineáris, a pixelértékeket linearizálni kell.

Az NPS-t az IEC 62220-1-2 szerint 50 x 50 mm² területre kell kiszámítani, amelyet 256 x 256 pixelméretű, egymással 128 pixelnnyel átfedő négyzet alakú területekre osztunk.

3. DQE (detektív kvantumhatásfok)

A DQE leírja a kép jel-zaj viszonyához hozzájáruló Poisson-eloszlású kvantumok effektív hányadát és a következő képlettel számítják ki:

$$DQE(u, v) = MTF^2(u, v) \frac{NPS_{be}(u, v)}{NPS_{ki}(u, v)}$$

ahol

$MTF(u, v)$ a mintavételezett modulációs átviteli függvény

$NPS_{be}(u, v)$ a képdetektor felszínén a zaj teljesítményspektruma

$NPS_{ki}(u, v)$ a feldolgozatlan felvételen mért zaj teljesítményspektruma

A képdetektor felszínén az alábbi módon számítható ki a zaj teljesítményspektruma:

$$NPS_{be}(u, v) = K_a SNR_{be}^2$$

ahol

K_a a levegőkerma mért értéke a képdetektor felszínén

SNR_{be}^2 a jel-zaj viszony négyzetének és a levegőkermának a hányadosa, amelyet az IEC szabvány táblázatba foglal néhány röntgenspektrumra.

Azon spektrumoknál, amelyeknél az SNR_{be}^2 nem szerepel a táblázatban, kiszámítható a John Boone {ref} által publikált adatokkal és a következő képlet segítségével:

$$SNR_{in}^2 = \int \frac{\Phi(E, U)}{K_a} dE$$

ahol $\Phi(E, U)$ a fotonfluxus E energiánál, U csőfeszültség mellett.

4. NEQ (noise equivalent quanta – zajjegyértékű kvantumszám)

A NEQ-t a következő egyenlettel számíthatjuk ki:

$$NEQ(u, v) = \bar{q} \cdot DQE(u, v)$$

ahol $\bar{q}$ = a fotonok száma/mm²

2b.2.4.3 Expozíciós idő

Az expozíciós időt minden klinikailag alkalmazott AEC módban, 45 mm PMMA lemezvastagságnál kell mérni.

2b.2.4.4 Geometriai torzítás és műtermékek értékelése

Készítsünk felvételt a fantomokról teljesen automatikus módban. A műtermék értékelését ugyancsak végezzük el a 2b.2.2.3.1-ben említett szórásnégyzet-térkép segítségével.

2b.2.1.3.5 Lokálisan denz terület (csak DR rendszereknél)

A legtöbb berendezés méri a leképezett tárgy sugárgyengítését az előexpozíció során. A felvétel klinikailag releváns részében a nagy sugárgyengítésű területek határozzák meg az expozíciós tényezőket a felvételhez. Követelmény, hogy a jel-zaj viszony a képeken a legsűrűbb (ám viszonylag nagy kiterjedésű) területekhez legyen beállítva.

Összesen 30 mm vastag PMMA lemezt helyezünk a Buckyra. Tegyük távtartókat a fantom tetejére, hogy a kompressziós eszköz 40 mm-rel az emlőtartó fölött legyen (kompressziós erő alkalmazható). A távtartóknak nem szabad fedniük a detektornak azt a részét, amely alapján a felvételi paraméterek meghatározásra kerülnek (AEC érzékelő). A kompressziós eszközre helyezünk el, a mellkasfali oldaltól 50 mm-re, középen, egy kisebb PMMA lemezt (20 mm x 40 mm, 2 mm vastagságú), amely a viszonylag nagyobb denzitású területnek fog megfelelni (Meg kell győződjünk arról, hogy fedi az AEC érzékelő területét, ha ez nem így lenne, akkor máshol kell pozicionálnunk). Exponáljunk és jegyezzük fel az expozíciós paramétereket. Helyezzünk egy újabb, kisméretű PMMA lemezt az előző tetejére és ismételjük az eljárást egészen addig, amíg 10 kisebb lemezt nem helyeztünk el.

A mirigyesség szimulált értékeinek különböző tartományait a végleges verzió fogja tartalmazni.

Mérjük meg a pixelértéket és szórás a felvétel azon területén, ahova a további gyengítő rétegeket helyeztük (20 mm x 40 mm PMMA lemezek), használjunk 5 mm x 5 mm-es ROI-t. Számítsuk ki az SNR-t mindegyik felvételen és határozzuk meg az összes felvétel átlagos SNR értékét. Ellenőrizni kell, hogy a képek besugárzása növekszik-e a gyengítő közeg növekvő vastagságával és ezt a rendszer érzékeli-e. Ehhez a következő értéket használhatjuk ökölszabályként: minden egyes kép SNR-je az átlagos SNR-től 20 %-kal térhet el (ideiglenes érték).

Javaslat:

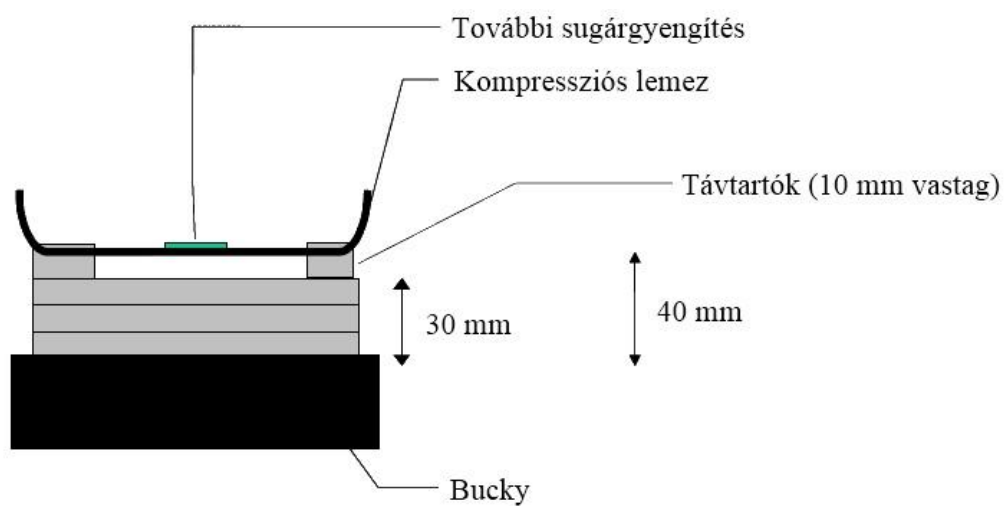
minden egyes kép SNR-je 20%-on belül legyen az átlagos SNR-hez képest (ideiglenes érték).

Gyakoriság:

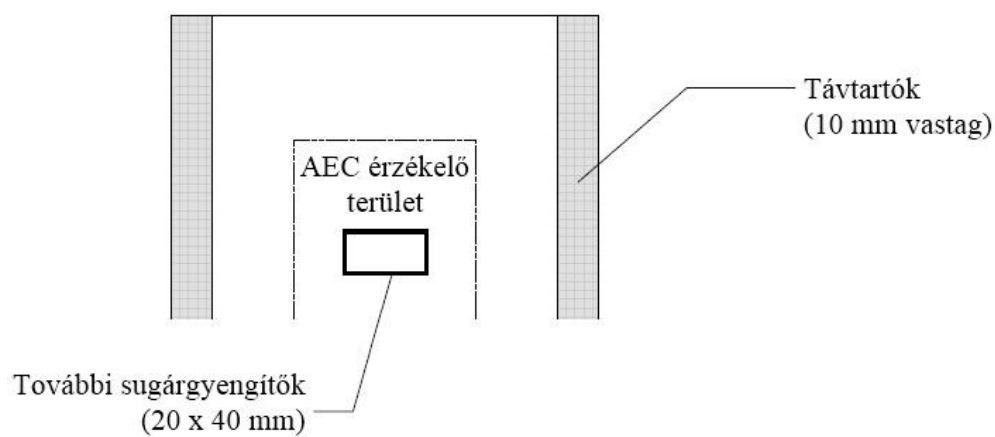
hathavonta, vagy AEC szoftver frissítését követően.

Felszerelés:

három darab 150 mm x 180 mm PMMA lemez (10 mm vastag), két távtartó (10 mm vastag), tíz darab 20 mm x 40 mm PMMA lemez (2 mm vastag).



Ábra. Elrendezés a lokálisan denz terület méréséhez, oldalnézet



Ábra. Elrendezés a lokálisan denz terület méréséhez, felülnézet

2b.3 Képfeldolgozás

A legtöbb jelenlegi DR rendszer kimenete egy feldolgozatlan felvétel, melynél a detektor dózisa és a pixelérték között lineáris összefüggés áll fenn, ez nem a legmegfelelőbb kép radiológusok számára a leletezéshez. Egy ilyen felvételen a pixelérték a detektorban kölcsönható röntgenfotonok számával áll összefüggésben. A radiológust azonban az emlőben található struktúrák és ezek sugárgyengítésének mértéke érdekli. Ezt a „sugárgyengítési képet” a pixelértékek logaritmikus transzformálásával nyerhetjük. A legtöbb CR rendszernél a képeket a kiolvasó hardvere már logaritmikusan skálázza, így a feldolgozatlan felvételek esetén nemlineáris összefüggés van a képdetektor dózisa és a pixelértékek között.

Egy következő lépésben a felvétel további feldolgozása történik meg, hogy növeljék a klinikailag hasznos információ érzékelhetőségét.

- A mammográfiás röntgenfelvételeknél alkalmazott képfeldolgozási technikák közé az alábbiak:
- bitmélység csökkentése
- a vastagság kiegyenlítése az emlő szélénél
- a felvétel élesítése
- zajcsökkentés
- kontraszt optimalizálása

A képfeldolgozó algoritmusok objektív értékelése nagyon nehéz. Képjellemzőket, pl. pixelérték-eloszlást (hisztogram), alakot stb. alkalmaznak a képfeldolgozó algoritmusok. Ez azt jelenti, hogy azok a fantomok, amelyeknek a jellemzői eltérnek egy emlő jellemzőitől, nem alkalmazhatóak a képfeldolgozás értékelésére. Műtermékek is felléphetnek amiatt, hogy míg a képfeldolgozó algoritmusok feltételezik az emlőkontúr meglétét (bőrvonalat), ilyen a műszaki vizsgálostervekben nem fordul elő.

Ezért a képfeldolgozás értékelése napjainkban is csak szubjektíven végezhető, radiológusok által, akik pontszámokkal értékelik a mammogramokat.

Egy rendszer telepítését és az átvételi vizsgálatot követően tanácsos gondosan értékelni klinikai felvételek egy sorozatát. Ha lehetséges, az újonnan telepített rendszerrel készített felvételeket össze kell hasonlítani ugyanakkor a páciensnek egy másik, meglévő berendezéssel készített korábbi felvételeivel. A képjellemzőknek az alábbiakban felsorolt listáját kell figyelembe venni, amikor összehasonlítunk képeket:

1. A bőrkontúr láthatósága
2. Érstruktúrák láthatósága a denz parenchymán keresztül (parenchyma = szövetállomány)
3. Ér- és rostos kötőszöveti struktúrák és a musculus pectoralis láthatósága (musculus pectoralis = mellizom)
4. Struktúrák láthatósága a mellizom mentén
5. A Cooper-szalagok és érstruktúrák láthatósága a kép kis és nagy pixelértékű területein
6. A mikrokalcifikációk szélei
7. A felvétel kis- és nagy pixelértékű területeinek zaja.
8. A felvétel kis- és nagy pixelértékű területeinek kontrasztjai.
9. A mirigyes szövet megjelenése
10. A háttérterület megjelenése
11. A radiológus bizonyossága a felvétel megjelenítésének megfelelőségéről
12. Műtermékek megjelenése

Tisztázni kell, hogy különböző emlőtípusok, emlővastagságok és dózisszintek különböző eseteit kell értékelni, mielőtt a felvételek minőségéről következtetéseket vonnánk le, mivel a struktúrák láthatósága az egyes esetekben eltérő lehet, pl. pozicionálási különbségek miatt.

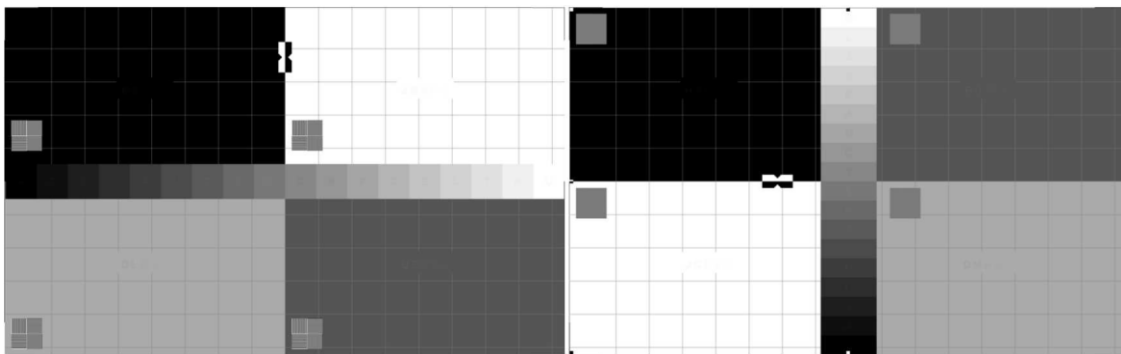
2b.4 Felvételek megjelenítése

2b.4.1.3 Kontraszt-láthatóság

Az Iránylevek negyedik kiadásában leírt vizsgálati módszerhez kiegészítésként az alább leírt eljárást lehet alkalmazni.

Megjegyzés: annak érdekében, hogy a felhasználó kiértékelhesse a kontraszt-láthatóságot pontozással, és ezt ellenőrzött keretek között tegye, különböző vizsgálóábrákat lehet készíteni. Jacobs és munkatársai dolgoztak ki erre egy példát (2007). A vizsgálóábrák létrehozására alkalmas szoftver letölthető az EUREF honlapjáról, nem üzleti jellegű felhasználás céljából.

A vizsgálóábra négy azonos méretű, téglalap alakú szegmensre oszlik, négy különböző intenzitású homogén háttér-értékkel. Az értékeket a szürkeskála 0, 33, 66 és 100 % értékeivel megegyezőnek választották. A téglalapok elhelyezkedése az ábra minden egyes generálásakor véletlenszerűen változik, annyi megkötéssel, hogy a 0 %-os szürkességi szintű (L_{min}) és a 100 %-os szürkesség szintű (L_{max}) téglalapok egymással mindig határosak. Ez biztosítja, hogy mindig legyen egy fekete-fehér vagy fehér-fekete átmenet a minimális és maximális szürkéértékek között az ábrán. Ez az átmenet lehet vízszintes vagy függőleges. Az alábbi ábra két példát mutat be a változó vizsgálóábrára.



1. ábra . – Két példa a MoniQA ábra megjelenítésére. Ezekkel az ábrákkal ellenőrizhető a kontraszt-láthatóság, a geometriai torzítás, a térbeli felbontás, a globális képminőség és a műtermékek.

(a) Alacsonykontrasztú karakterek

Minden egyes téglalap alakú szegmens közepén van egy öt karakterből álló csoport, amely alacsony kontrasztal jelenik meg, a háttér pixelértékével megegyezően (2a ábra). Ahányszor az ábrát újragenerálják, ezek a karakterek véletlenszerűen választódnak ki a latin ábécé egy karakterkészletéből, az ABCDEHJKLMPSTUZ betűk közül. A háttér és az ábrázolt karakterkészlet elemei között a pixelértékek eltérése 7, 5, 3, 2 vagy 1. A kiértékelő feladata, hogy a lehető legtöbb karaktert olvassa le. A szerzők javasolják, hogy a kiértékelő próbáljon megütni egy további karaktert azokon felül, amelyeket könnyen leolvast.

Pontszámadás kritériumai: ha a karaktereket nem sikerült megkülönböztetni a háttértől, az eredeti 100 pontból annyi pontot kell kivonni, amennyi a karakter és a háttér közötti pixelérték különbsége. Ha a legkevésbé látható karaktert nem sikerül leolvasni, egy pontot kell levonni. A következő karakternek két pont értéke van; a harmadik karakter három pont értékű. A negyedik karakternél öt pontot kell levonni, és ha a legmagasabb kontrasztú karaktert sem sikerül észlelni, akkor 7 pontot.

(b) Gradiens-skála növekvő pixelértékű foltokkal és alacsonykontrasztú karakterekkel

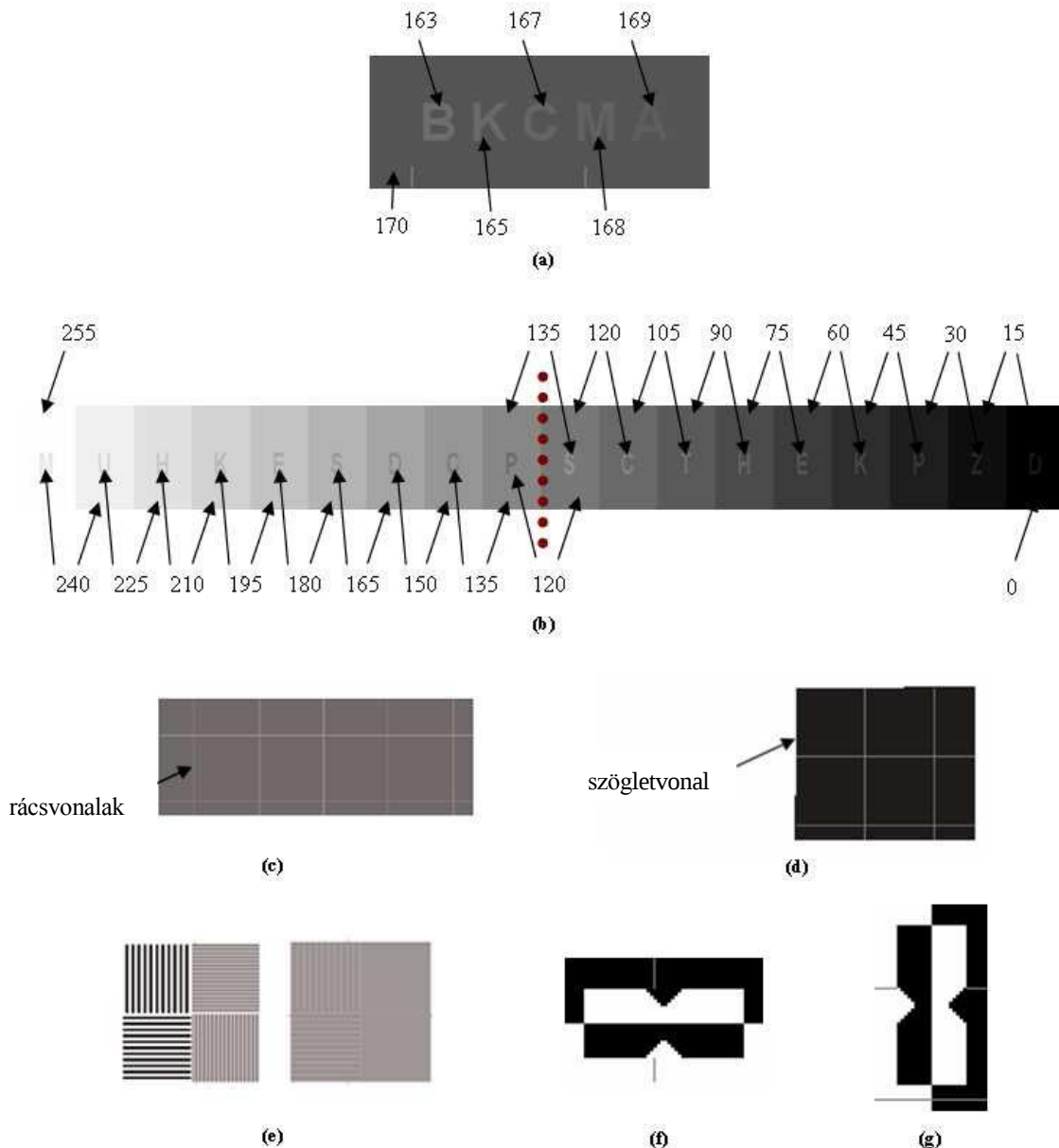
A képernyő közepén egy 18 különálló szürkeskála-lépcsőfokból álló gradiens skála kerül megjelenítésre, ugyanazokkal a pixelértékekkel, amelyeket az AAPMtg18-LN vizsgálóábra középső téglalapjában alkalmaznak. Ez a skála elhelyezkedhet vízszintesen vagy függőlegesen, de sohasem választja el a 0 és 100 %-os szürkeskála értékeket megjelenítő téglalapokat. Minden foltban egy-egy véletlenszerűen kiválasztott karakter kerül megjelenítésre. A skálát két egyenlő részre lehet osztani, egy északi és egy déli, vagy pedig egy keleti és egy nyugati részre. A skála egyes részeit egy-egy karakter csak egyszer szerepel. A karakterek kiválasztása ugyanazon karakterkészletből történik, mint az alacsony kontrasztú megjelenítésnél. Az egyes karakterek szürkeskála-értéke mindig az eggyel előtte lévő lépcsőfokéval egyezik meg (2b ábra), a legvilágosabb és a legsötétebb foltok a skála két szélén helyezkednek el.

A vizsgálóábra kiértékeléséhez a karaktereket kell leolvasni, középről megkezdve a leolvasást és a skála iránya szerint folytatva, nyugati, keleti, északi vagy déli irányban. Ha egy karakter (azaz a hozzá tartozó fénysűrűség) leolvasható, akkor megállapíthatjuk, hogy a vizsgált folt és az öt közvetlenül megelőző folt egyértelműen elkülöníthető. Az AAPMtg18-QC és a DIN vizsgálóábrákon a gradiens skála megjelenítésének célja, hogy ellenőrizzük, hogy a különböző foltok megjeleníthetőek-e. Ez a legalacsonyabb és a legmagasabb pixelértékeknél a

legkritikusabb. A MoniQA vizsgálóábra kiértékelésekor csupán a két utolsó látható karaktert kell feljegyezni.

Pontszámadás kritériumai: 10 pontot kell levonni minden helytelenül leolvasott vagy nem leolvasható fénysűrűség-foltért, ez vonatkozik a gradiens skála mindkét végére. Ha egyetlen karaktert sem lehet leolvasni, 9-szer 10 pontot kell levonni.

A MoniQA vizsgálóábra további elemeket is tartalmaz (lásd a következő ábra), úgymint mintázatokat a geometriai torzítás megjelenésének, az összes képvonal megjelenítésének, a magas és alacsony kontrasztú részletek és a műtermékeknek (fekete-fehér, illetve fehér-fekete átmenetek megjelenítésének) az ellenőrzéséhez. Bármely hiba 5 ponttal csökkenti a teljes pontszámot, kivéve a hibás pixeleket, amelyek a teljes pontszámot egyenként 11 ponttal csökkentik.



2. ábra – (a) példa a karaktersorozatra alacsonykontrasztú fénysűrűség-különbséggel a háttérhez képest – (b) gradiens skála csökkenő pixelértékű foltokkal és véletlenszerű, a szomszédos mezőével megegyező pixelértékű karakterekkel – (c) rácsminta – (d) szögletvonal mintázat – (e) felbontás-vizsgáló ábrák: balra magas kontrasztú, jobbra: alacsonykontrasztú – (f) és (g) a „homokóra”- mintázat vízszintes és függőleges változata

(a jobb láthatóság kedvéért kiemelt kontraszttal)

A MoniQA mintázat nagyban változtatható. A háttérpozícióknak 16 kombinációja van, 4 pozíció a felbontás-vizsgáló ábrának minden háttérmezőn belül és két felbontási típus (magas- és alacsony kontrasztú), amelyek összesen

128 lehetséges konfigurációt képeznek. Ehhez járul hozzá a karakterek kombinációinak nagyon nagy száma az alacsonykontraszt-láthatóság ellenőrzésekor.

Egy összesített pontszám alkalmazása egy lépést jelent a vizsgálóábra alkalmazása felé az állandósági vizsgálatok automatikus végzésekor. Ideiglenesen a szerzők azt javasolják, hogy a monitornak el kell érnie 95 pontot a 100-as skálán.

Jacobs, J Rogge F, Kotre J, Marchal G, Bosmans H Preliminary validation of a new variable pattern for daily quality assurance of medical image display devices. Med Phys 2007 Jul, 34(7): 2744-58

2b.4.1 Monitorok

2b.4.1.1 Környezeti megvilágítás

A maximális környezeti megvilágítás érték LCD monitoroknál 20 luxra növekedett. CRT monitorokra a maximális környezeti megvilágítási szint továbbra is 10 lux marad.

2b.4.1.8 Fénysűrűség homogenitás

Határérték:	CRT	LCD
Test pattern TG-18-UNL10	<30%	<30%
Test pattern TG-18-UNL80	<30%	<15%

2b.4.2 Nyomtatók

Általános megjegyzés: ebben a szakaszban minden vizsgálati eljárásnál minden vizsgálóábrát három példányban kell kinyomtatni. Ha optikai denzitásokat szükséges mérnünk, akkor a három példány átlagos optikai denzitását kell alkalmazni további elemzéshez.

Az AAPM (Amerikai Orvosfizikai Társaság) 18. munkacsoportjának (Taskgroup 18) minőségellenőrzésre tett javaslatai kerültek adaptálásra. A 18-as munkacsoport mérései egy kinyomtatott vizsgálóábra optikai denzitásának mérésein alapulnak. Ezeket a méréseket a nyomtatók és a filmnézők minden kombinációjával el kell végezni. Minőségellenőrzési szempontból egy standard filmnéző paramétereit adtuk meg (a filmnéző fénysűrűsége film nélkül 4000 cd/m^2 , a kinyomtatott filmről visszaverődő környezeti megvilágítás hozzájárulása a fénysűrűséghez 1 cd/m^2). A vizsgálóábra optikai denzitásainak olyanoknak kell lenniük, hogy a kinyomtatott film a fent leírt virtuális (standard) filmnézővel kombinálva megfeleljen a GSDF-nek. A filmnéző fénysűrűségének ellenőrzése az Európai irányelvek film-fóliás részében leírtak szerint végzendő.

Az AAPM TG-18 vizsgálóábrának DICOM MG formátumúnak kell lennie.

Az AAPM vizsgálóábrákat a felvételező munkaállomáson (vagy a nyomtatószerveren) és – ha lehetséges – a leletező munkaállomáson is ki kell nyomtatni.

Az AAPM vizsgálóábrákat minden alkalmazott filmformátumra ki kell nyomtatni.

2b.4.2.5 Optikai denzitás tartománya

Nyomtassuk ki a TG18-PQC vizsgálóábrát. Mérjük a $D_{\min}$ -t és $D_{\max}$ -ot ezen a képen.

Határérték:	$D_{\min} < 0,25 \text{ OD}$, $D_{\max} > 3,60 \text{ OD}$
Gyakoriság:	hathavonta
Felszerelés:	megfelelő denzitométer, TG18-PQC vizsgálóábra

2b.4.3 Filmnézők

Ha a mammogramokat nyomtatott felvételeken értékelik ki, ellenőrizzük a filmnézőket az Európai irányelvek negyedik kiadásában leírt módszerrel és alkalmazzuk az abban foglalt határértékeket.

2b.4.3.1 Környezeti megvilágítási szint

A filmnéző felületéről visszaverődő fénnel kapcsolatos műtermékek megjelenése és képminőség-romlás a környezeti megvilágítástól függ. Fontos annak ellenőrzése, hogy a helyiség környezeti megvilágítása a felső határérték alatt van. A vizsgálatot a berendezés üzemserű alkalmazásához hasonló körülmények között kell végezni.

Ha a mammogramokat nyomtatott felvételeken értékelik ki, ellenőrizzük a környezeti megvilágítást az Európai irányelvek negyedik kiadásában leírt módszerrel és alkalmazzuk az abban foglalt határértékeket.

5. Függelék: Eljárás az átlagos mirigydózis meghatározására

Belépőoldali levegőkerma

Az átlagos mirigydózis meghatározásának eljárását az Európai irányelvek (4. kiadás) 2. fejezetének 5. függeléke tárgyalja. Azonban nem specifikálja részletesen a belépőoldali levegőkerma meghatározásához alkalmazandó geometriát. Dance eredeti közleményében (1990) a belépőoldali levegőkermát egy, a kompressziós eszköz alatt, azzal érintkezve elhelyezett dózismérő alkalmazásával számították. Ebből következik az, hogy a PMMA fantomok vagy az emlő belépőoldali levegőkermájának meghatározását ilyen geometria mellett kell végezni, hogy a kompressziós eszköz szórt sugárzását helyesen vegyük figyelembe. Az eljáráshoz ajánlott geometria a következő:

A végleges változatban ehhez egy ábra lesz csatolva.

A kamrát azon a vonalon kell pozicionálni, amely a cső fókuszától az emlőt alátámasztó asztal (pácienstartó) középvonaláig terjed, 6 cm-re a mellkasfal szélétől. A doziméter referencia síkját az emlő alátámasztó asztal felett egy standard magasságban kell pozicionálni (10 cm a javasolt érték, de az olyan kamráknál, melyek nem érzékenyek a visszaszórásra, a kamra elhelyezése a Buckyn is lehetséges). A kompressziós eszközt azután kontaktusba kell hozni a dózismérő felső felszínével. A levegőkerma mérésének eredményét azután korrigálni kell a négyzetes távolságtörvény alkalmazásával az emlő vagy a PMMA fantom felső felszínére, továbbá normalni az áram-idő szorzat (mAs) megfelelő értékére.

A szórásnak a belépőoldali levegőkerma mérésére gyakorolt hatását Dance és szerzőtársai vizsgálták 2009-ben, ahol megmutatták, hogy a fenti geometriánál és 2,4 mm vastag polikarbonát kompressziós eszköznél a szórt fotonok a teljes levegőkermához 7,1%-kal járulnak hozzá.

Táblázat. További c-faktorok

HVL (mm Al)	Vastagság (cm)	Mirigyesség 0,1%	25%	50%	75%	100%
0,30	2	1,1300	1,0590	1,0000	0,9380	0,8850
0,35	2	1,1230	1,0580	1,0000	0,9430	0,8910
0,40	2	1,1110	1,0540	1,0000	0,9490	0,9000
0,45	2	1,0990	1,0520	1,0000	0,9480	0,9050
0,50	2	1,0980	1,0500	1,0000	0,9550	0,9100
0,55	2	1,0860	1,0430	1,0000	0,9550	0,9140
0,60	2	1,0890	1,0450	1,0000	0,9590	0,9190
0,65	2	1,0815	1,0401	1,0000	0,9611	0,9233
0,70	2	1,0764	1,0377	1,0000	0,9634	0,9277
0,75	2	1,0716	1,0355	1,0000	0,9656	0,9320
0,80	2	1,0670	1,0333	1,0000	0,9678	0,9362
0,30	3	1,2060	1,0980	1,0000	0,9150	0,8360
0,35	3	1,1960	1,0900	1,0000	0,9190	0,8420
0,40	3	1,1810	1,0870	1,0000	0,9220	0,8510
0,45	3	1,1690	1,0800	1,0000	0,9240	0,8580
0,50	3	1,1640	1,0780	1,0000	0,9280	0,8640
0,55	3	1,1540	1,0710	1,0000	0,9320	0,8700
0,60	3	1,1420	1,0650	1,0000	0,9330	0,8740
0,65	3	1,1337	1,0648	1,0000	0,9395	0,8825
0,70	3	1,1254	1,0609	1,0000	0,9429	0,8890
0,75	3	1,1174	1,0571	1,0000	0,9463	0,8956
0,80	3	1,1098	1,0535	1,0000	0,9497	0,9023
0,30	4	1,2530	1,1200	1,0000	0,8980	0,8080
0,35	4	1,2440	1,1120	1,0000	0,9030	0,8160
0,40	4	1,2440	1,1050	1,0000	0,9070	0,8250
0,45	4	1,2270	1,1020	1,0000	0,9090	0,8290
0,50	4	1,2090	1,0940	1,0000	0,9120	0,8450
0,55	4	1,1960	1,0930	1,0000	0,9180	0,8430
0,60	4	1,1850	1,0900	1,0000	0,9230	0,8500
0,65	4	1,1724	1,0822	1,0000	0,9252	0,8567
0,70	4	1,1619	1,0775	1,0000	0,9292	0,8641
0,75	4	1,1514	1,0726	1,0000	0,9334	0,8719
0,80	4	1,1409	1,0676	1,0000	0,9377	0,8800
0,30	5	1,2820	1,1270	1,0000	0,8860	0,7940
0,35	5	1,2720	1,1210	1,0000	0,8900	0,8010
0,40	5	1,2580	1,1200	1,0000	0,8990	0,8100
0,45	5	1,2480	1,1150	1,0000	0,8980	0,8150
0,50	5	1,2420	1,1110	1,0000	0,9030	0,8170
0,55	5	1,2270	1,1050	1,0000	0,9060	0,8240
0,60	5	1,2160	1,1020	1,0000	0,9100	0,8300
0,65	5	1,2012	1,0947	1,0000	0,9154	0,8396
0,70	5	1,1893	1,0894	1,0000	0,9197	0,8472
0,75	5	1,1770	1,0840	1,0000	0,9242	0,8552
0,80	5	1,1644	1,0784	1,0000	0,9288	0,8635

A táblázat folytatódik a következő oldalon

Sárgával kiemelve: Dance és társainak eredményei (2000)

Táblázat. További c-faktorok

HVL (mm Al)	Vastagság (cm)	Mírigyesség				
		0,1%	25%	50%	75%	100%
0,30	6	1,3030	1,1350	1,0000	0,8820	0,7850
0,35	6	1,2940	1,1320	1,0000	0,8860	0,7930
0,40	6	1,2760	1,1250	1,0000	0,8900	0,7980
0,45	6	1,2670	1,1250	1,0000	0,8910	0,8010
0,50	6	1,2630	1,1200	1,0000	0,8960	0,8070
0,55	6	1,2520	1,1150	1,0000	0,9000	0,8140
0,60	6	1,2380	1,1130	1,0000	0,9040	0,8200
0,65	6	1,2227	1,1040	1,0000	0,9088	0,8281
0,70	6	1,2100	1,0985	1,0000	0,9130	0,8356
0,75	6	1,1969	1,0928	1,0000	0,9173	0,8435
0,80	6	1,1833	1,0868	1,0000	0,9218	0,8518
0,30	7	1,3170	1,1420	1,0000	0,8810	0,7840
0,35	7	1,3080	1,1380	1,0000	0,8860	0,7880
0,40	7	1,2920	1,1320	1,0000	0,8870	0,7930
0,45	7	1,2830	1,1290	1,0000	0,8920	0,7970
0,50	7	1,2780	1,1270	1,0000	0,8900	0,8000
0,55	7	1,2670	1,1220	1,0000	0,8960	0,8050
0,60	7	1,2520	1,1200	1,0000	0,8990	0,8120
0,65	7	1,2382	1,1105	1,0000	0,9041	0,8202
0,70	7	1,2253	1,1049	1,0000	0,9082	0,8274
0,75	7	1,2119	1,0990	1,0000	0,9126	0,8351
0,80	7	1,1982	1,0928	1,0000	0,9171	0,8433
0,30	8	1,3250	1,1430	1,0000	0,8790	0,7800
0,35	8	1,3120	1,1400	1,0000	0,8840	0,7860
0,40	8	1,3020	1,1360	1,0000	0,8850	0,7900
0,45	8	1,2980	1,1370	1,0000	0,8870	0,7990
0,50	8	1,2890	1,1320	1,0000	0,8890	0,7940
0,55	8	1,2780	1,1250	1,0000	0,8900	0,8000
0,60	8	1,2660	1,1230	1,0000	0,8940	0,8060
0,65	8	1,2495	1,1153	1,0000	0,9010	0,8150
0,70	8	1,2366	1,1097	1,0000	0,9050	0,8220
0,75	8	1,2231	1,1038	1,0000	0,9092	0,8294
0,80	8	1,2091	1,0974	1,0000	0,9137	0,8373
0,30	9	1,3280	1,1450	1,0000	0,8790	0,7800
0,35	9	1,3190	1,1450	1,0000	0,8840	0,8220
0,40	9	1,3080	1,1380	1,0000	0,8840	0,7890
0,45	9	1,3010	1,1350	1,0000	0,8860	0,7920
0,50	9	1,2950	1,1340	1,0000	0,8870	0,7930
0,55	9	1,2850	1,1280	1,0000	0,8900	0,7980
0,60	9	1,2720	1,1240	1,0000	0,8930	0,8010
0,65	9	1,2584	1,1186	1,0000	0,8988	0,8112
0,70	9	1,2456	1,1133	1,0000	0,9027	0,8180
0,75	9	1,2322	1,1076	1,0000	0,9068	0,8253
0,80	9	1,2182	1,1016	1,0000	0,9111	0,8333

A táblázat folytatódik a következő oldalon

Sárgával kiemelve: Dance és társainak eredményei (2000)

Táblázat. További c-faktorok

HVL (mm Al)	Vastagság (cm)	Mirigyesség				
		0,1%	25%	50%	75%	100%
0,30	10	1,3290	1,1470	1,0000	0,8800	0,7800
0,35	10	1,3190	1,1440	1,0000	0,8810	0,7850
0,40	10	1,3110	1,1380	1,0000	0,8830	0,7880
0,45	10	1,3050	1,1380	1,0000	0,8860	0,7910
0,50	10	1,3020	1,1380	1,0000	0,8860	0,7910
0,55	10	1,2900	1,1330	1,0000	0,8890	0,7960
0,60	10	1,2790	1,1250	1,0000	0,8910	0,7970
0,65	10	1,2645	1,1211	1,0000	0,8972	0,8089
0,70	10	1,2520	1,1159	1,0000	0,9010	0,8153
0,75	10	1,2389	1,1102	1,0000	0,9049	0,8221
0,80	10	1,2251	1,1041	1,0000	0,9090	0,8294
0,30	11	1,3280	1,1430	1,0000	0,8790	0,7790
0,35	11	1,3220	1,1420	1,0000	0,8820	0,7840
0,40	11	1,3150	1,1400	1,0000	0,8850	0,7910
0,45	11	1,3120	1,1380	1,0000	0,8850	0,7890
0,50	11	1,3030	1,1400	1,0000	0,8850	0,7890
0,55	11	1,2930	1,1340	1,0000	0,8880	0,7930
0,60	11	1,2840	1,1290	1,0000	0,8930	0,7980
0,65	11	1,2690	1,1228	1,0000	0,8961	0,8071
0,70	11	1,2569	1,1178	1,0000	0,8997	0,8133
0,75	11	1,2440	1,1123	1,0000	0,9035	0,8200
0,80	11	1,2304	1,1064	1,0000	0,9075	0,8272

Sárgával kiemelve: Dance és társainak eredményei (2000)

Táblázat. További c-faktorok átlagos emlőkre, 40-49 éves korcsoportban

Emlő- vastagság (cm)	Miri- gyes- ség (%)	HVL (mm Al)										
		0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
2	100	0,885	0,891	0,9	0,905	0,91	0,914	0,919	0,923	0,928	0,932	0,936
3	82	0,894	0,898	0,903	0,906	0,911	0,915	0,918	0,924	0,928	0,933	0,937
4	65	0,940	0,943	0,945	0,947	0,948	0,952	0,955	0,956	0,959	0,961	0,964
5	49	1,005	1,005	1,005	1,004	1,004	1,004	1,004	1,004	1,003	1,003	1,003
6	35	1,080	1,078	1,074	1,074	1,071	1,068	1,066	1,061	1,058	1,055	1,051
7	24	1,152	1,147	1,141	1,138	1,135	1,130	1,127	1,117	1,111	1,105	1,098
8	14	1,220	1,213	1,206	1,205	1,199	1,190	1,183	1,172	1,163	1,154	1,145
9	8	1,270	1,264	1,254	1,248	1,244	1,235	1,225	1,214	1,204	1,193	1,181
10	5	1,295	1,287	1,279	1,275	1,272	1,262	1,251	1,238	1,227	1,215	1,203
11	5	1,294	1,290	1,283	1,281	1,273	1,264	1,256	1,242	1,232	1,220	1,208

Sárgával kiemelve: Dance és társainak eredményei (2000)

Táblázat. További c-faktorok átlagos emlőkre, 50-64 éves korcsoportban

Emlő- vastagság (cm)	Miri- gyes- ség (%)	HVL (mm Al)										
		0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80
2	100	0,885	0,891	0,9	0,905	0,91	0,914	0,919	0,923	0,928	0,932	0,936
3	72	0,925	0,929	0,931	0,933	0,937	0,94	0,941	0,947	0,950	0,953	0,956
4	50	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
5	33	1,086	1,082	1,081	1,078	1,075	1,071	1,069	1,064	1,060	1,057	1,053
6	21	1,164	1,160	1,151	1,15	1,144	1,139	1,134	1,124	1,117	1,111	1,103
7	12	1,232	1,225	1,214	1,208	1,204	1,196	1,188	1,176	1,167	1,157	1,147
8	7	1,275	1,265	1,257	1,254	1,247	1,237	1,227	1,213	1,202	1,191	1,179
9	4	1,299	1,292	1,282	1,275	1,27	1,26	1,249	1,236	1,225	1,213	1,200
10	3	1,307	1,298	1,29	1,286	1,283	1,272	1,261	1,248	1,236	1,224	1,211
11	3	1,306	1,301	1,294	1,291	1,283	1,274	1,266	1,251	1,240	1,228	1,215

Sárgával kiemelve: Dance és társainak eredményei (2000)

Táblázat. További g-faktorok

HVL (mm Al)	Emlővastagság (cm)									
	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
0,30	0,390	0,274	0,207	0,164	0,135	0,114	0,098	0,0859	0,0763	0,0687
0,35	0,433	0,309	0,235	0,187	0,154	0,13	0,112	0,0981	0,0873	0,0786
0,40	0,473	0,342	0,261	0,209	0,172	0,145	0,126	0,1106	0,0986	0,0887
0,45	0,509	0,374	0,289	0,232	0,192	0,163	0,14	0,1233	0,1096	0,0988
0,50	0,543	0,406	0,318	0,258	0,214	0,177	0,154	0,1357	0,1207	0,1088
0,55	0,573	0,437	0,346	0,287	0,236	0,202	0,175	0,1543	0,1375	0,1240
0,60	0,587	0,466	0,374	0,31	0,261	0,224	0,195	0,1723	0,1540	0,1385
0,65	0,622	0,491	0,399	0,332	0,282	0,244	0,212	0,1879	0,1682	0,1520
0,70	0,644	0,514	0,421	0,352	0,300	0,259	0,227	0,2017	0,1809	0,1638
0,75	0,663	0,535	0,441	0,371	0,317	0,274	0,241	0,2143	0,1926	0,1746
0,80	0,682	0,555	0,460	0,389	0,333	0,289	0,254	0,2270	0,2044	0,1856

A táblázatban közölt adatok mGy/mGy egységekben értendők.

Sárgával kiemelve: Dance és társainak eredményei (2000)

További s-faktorok

A korábbi irányelvek óta néhány új anód-szűrő kombinációt vezettek be, az alábbi táblázat ezekhez nyújt útmutatást.

A5.3 táblázat: s-faktorok néhány klinikailag alkalmazott spektrumhoz [1,2]

Spektrum	s- faktor
Mo/Mo	1,000
Mo/Rh	1,017
Rh/Rh	1,061
Rh/Al	1,044
W/Rh	1,042
W/Ag	1,042

A5.8 táblázat: s-faktorok W/Al spektrumokhoz, 0,5 mm Al egyenértékű szűréssel. Ilyen spektrumokat alkalmaznak a Sectra mammográfiás rendszerek és az értékeket 25-40 kV csőfeszültség tartományra, az emlővastagságtól függően számították [1]. Ezek a faktorok megfelelnek a jellegzetes mirigyességeknek a szűrt 40-49 és 50-64 éves korcsoportba tartozó páciensekben a Nemzeti Egészségügyi Szolgálat Emlőszűrő Programjában (NHSBSP), Dance és társai közleménye szerint [2].

PMMA vastagság (mm)	Ekvivalens emlővastagság (cm)	s-faktor
20	21	1,075
30	32	1,104
40	45	1,134
45	53	1,149
50	60	1,160
60	75	1,181
70	90	1,198
80	103	1,208

Egyéb alumíniumvastagságoknál az s-tényező a végleges változatban fog szerepelni.

[1] Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol, D. R. Dance, Phys. Med. Biol. 45 (2000) 3225-3240

[2] Further factors for the estimation of mean glandular dose using the breast dosimetry protocols, D. R. Dance, K. C. Young and R. E. van Engen, Phys. Med. Biol. 54 (2009) 4361-4372

8. Függelék: a CDCOM leírása

A kiegészítés végleges változatában fog szerepelni.