

## Tehnologija mamografij

Lucijan Miklavčič

Ortopedska bolnica Valdoltra, Ankaran, Slovenija

---

*Mamografija je specialna radiografska preiskava katere namen je diagnostika karcinoma dojke. S tehnične plati mora zagotoviti dobro kontrastno ločljivost sprememb v mehkih tkivih, dobro prostorsko ločljivost mikrokalcinacij in kontur nasploh (robovi, spikule); to dosežemo kadar je radiografski šum dovolj nizek, da v sliki ne zabriše teh podrobnosti morfološke vsebine.*

*Ključne besede: mamografija; tehnologija radiološka*

---

### Cilj

Mamografija je specialna radiografska preiskava katere namen je diagnostika karcinoma dojke. S tehnične plati mora zagotoviti dobro kontrastno ločljivost sprememb v mehkih tkivih, dobro prostorsko ločljivost mikrokalcinacij in kontur nasploh (robovi, spikule); to dosežemo kadar je radiografski šum dovolj nizek, da v sliki ne zabriše teh podrobnosti morfološke vsebine.<sup>1,2</sup>

### Namen

Obstajata dve indikaciji za mamografijo: diagnostična preiskava (pri simptomnih pacientkah, ki imajo klinično pozitivnost) in presejevalna mamografija (pri asimptomnih pacientkah, kjer ni kliničnih sprememb). Pri

presejevalni mamografiji skušamo omejiti žarkovno izpostavitvev asimptomne populacije, ki je bila vključena v skupino tveganja. Preiskavo moramo opraviti s takšnimi tehnološkimi rešitvami, da je absorbirana doza zelo nizka, tudi število projekcij moramo omejiti (le polstranska projekcija).<sup>3,4,5</sup> Pri klinični mamografiji pa je pristop drugačen – nasproten, prednost damo kvalitetno boljši tehniki slikanja, tako da je rešitev kliničnega problema bolj zanesljiva, medtem ko žarkovna izpostavitvev pacientke ni tako pomembna.<sup>6</sup>

### Oprema

Preiskavo opravimo na posebnem aparatu – mamografu, na posebnih detektorjih slike – na mamografskih kasetah. Mamografski generator proizvaja žarke X nizke energije pri nizki napetosti v cevi.

V posebni – mamografski rentgenski cevi, ki ima na anodni tarči namesto volframa molibden (ali rodij), izstopno okno za žarke X pa iz berilija (Z=5), se proizvajajo mehki žarki X.

Mamograf je opremljen tudi s posebnimi filtri (različnih debelin molibdena in rodija, včasih tudi drugih kovin), napravo za stiskanje dojke, Bucky napravami (formata 18(24 cm in 24(30 cm), napravami za povečavo, za stereotaktično vodeno igelno biopsijo in več koristnimi napravami, ki jih vseskozi omogoča napredovanje tehnologije.<sup>7,8,9</sup>

Namesto mamografskih kaset z enoslojnimi mamografskimi filmi so se v prejšnjih letih ponekod uporabljale xeroradiografske kasete (iz amorfne selen). Xeroradiografijo so skoraj vsi opustili, ker so absorbirane doze pri tej preiskavi dokaj visoke.

V nekaterih ustanovah uporabljajo namesto mamografskih kaset kasete s folijami fosfoestimulabilnih fosforjev, digitalno sliko dobimo z lasersko skenirno napravo, sliko pa shranimo na trdem disku delovne postaje.

V naslednjih letih pričakujemo razcvet direktnih digitalnih ploskih detektorjev slike. Digitalna slika se bo tvorila v fiksno vstavljenem detektorju in se bo prenesla na trdi disk mamografskega računalnika.

Radiografske rešetke so učinkovite v mamografiji odkar se uporabljajo organski materiali (namesto aluminija) za prosojne lamele radiografskih rešetk in je gostota lamel dovolj visoka (preko 60 parov lamel/cm).<sup>10,11,12,13</sup>

### Generator

Moderni mamografski generatorji so visokofrekvenčni generatorji (do 100 kHz), ki proizvajajo dobro usmerjeno napetost v cevi med 22 in 35 kV. Običajno je najvišji tok v mamografski cevi okoli 100 mA za večje žarišče mamografske cevi (običajno 0,3 mm) ter okoli 25 mA za manjše žarišče mamografske cevi (običajno 0,1 mm). Manjše žarišče se samodejno vklopi pri namestitvi naprave za povečavo.<sup>1,14</sup>

### Cev

Sodobne mamografske cevi imajo rotirajočo anodo, ki omogoča največji tok v cevi okoli 100 mA za večje žarišče (0,3 mm) in 25 mA za manjše žarišče (0,1 mm) pri napetosti v cevi od 22 do 35 kV. Izstopno okno za žarke X je iz berilijeve ploščice, ki prepušča tudi nizke energije emisijskega spektra žarkov X molibdenove anode (pri standardni radiografski cevi je izstopno okno za žarke X iz steklenega ovoja – pyrex stekla, takšno okno bi močno filtriralo koristni del emisijskega spektra mamografske cevi). Standardni dodani filter mamografske cevi je iz molibdenove ploščice debeline 0,03 mm.

Pred več leti so bile v uporabi tudi mamografske cevi s tarčo iz volframove anode, kjer se je uporabljal dodani filter aluminija takšne debeline, da je HVL izstopnega snopa pri napetosti v cevi 30 kV presegel 0,3 mm aluminija. Dobro kontrastno ločljivost tkivnih struktur na slikah mamografskih kaset smo dobili z nekoliko nižjimi napetosti v cevi z volframovo tarčo v primerjavi s slikami, ki so bile narejene s cevjo, ki je imela molibdenovo tarčo. Kadar pa smo namesto mamografske kasete uporabljali xeroradiografsko kaseto je bil izstopni snop močnejše filtriran z dodanim filtrom aluminija debeline od 1 do 2 mm, napetost v cevi pa je bila med 40 in 50 kV (Tabela 1).

Na tržišču je že več let ob mamografski cevi z molibdenovo anodo posebna mamografska cev, ki ima ob molibdenovi tarči tudi tarčo iz rodija. Značilni emisijski spekter mamografske cevi rodijeve tarče je primernejši za slikanje gostejših dojk, ki so bolj pogoste pri mlajših in pri mastopatičnih pacientkah. V Tabeli 2 sta dodani tudi značilni energiji  $K\alpha$  in  $K\beta$  volframove tarče (poševni znaki), ki se v mamografiji sploh ne moreta doseči, tako da volframova anoda pri nizkih napetostih v cevi, ki se uporabljajo v mamografiji oddaja le zvezni del emisijskega spektra.

**Tabela 1.** Izbira napetosti v cevi in dodanega filtra za dobro tehniko mamografskega slikanja na mamografske oziroma xeroradiografske kasete s cevjo z molibdenovo in volframovo anodo

Receptor slike	Anodna tarča	Napetost v cevi	Dodani filter
Mamografska kasete	Molibden	25 do 35 kV	0,03 mm molibdena
Mamografska kasete	Volfram	22 do 32 kV	0,5 mm aluminija
Xeroradiografska kasete	Volfram	40 do 50 kV	do 2 mm aluminija

**Tabela 2.** Atomsko število Z in karakteristična energija dveh konic ( $K\alpha$  in  $K\beta$ ) emisijskega spektra anode z molibdenovo, rodijevo in volframovo tarčo

Anodna tarča	Z	$K\alpha$	$K\beta$
Molibdenova tarča	42	17,4 keV	20,0 keV
Rodijevo tarča	45	20,2 keV	23,2 keV
Volframova tarča	74	59,3 keV	67,2 keV

Izbira tarčnega materiala in filtra je lahko določena z algoritmom, tako da ju program računalnika samodejno določi glede na debelino stisnjene dojke: molibdenova anoda in tanek filter iz molibdena se avtomatično izbere za močno stisnjene dojke, za debelejšje dojke pa se samodejno določijo drugačni pogoji slikanja vse do izbire rodijeve tarče z najbolj debelim filtrom iz rodija. Pri kontrolni preiskavi pa tehnika slikanja ni nujno avtomatična, bolje je, če odločitev inženirja ali radiologa temelji na oceni gostote žleznega tkiva iz predhodnih preiskav.<sup>1,14</sup>

### Mamografski sistemi folija film

Standardni mamografski sistem folija film je sestavljen iz ene folije, ki je v stiku z emulzijo enoslojnega filma. Folija in film sta v posebni kaseti, katere ohišje dobro prepušča žarke X nizke energije. V zaprti kaseti mora delovati močna sila med površino folije in filma, tako da je stik teh površin zelo dober.

Dvoslojni mamografski sistemi folija film se lahko uporabljajo v presejevalni mamografiji, kjer je pomembnejše doseči nižjo dozo za populacijo, pri tem pa sprejememo nekoliko slabšo prostorsko ločljivostjo slike. Dvoslojni

mamografski filmi so v primerjavi z enoslojnimi manj občutljivi za spremembe parametrov, ki vplivajo na kakovost pri razvijanju. Enoslojne filme moramo razviti v prirejenem razvijalnem aparatu, katerega ne potrebujemo pri nekaterih dvoslojnih mamografskih filmih.<sup>1,14,15,16</sup>

### Rešetke

Radiografske rešetke so učinkovite v mamografiji odkar se uporabljajo organski materiali (namesto aluminija) za prosojne lamele radiografskih rešetk in je gostota lamel dovolj visoka (preko 60 parov lamel/cm). Bucky naprava ni potrebna, če je gostota lamel okoli 100 in več parov lamel/cm, saj je slika tako gostih lamel nevidna in ne moti prikaza mikrokalcinacij.<sup>17</sup>

Razmerje rešetke R je pri mamografski rešetki okoli 5, te rešetke imajo dokaj nizek Bucky faktor (med 2 in 3). Zato sodobne mamografske rešetke prepuščajo dokaj dobro primarno sevanje, hkrati je razmerje S/P (med sipanjem in primarnim sevanjem) v izstopnem snopu žarkov X iz dojke dokaj nizko.

### Naprava za stiskanje in nastavitev

Naprava za stiskanje dojke je sestavljena iz pomične plošče, ki je prozorna in radiotransparentna. Pri stiskanju dojke je pomična plošča vedno vzporedna z mamografsko kaseto. Stiskanje dojke doziram z električno ali pnevmatsko napravo, ki pomika kompresijsko ploščo proti kaseti.

Slika stisnjene dojke je kontrastnejša, ekspozicijsko bolj egalizirana in je pridobljena pri nižji incidentni ekspozicijski dozi. Čim tanjša debelina tkiv dosežemo tem boljša je jasnost prikaza sprememb: kontrast slike je višji, ker se faktor S/P zmanjša, zaradi sovpadanja manj slojev tkiv pa je analiza slike olajšana. Verjetnost premikanja med ekspozicijo je pri stisnjeni dojki zmanjšana in je zato močno zmanjšano število neuporabnih posnetkov.

Najbolje je, da stiskanje dojke omejuje pacientka sama do stiskalne sile, ki jo še prenese. Pomemben podatek je tudi sila ali pritisk, ki deluje na dojko in debelina stisnjene dojke; radiološki inženir ali radiolog mora pred ekspozicijo dojke z žarki X oceniti ali je dosežena kompresija res največja in jo primerjati s podatki predhodnih slikanj. V digitalnih tehnikah bi moral biti v DICOM sliki zapisan tudi ta podatek.<sup>1,14</sup>

### Kolimator in vizirni svetlobni snop

Sovpadanje kolimatorja za žarke X s svetlobnim vizirnim snopom omogoča preverjanje položaja dojke pred ekspozicijo z žarki X, tako da bo cela dojka zajeta na sliki. Aparat mora omogočati to tudi za posebne projektivne nastavitve, ki jih opravljamo redkeje.

### AEC (Automatic Exposure Control)

Pomemben napredek v kvaliteti mamografije je bil dosežen z uveljavitvijo elektronske naprave za avtomatsko ekspozicijo, ki določa prekinitev ekspozicije z žarki X v trenutku kadar je količina ionizirajočega sevanja, ki je padlo na kaseto tolikšna, da bo črnitev filma optimalna (OD okoli 1,5). V večini primerov gre za ionizacijske celice, ki merijo ionizacijo emergentnega ionizirajočega sevanja iz kasete. Včasih je potrebno prilagoditi nastavitve AEC naprave v odvisnosti od debeline ali ra-

zlične tkivne strukture dojke, tako da dosežemo nekoliko daljše ali krajše ekspozicijske čase (nastavitev AEC v pozitivne ali negativne točke, kjer je običajno premik za eno točko 0,1 log RE).

Ponovljivost sistema AEC je posebno pomembna kadar delamo na oddaljenih delovnih mestih, če mamogramov ne razvijamo sproti.<sup>1,14</sup>

### Absorbirana doza

S spremembami različnih parametrov v tehniki slikanja lahko pomembno spremenimo absorbirano dozo v žlezem tkivu dojke.

Izbrani detektor slike (sistem folija film) ima občutljivost, ki je določena s parametrom relativna hitrost sistema. Relativna hitrost je pri raznih sistemih folija film lahko zelo različna, posebno če primerjamo enoslojne in dvoslojne sisteme. Pri istem proizvajalcu je običajno relativna hitrost dvoslojnih sistemov dvakrat višja v primerjavi z enoslojnimi; relativna absorbirana doza pa je obratno sorazmerna relativni hitrosti.

V mamografija z rešetko so absorbirane doze mnogo višje, relativno povišanje doze določa Bucky faktor: tako je relativno povečanje absorbirane doze enako Bucky faktorju, ki je običajno med 2 in 3.

Emisijski spekter rentgenske cevi zavisi od narave materiala v tarči anode (volfram, molibden, rodij), napetosti v cevi (22 do 35 kV ali do 50 kV pri volframovi tarči), svojstvenega filtriranja – materiala in debeline izstopnega okna (berilij ali pyrex steklo), dodanega filtriranja – materiala in debeline vseh dodanih filtrov (običajno molibden in rodij pri molibdenovi tarči in aluminij pri volframovi tarči).

Absorbirana doza je nižja, če uporabimo višjo napetost v cevi, saj dobimo snop, katerega emisijski spekter vsebuje več višjih energij, to pa zmanjšuje svojstveni kontrast. Načelno je znižanje kontrasta škodljivo, le v primeru visoke gostote žlezem tkiva (pri

mlajših in mastopatičnih pacientkah) dosežemo koristne kvalitetne spremembe slike. V gostih dojkah je zaradi zmanjšanja svojstvenega kontrasta razširjeno območje ekspozicij z vidnim prikazom struktur na sliki. Na primer v zelo gostem žlezem tkivu mastopatične dojke lahko prikažemo mikrokalcinacije.

Absorbirana doza je približno enaka ne glede na to ali smo izbrali manjše ali večje žarišče mamografske cevi (razen pri zelo dolgih ali zelo kratkih ekspozicijskih časih, kjer relativna hitrost sistema znižana).

Maščobno tkivo v dojki pomembno prispeva boljši kontrastni ločljivosti slike. Prikaz patoloških sprememb je jasnejši in je dosežen pri nižji absorbirani tkivni dozi, če dojka vsebuje več maščobe. Maščobno tkivo ima namreč višji HVL, torej prepušča večji delež snopa žarkov X, pa tudi manj sekundarnega sevanja se sipa iz maščobnega tkiva.<sup>1,14</sup>

### Neostrost slike

Neostrost slike zaradi geometrične neostrostiti, ki je vzrok polsence ( $U_g$ ), zavisi od faktorja povečave ( $M$ ) in od dimenzije žarišča mamografske cevi ( $f$ ).

$$U_g = f (M-1)$$

Geometrična neostrost omejuje uporabo povečave, ki je smiselna do faktorja povečave 2.

Drugi vzroki neostrostiti so še neostrost zaradi premika, ki je manj verjetna pri krajših ekspozicijskih časih pridobljenih s pravilno uporabo stiskalne naprave ter neostrost detektorja slike, ki zavisi predvsem od debeline ojačevalne folije.<sup>1,14</sup>

### Šum slike

Glavni vzrok šuma slike je v statistični fluktuaciji absorbiranih fotonov, ki prispevajo tvor-

jenju slike. Statistične fluktuacije pri emisiji žarkov X iz rentgenske cevi definiramo kot kvantni šum. Pri prehodu mamografske tehnike slikanja z industrijskimi filmi k tehniki slikanja na sistem folija film je bilo doseženo zelo visoko zmanjšanje absorbirane doze in vzporedno s tem zmanjšanje količine žarkov, ki so bili potrebni za pridobitev mamografske slike (faktor med 10 in 100). Ker pa industrijski film prepušča velik delež rentgenske svetlobe, ki vpada nanj in ker folija zelo dobro absorbira rentgensko svetlobo ni pomembnih sprememb v šumu slik. Gre torej za veliko večjo absorpcijo žarkov X v foliji v primerjavi s filmom, ki je definirana v slikotvornem deležu rentgenske svetlobe kot QDE (Quantum Detection Efficiency).

V sistemih folija film lahko zmanjšamo kvantni šum slik posredno z uporabo manj občutljivega filma in z zvišanjem ekspozicijskih pogojev.<sup>1,14</sup>

### Literatura

1. Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. *Christensen's introduction to the physics of diagnostic radiology*. 3th ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1984.
2. Eklund GW, Cardenosa G, Parsons W. Assessing adequacy of mammographic image quality. *Radiology* 1994; **190**: 297-307.
3. van Dijck JA, Verbeek AL, Hendriks JH, Holland R. One-view versus two-view mammography in baseline screening for breast cancer: a review. *Br J Radiol* 1992; **65**: 971-6.
4. Larsson LG. Controversies in screening with mammography. *Acta Oncol* 1997; **36**: 675-9.
5. Clark RA. Economic issues in screening mammography. *Am J Roentgenol* 1992; **158**: 527-34.
6. Mettler FA, Upton AC, Kelsey CA, Ashby RN, Rosenberg RD, Linver MN. Benefits versus risks from mammography: a critical reassessment. *Cancer* 1996; **77**: 903-9.
7. Haus AG. Technologic improvements in screen-film mammography. *Radiology* 1990; **174**: 628-37.

8. Vyborny CJ, Giger ML. Computer vision and artificial intelligence in mammography. *Am J Roentgenol* 1994; **162**: 699-708.
9. Nielsen B. Technical aspects of mammography. *Curr Opin Radiol* 1992; **4**: 118-22.
10. Kimme-Smith C. New and future developments in screen-film mammography equipment and techniques. *Radiol Clin North Am* 1992; **30**: 55-66.
11. Schilling RB, Cox JD, Sharma SR. Advanced digital mammography. *J Digit Imaging* 1998; **11(3 Suppl 1)**: 163-5.
12. Schmidt RA, Nishikawa RM. Clinical use of digital mammography: the present and the prospects. *J Digit Imaging* 1995; **8(1 Suppl 1)**: 74-9.
13. Cowen AR, Parkin GJ, Hawkrigde P. Direct digital mammography image acquisition. *Eur Radiol* 1997; **7**: 918-30.
14. Rothenberg LN. Physical aspects of mammography. In Taveras Ferrucci Radiology. *Diagnosis-Imaging-intervention* Vol.1 Ch 9. Philadelphia: JB Lippincott Company, 1996.
15. Haus AG, Yaffe MJ. Screen-film and digital mammography. Image quality and radiation dose considerations. *Radiol Clin North Am* 2000; **38**: 871-98.
16. Yaffe MJ. AAPM tutorial. Physics of mammography: image recording process. *Radiographics* 1990; **10**: 341-63.
17. Barnes GT. Scatter control in imaging recording. In Taveras Ferrucci Radiology. *Diagnosis-Imaging-intervention* Vol.1 Ch 4. Philadelphia: JB Lippincott Company, 1996.