

ZAGOTAVLJANJE
KAKOVOSTI V SLIKOVNI
DIAGNOSTIKI DOJKE

QUALITY ASSURANCE
IN BREAST IMAGING
DIAGNOSTICS

Uredniki•Editors

Maksimiljan Kadivec

Miljeva Rener

Tomaž Vargazon

November 1999

Vol. 33 Supplement 2

Ljubljana



MEDILAB
d.o.o.
DIAGNOSTIČNI RADIOLOŠKI CENTER

MEDITRADE d.o.o.

Generalni distributer.

Vse informacije na:

tel.: (061) 1894 600

<http://www.meditrade.si>

E-pošta: info@meditrade.si

THE DAWN OF A NEW ERA IN MAMMOGRAPHY

This new screen film system provides the highest contrast images of any Kodak mammography system. The new components of this latest mammography system from Kodak are:

A new Kodak Min-R 2190 Screen

A redesigned Kodak Min-R2 Cassette

A compact Roomlight Film handling System for Mammography,

The Kodak Miniloader 2000

Benefits:

Improved resolution and contrast

Access to processed images



RADIOLOGY AND ONCOLOGY



Editorial office

Radiology and Oncology

Institute of Oncology

Vrazov trg 4

SI-1000 Ljubljana

Slovenia

Phone: +386 61 1320 068

Phone/Fax: +386 61 1337 410

E-mail: gsera@onko-i.si

November 1999

Vol. 33 Suppl. 2

Pages S1-S46

ISSN 1318-2099

UDC 616-006

CODEN: RONCEM

Aims and scope

Radiology and Oncology is a journal devoted to publication of original contributions in diagnostic and interventional radiology, computerized tomography, ultrasound, magnetic resonance, nuclear medicine, radiotherapy, clinical and experimental oncology, radiobiology, radiophysics and radiation protection.

Editor-in-Chief

Gregor Serša

Ljubljana, Slovenia

Editor-in-Chief Emeritus

Tomaž Benulič

Ljubljana, Slovenia

Executive Editor

Viljem Kovač

Ljubljana, Slovenia

Editor

Uroš Smrdel

Ljubljana, Slovenia

Editorial board

Marija Auersperg

Ljubljana, Slovenia

Nada Bešenski

Zagreb, Croatia

Karl H. Bohuslavizki

Hamburg, Germany

Haris Boko

Zagreb, Croatia

Nataša V. Budihna

Ljubljana, Slovenia

Marjan Budihna

Ljubljana, Slovenia

Malte Clausen

Hamburg, Germany

Christoph Clemm

München, Germany

Mario Corsi

Udine, Italy

Christian Dittrich

Vienna, Austria

Ivan Drinković

Zagreb, Croatia

Gillian Duchesne

Melbourne, Australia

Béla Fornet

Budapest, Hungary

Tullio Girdali

Trieste, Italy

Andrija Hebrang

Zagreb, Croatia

László Horváth

Pécs, Hungary

Berta Jereb

Ljubljana, Slovenia

Vladimir Jevtič

Ljubljana, Slovenia

H. Dieter Kogelnik

Salzburg, Austria

Jurij Lindtner

Ljubljana, Slovenia

Ivan Lovasić

Rijeka, Croatia

Marijan Lovrenčič

Zagreb, Croatia

Luka Milas

Houston, USA

Metka Milčinski

Ljubljana, Slovenia

Maja Osmak

Zagreb, Croatia

Branko Palčić

Vancouver, Canada

Jurica Papa

Zagreb, Croatia

Dušan Pavčnik

Portland, USA

Stojan Plesničar

Ljubljana, Slovenia

Ervin B. Podgoršak

Montreal, Canada

Jan C. Roos

Amsterdam, Netherlands

Slavko Šimunić

Zagreb, Croatia

Lojze Šmid

Ljubljana, Slovenia

Borut Štabuc

Ljubljana, Slovenia

Andrea Veronesi

Aviano, Italy

Živa Zupančič

Ljubljana, Slovenia

Publishers

*Slovenian Medical Association - Slovenian Association of Radiology, Nuclear Medicine Society,
Slovenian Society for Radiotherapy and Oncology, and Slovenian Cancer Society
Croatian Medical Association - Croatian Society of Radiology*

Affiliated with

*Societas Radiologorum Hungarorum
Friuli-Venezia Giulia regional groups of S.I.R.M.
(Italian Society of Medical Radiology)*

Copyright © Radiology and Oncology. All rights reserved.

Reader for English

*Olga Shrestha
Mojca Čakš*

Key words

Eva Klemenčič

Secretaries

*Milica Harisch
Betka Savski*

Design

Monika Fink-Serša

Printed by

imprint d.o.o., Ljubljana, Slovenia

Published in 400 copies

Bank account number 50101 679 901608

Foreign currency account number

50100-620-133-900-27620-978-515266/6

NLB - Ljubljanska banka d.d. - Ljubljana

Subscription fee for institutions \$ 100 (16000 SIT), individuals \$ 50 (5000 SIT)

The publication of this journal is subsidized by the Ministry of Science and Technology of the Republic of Slovenia.

Indexed and abstracted by:

BIOMEDICINA SLOVENICA

CHEMICAL ABSTRACTS

EMBASE / Excerpta Medica

This journal is printed on acid-free paper

Radiology and Oncology is available on the internet at: <http://www.onko-i.si/radiolog/rno.htm>



KAZALO TABLE OF CONTENTS

Uvodnik

Zagotavljanje kakovosti v slikovni diagnostiki dojke

Kadivec M

Kakovost mamografskih slik in doze pri mamografiji v Sloveniji

Image quality and breast doses by mamography in Slovenia

Zdešar U

S1

Tehnične zahteve za kakovostno mamografsko opremo

Technical requirements for high quality mammography equipment

Zdešar U

S9

Klinična presoja kakovosti mamogramov

Clinical image evaluation

Renar M, Hert K

S13

Zagotavljanje kakovosti pri razvijanju mamogramov

Quality assurance in mammography processing

Miklavčič L

S24

Mamografska tehnika - projekcije in kompresija

Mammography techniques - projections and compression

Hertl K, Renar M

S30

Tehnične zahteve kakovostnega ultrazvočnega aparata

Technical requirements of high-quality ultrasound system

Rainer S

S39

Zagotavljanje kakovosti v ultrazvočni diagnostiki

Quality assurance in ultrasound

Rainer S

S42

UVODNIK

Zagotavljanje kakovosti v slikovni diagnostiki dojke

Odziv na našo prvo mamografsko šolo, ki je presešel vsa naša pričakovanja, nas je spodbudil, da smo dobro leto po izdaji prve publikacije pripravili še drugo, v kateri smo poudarili teme o zagotavljanju kakovosti (quality assurance) in preverjanju kakovosti (quality control) pri mamografijah in pri ultrazvočnih preiskavah dojke kot najpomembnejši dopolnilni metodi v slikovni diagnostiki bolezni dojke.

Zagotavljanje in preverjanje kakovosti sta dva različna pojma, ki ju pogosto zamenjujemo med seboj:

Zagotavljanje kakovosti (quality assurance) je zelo širok program, ki poleg preverjanja kakovosti (quality control) zajema tudi administrativne, izobraževalne in preventivne programe. Vsebuje stalno spremljanje primernosti in učinkovitosti vseh slikovnih programov z možnostjo uvažanja sprememb v slikovni diagnostiki, kjer je to potrebno. Radiolog je odgovoren, da se ti programi izvajajo, da je ocena slik in diagnoza pravilna, da so podatki, ki pridejo do bolnice in do njenega zdravnika, točni.

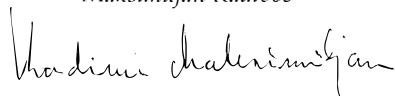
Preverjanje kakovosti (quality control) je skupek številnih tehničnih postopkov, ki nam zagotavljajo optimalne posnetke.

V Sloveniji so programi zagotavljanja kakovosti v mamografski slikovni diagnostiki še v povojih. Na Oddelku za radiologijo Onkološkega inštituta smo v letu 1999 uvedli preverjanje kakovosti kot začetek programa zagotavljanja kakovosti v mamografski slikovni diagnostiki v Sloveniji.

S tem namenom smo v zbornik predavanj vključili znanja o kakovosti mamografskih slik in doz pri mamografijah v Sloveniji, znanja o tehničnih zahtevah dobrega mamografskega aparata, preverjanju kakovosti razvijanja filmov, klinični presoji kakovosti mamografij in znanja o mamografskih projekcijah. Poleg tega pa še znanja o preverjanju kakovosti na ultrazvočnem aparatu in tehničnih zahtevah dobrega ultrazvočnega aparata. Znanja o tehnologiji mamografij in dnevnem preverjanju kakovosti mamografij smo objavili že v prvi publikaciji.

Upamo, da bomo z organizacijo druge šole mamografske diagnostike, ki smo jo razširili s programom o zagotavljanju kakovosti in praktičnimi vajami iz tega področja, izobrazili določeno število radiologov in radioloških inženirjev iz vse Slovenije. S tem naj bi poenotili delo na vseh radioloških oddelkih in na ta način začeli tudi v Sloveniji izvajati programe zagotavljanja kakovosti v slikovni diagnostiki dojke.

Maksimiljan Kadivec



Kakovost mamografskih slik in doze pri mamografiji v Sloveniji Image quality and breast doses by mammography in Slovenia

Urban Zdešar

Zavod za varstvo pri delu, Ljubljana, Slovenija

Povzetek: Prvi pogoj za učinkovito zgodnje odkrivanje raka dojke so kakovostni mamogrami. Načela varstva pred sevanjem pa zahtevajo še, da so ti narejeni ob čim nižji dozni obremenitvi za slikano žensko. Le če dosežemo oboje, lahko govorimo o kakovostni mamografiji. Pri nadzoru mamografskih rentgenskih naprav v Sloveniji določimo povprečno prejeta dozo na dojko, s pomočjo mamografskega fantoma pa poskušamo oceniti kakovost mamogramov. Rezultati nadzora v obdobju med letoma 1996 in 1999 kažejo, da je stanje tehnične kakovosti mamografij v Sloveniji primerljivo s stanjem v razvitem svetu. Še vedno pa so nekatere težave, kot so podedkspirirani mamogrami, razmeroma pogoste. Vsaj nekatere med njimi bi odpravili programi preverjanja kakovosti, a jih zaenkrat nima še nobena od mamografskih diagnostik v Sloveniji.

Ključne besede: dojka, novotvorbe; mamografija; radiologija, doziranje

Abstract: Image quality is a cornerstone of effective early breast cancer detection. Besides optimization as a radiation protection principle requires that the dose to the patient is as low as compatible with required image quality. Annual inspections of mammography installations in Slovenia include average glandular dose determination and the estimation of image quality using mammographic phantom. The results of the inspections in the period from year 1996 to 1999 showed that the technical quality of mammographic installations in Slovenia is comparable to the developed countries. Still there are some problems, underexposed images being the most common one. Quality control programs would solve at least some of the problems, but not even one mammographic installation has one at the moment.

Key words: breast neoplasms; mammography; radiation dosage

Uvod

Rak dojke je v razvitem zahodnem svetu najpogostejši rak pri ženskah in med vsemi rakastimi obolenji povzroči največ smrti. Poleg tega njegova pojavnost še vedno narašča. Vendar pa je rak dojke danes že ozdravljiva bole-

zen, predvsem če jo odkrijemo dovolj zgodaj, ko še nima zasevkov.

Rentgensko slikanje dojk - mamografija je trenutno ena izmed boljših, če ne kar najboljša metoda zgodnjega odkrivanja raka dojke. Z dobro organiziranim programom preventivnih mamografskih pregledov so v nekaterih mamografskih centrih središčih tudi do 40 % znižanje števila smrti zaradi raka dojke.¹ Kakovostna mamografija omogoča odkritje boleznih že ob najmanjših znakih. Vendar je

Naslov avtorja: Urban Zdešar, univ.dipl.inž.fiz., Zavod za varstvo pri delu, Bohoričeva 2, 1000 Ljubljana, Slovenija. Tel: 13 20 253 ; Fax: 312 562 ; E-mail: urban.zdesar@zvd.si

pri tem tkivo dojke izpostavljeno ionizirajočemu sevanju, to pa je hkrati eden izmed dejavnikov, ki lahko sproži novo rakavo rast. Za začetek karcinogeneze zadošča že ena okvarjena celica, ki uide mehanizmom, s katerimi organizem nadzoruje delovanje svojih celic. Takšno spremembo v celici pa lahko povzroči že zelo majhna doza ionizirajočega sevanja. Vsaj teoretično tako ni varne doze oziroma praga, pod katerim bi lahko radiogeneza raka popolnoma izključili. Osnovno načelo varstva pred ionizirajočim sevanjem zato zahteva, da je korist zaradi uporabe sevanja večja od škode, ki jo s sevanjem povzročimo. Le v tem primeru je uporaba sevanja upravičena.

Kadar zaradi utemeljenega suma, da gre za raka, slikamo dojke, je korist za pacientko celo v primeru negativnega izvida večja od škode zaradi sevanja.² Pri preventivnem odkrivanju te bolezni, s katerim poskušamo odkriti še netipljive oblike raka, pa je neogibno mamografiranje večje skupine žensk, ki nimajo simptomov bolezni. Neposredno korist od tega imajo samo tiste ženske, pri katerih raka tudi odkrijemo, vse druge pa zaradi prejete doze sevanja tvegajo nastanek radiogenega raka. Temu tveganju se zaradi narave karcinogeneze ni mogoče izogniti, lahko ga le zmanjšamo na raven, ki je ob zahtevani kakovosti slik in tehnologiji, ki je trenutno na voljo, neogibna. Optimizacija, kot drugo načelo varstva pred sevanji, pomeni ravno to.

Varstvo pred sevanjem pri medicinski obsevanosti ne temelji na omejevanju doz kot na primer pri poklicni obsevanosti. To pomeni, da doze ionizirajočega sevanja, ki jih pri preiskavah prejmejo pacienti, niso zakonsko omejene. Namesto tega je mednarodna komisija za radiološko zaščito (ICRP, International Commission on Radiological Protection) predlagala uvajanje doznih ograd.³ Gre za vrednosti, nad katerimi je potrebno ukrepanje - ugotoviti moramo vzrok, zaradi katerega so vrednosti visoke, in ga odpraviti. Skupna evropska zakonodaja, ki stopa v veljavo v letu 2000, imenuje dozne ograde pri medicinski

obsevanosti imenuje referenčni nivoji in zahteva njihovo uvedbo za vse standardne postopke, pri katerih se uporablja ionizirajoče sevanje.⁴ Referenčni nivoji hkrati tudi kažejo kakšno je stanje varstva pred sevanjem pri posamezni preiskavi v posamezni državi. Zato predlagajo, da si vsaka država na podlagi poznavanja stanja postavi svoje referenčne vrednosti. Kot referenčno vrednost navadno vzamemo tretji kvartil dozne porazdelitve. Če je namreč tri četrtine oddelkov, kjer opravljajo izbrano preiskavo, sposobno le-to zadovoljivo opraviti z dozo pod to vrednostjo, potem ni razloga, da ne bi mogla tega doseči tudi ostala četrtina.

Podobno razmišljanje lahko uporabimo tudi pri kakovosti slik, če le uspemo kakovost kvantificirati. Z uporabo standardnega mamografskega fantoma je to (vsaj deloma) mogoče.

Tveganje zaradi mamografije

Tveganje za nastanek radiogenega raka v nekem tkivu je povezano z dozo sevanja, ki jo tkivo prejme. Rak dojke se skoraj vedno začne v žlezju dojke (v lobusu ali v njegovem izvodilu), zato je za oceno tveganja pomembna doza, ki jo prejme to tkivo. Pri moderni mamografiji je tveganje zaradi prejete doze sevanja zelo majhno. Vendar načelo optimizacije zaščite kljub temu zahteva, naj bo obremenjenost s sevanjem le tolikšna, kot je to najmanj potrebno za kakovostno sliko.

Z rentgenskim slikanjem dojk ženske tvegajo nastanek radiogenega raka v žleznem tkivu tega organa. Tveganje je odvisno od vrste dejavnikov, predvsem pa od doze in starosti oziroma hormonskega stanja ženske ob obsevanju.⁵

Latentna doba za nastanek radiogenega raka dojke po podatkih iz BEIR V znaša okrog 10 let.⁵ Povečanje pojavljanja je največje med 15. in 20. letom po obsevanju, umrljivost pa še kakšnih 5 let pozneje. Vse študije kažejo, da povečano tveganje, čeprav majhno, ostaja tudi

50 let po obsevanju, to pa je tudi najdaljša doba spremljanja kakšne obsevane populacije.

Podobno kot velja za večino malignih tumorjev, ki so posledica obsevanja z ionizirajočim sevanjem, se tveganje za pojav radiogenega raka dojk s starostjo ob obsevanju zmanjšuje. Pri raku dojke je to celo najbolj očitno, saj so manjšo pojavnost pri starejših ženskah opazili skoraj pri vseh opazovanih populacijah.⁶ Tveganje je največje, če so ženske obsevane pred 20. letom oziroma med puberteto, pozneje pa strmo pada. Tako ocenjujejo, da je tveganje pri ženskah, obsevanih v starosti od 20 do 40 let, kar 4-krat manjše kot pri tistih, obsevanih do 20. leta. Pri ženskah, ki so ob obsevanju starejše od 40 let, pa se tveganje zmanjša pod polovico tveganja zaradi obsevanja pri starosti od 20 do 40 let.⁵ Relativno tveganje, ocenjeno na podlagi BEIR V, znaša za ženske, starejše od 40 let, pri enkratnem obsevanju s povprečno žlezno dozo 1 mSv približno 0,2 %.

Pri moderni mamografiji uporabljamo za slikanje sevanje z razmeroma nizkimi energijami, kar omogoča dovolj velik radiografski kontrast. Ker nas zanima samo doza na občutljivejše žlezno tkivo, je pomembno, koliko žleznega tkiva vsebuje dojka in kako je leto v dojki razporejeno. Oboje je pri različnih ženskah zelo različno. Hkrati se sestava dojke zelo spreminja s starostjo ženske, saj žlezno tkivo postopoma nadomešča maščevje. Nena zadnje se dojke precej ločijo tudi po velikosti. Natančne sestave dojke za vsak posamezni primer ne poznamo, zato je prejeta doza pravzaprav nemogoče natančno določiti. Pri ocenjenih doz pri mamografiji si zato pomagamo z bolj ali manj standardnimi modeli.

Model, ki se najpogosteje uporablja, je dojka, ki ima ob kompresiji debelino 4,5 cm in je sestavljena iz polovice maščobnega in polovice žleznega tkiva. Pri določanju povprečne žlezne doze v Sloveniji uporabljamo nekoliko drugačen model, in sicer 5 cm debelo dojko, ki je sestavljena iz 30 % žlezja in 70 % maščobnega tkiva. Raziskave namreč kažejo,

da je pri ženskah, starejših od 40 let, ki jih običajno mamografiramo, povprečno razmerje maščobnega in žleznega tkiva v dojkah bližje temu razmerju.^{7,8} Debelina 5 cm je izbrana zaradi dimenzij fantoma, ki ga uporabljamo za simulacijo preiskave.

Kakovost mamografskih slik

Mamografska slika je kakovostna, če lahko zdravnik s pomočjo informacij, ki jih daje slika, z dobršno mero zanesljivosti ugotovi prisotnost ali odsotnost bolezenskih sprememb v preiskovani dojki. Posledice slabih mamogramov so lahko zelo resne. Slike, na katerih ni videti bolezenskih sprememb v dojki, čeprav te obstajajo, onemogočajo dovolj zgodnje odkritje bolezni in tako precej zmanjšajo možnost uspešnega zdravljenja. Nejasni mamogrami in takšni, na katerih so vidni različni objekti, ki jih v dojki v resnici ni, pa lahko vodijo v drage in za žensko neprijetne dodatne preiskave. Slaba kakovost slik pomeni tudi več ponovljenih slikanj, s tem pa nepotrebno in neupravičeno obsevanje pacientk in osebja.

Kar samo se zastavlja vprašanje, kako vemo, kdaj so mamografske slike kakovostne. Komisija Evropske skupnosti je v letih med 1984 in 1996 izdelala kriterije kakovosti za najpogostejše rentgenske preiskave vključno z mamografijo.⁹ Z uporabo teh kriterijev lahko ocenimo tehnično kakovost posameznega mamograma. Vendar so nekateri kriteriji povezani z različnimi strukturami, ki se v dojki (in tako na mamogramu) lahko pojavijo, ni pa nujno.

Ocena kakovosti slik s pomočjo preskusnih fantomov

Mamografija je preiskava, pri kateri poznamo možne znake bolezni, na vemo pa, ali so ti v preiskovani dojki res navzoči. Pri ocenjevanju kakovosti diagnostičnega sistema je zato bistveno oceniti zmožnost sistema, da prikaže morebitne patološke tvorbe, če so v dojki. V

ta namen uporabljamo antropomorfne fantome. Gre za objekte, ki simulirajo dojko in vključujejo možno patologijo. Idealen fantom naj bi se realni dojki čim bolj približal tako s svojo sestavo kot z objekti, ki jih vsebuje. Omogočal naj bi oceno kakovosti slik, poleg tega pa tudi ekspozicijo, potrebno za kakovostno sliko, in s tem dozo na tkivo dojke.

V Sloveniji za simulacijo mamografskih preiskav uporabljamo antropomorfn fantom CIRS 70/30 (Computerized Imaging Reference Systems Inc., Norfolk, Virginia). Gre za realistično oblikovan fantom približno polkrožne oblike s premerom 18 cm, ki simulira stisnjeno 5 cm debelo dojko. Zunanja 0,5 cm debela plast simulira kožo dojke, osrednji del pa je iz snovi, ki je po sestavi podobna dojki s 70% maščobnega tkiva in 30% žlezja. Shemo fantoma, ki ga za simulacijo mamografskih preiskav in oceno kakovosti mamografskih slik uporabljamo v Sloveniji, prikazuje Slika 1.

Slikanje fantoma (namestitvev fantoma in izbira parametrov slikanja) je zaradi njegove oblike in sestave povsem enako kliničnim slikanjem dojk. Če ima rentgenski aparat

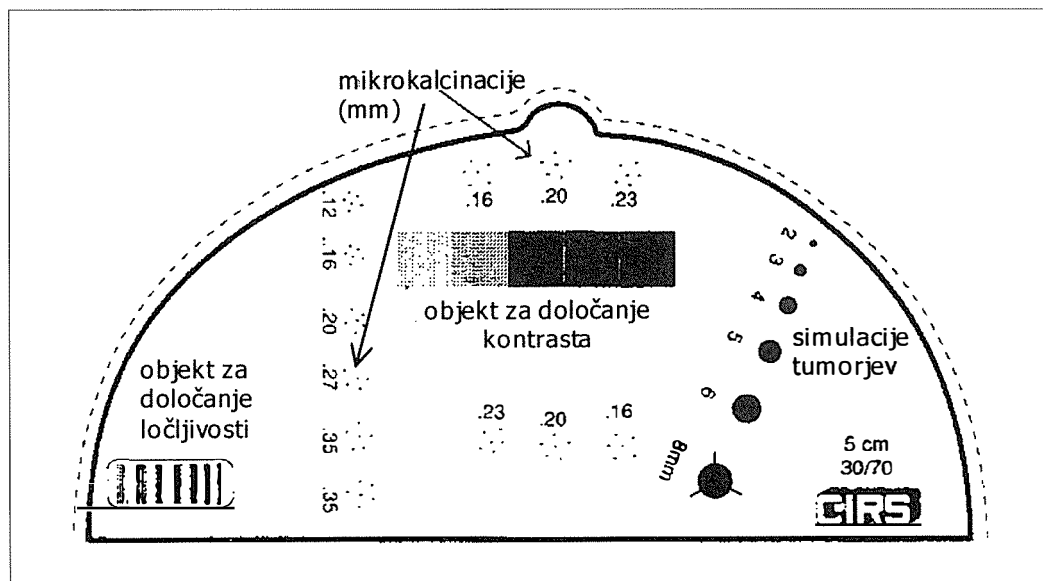
možnost samodejne izbire tehnike slikanja (izbira anodne napetosti, filtra in ekspozicije), lahko uporabimo tudi to. Pri analiziranju slike fantoma določimo srednjo počrtnitev slike in kontrast, določimo mejno ločljivost, poiščemo najmanjše še vidne skupine mikrokalcinacij in najmanjšo opazno simulacijo tumorja.

Rezultati nadzora mamografskih rentgenskih naprav v obdobju od 1996 - 1999

Rezultati, navedeni v nadaljevanju, so bili zbrani med rednimi letnimi pregledi mamografskih rentgenskih aparatov od konca leta 1996 do začetka leta 1999. Skupno je zbranih okrog 200 radiogramov mamografskega fantoma, narejenih na 28 mamografskih rentgenskih aparatih, za 159 slik pa je bila tudi izračunana povprečna žlezna doza.

Povprečna žlezna doza

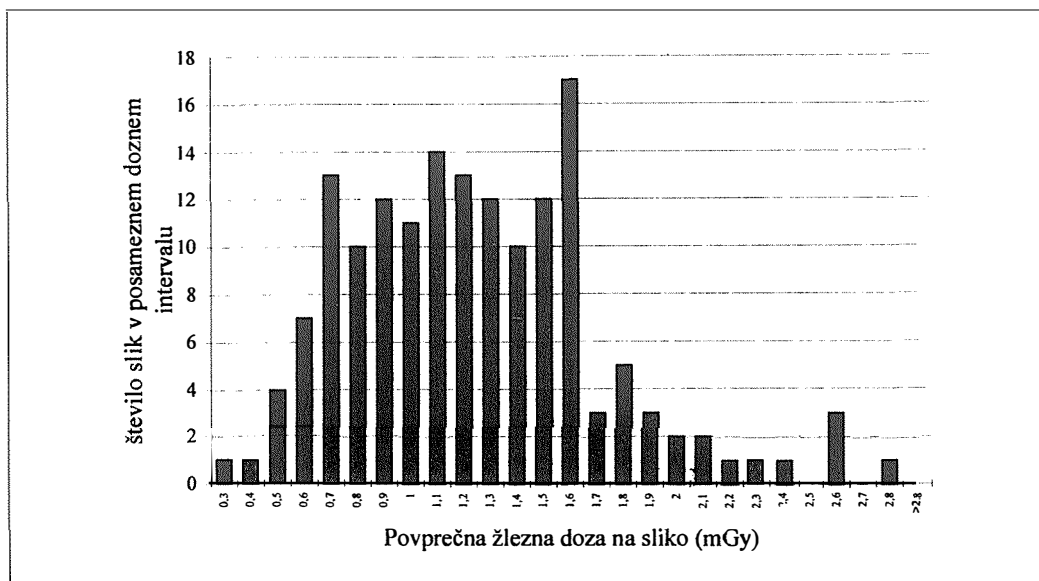
Povprečne žlezne doze na različnih mamografskih oddelkih po Sloveniji se med seboj precej



Slika 1. Shema mamografskega fantoma CIRS 30/70, ki ga za oceno kakovosti mamogramov uporabljamo v Sloveniji.
Figure 1. Scheme of the mammographic phantom CIRS 30/70 used for image quality estimation in Slovenia.

razlikujejo. Tako je najnižja izmerjena povprečna žlezna doza znašala 0,30 mGy in najvišja 2,72 mGy. Porazdelitev števila slik v posameznih doznih intervalih prikazuje Slika 2.

Na podlagi rezultatov iz obdobja 1996 - 1999 (kumulativna frekvenčna porazdelitev povprečne počrtnitve slik je na Sliki 3) lahko ugotovimo, da je bilo precej slik po omenje-



Slika 2. Porazdelitev povprečnih žleznih doz na sliko (mamografskega fantoma). Skupno je v porazdelitvi 159 meritev. Tretji kvartil porazdelitve znaša 1,48 mGy.

Figure 2. Mean glandular dose distribution derived from 159 measurements. Third quartile is 1,48 mGy.

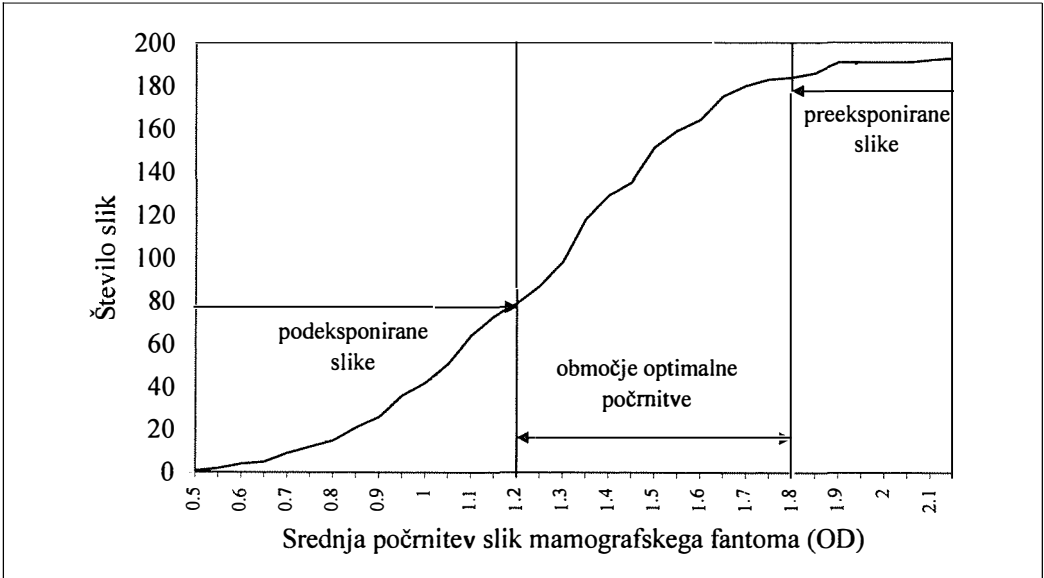
Kakovost slik

Srednja počrtnitev slik mamografskega fantoma.

Srednja počrtnitev slike fantoma ni neposredno merilo kakovosti, vendar je močno povezana s kontrastom na slikah in tako posredno tudi z vsemi drugimi kazalci kakovosti. Zaradi značilnosti filmov oziroma počrtnitvenih krivulj je ustrezna počrtnitev (in s tem primerena ekspozicija) pogoj za doseganje čim večje kontrastnosti na sliki. Poleg tega je srednja počrtnjenost slik neodvisna od slikanega objekta in jo je zato mogoče uporabiti kot standard. Za merjenje zadoščajo slike že zelo preprostih objektov, kot je na primer nekaj cm debela plošča iz pleksi stekla. Mednarodno sprejeti standardi kot optimalno srednjo počrtnitev mamografskih slik navajajo vrednost med 1,2 OD in 1,8 OD.⁹

nih kriterijih podeksponiranih. Povprečna počrtnitev slik je bila pod 1,2 OD (kar na 73 od 193 slik), takšnih z vrednostmi nad 1,8 OD pa je le 9. V priporočenem intervalu je bila dobra polovica vseh analiziranih slik (111 od 193).

Kontrast. Optimalna počrtnitev mamografskih slik omogoča zadostno kontrastnost, kar omogoča, da bomo odkrili kar najmanjše začetne spremembe. Kot merilo za kontrast na slikah mamografskega fantoma uporabimo razliko med najtemnejšim in najsvetlejším delom slike (najtemnejši del je pod območjem fantoma, kjer je simulirano čisto maščobno tkivo, najsvetlejši pa je pod območjem, kjer je simulirano čisto žlezno tkivo). Odvisnost kontrasta na slikah od srednje počrtnitve je mogoče videti iz rezultatov analize slik (Slika 4), in to kljub različnim filmom, pogojem slikanja in razvijanja filmov.



Slika 3. Kumulativna frekvenčna porazdelitev srednje počrntve slik mamografskega fantoma. Porazdelitev je po priporočilih EU [9] razdeljena na tri dele: v območju pod 1,2 OD so slike podeksponirane, med 1,2 OD in 1,8 OD so slike optimalno počrtnjene in nad 1,8 OD so preekspanirane.

Figure 3. Cumulative frequency distribution of mean optical density of mammographic phantom images. Distribution is divided into three parts according to EU recommendations: images with mean optical density under 1,2 OD are underexposed, in the range between 1,2 OD and 1,8 OD optimally exposed and above 1,8 OD overexposed.

Podeksponirane slike (slike s prenizko srednjo počrntvijo) imajo nižji kontrast od slik, ki so primerno počrtnjene. Enako velja tudi za preekspanirane slike (slike s previsoko srednjo počrntvijo), vendar je bilo teh malo, zato tega na Sliki 4 ni jasno videti.

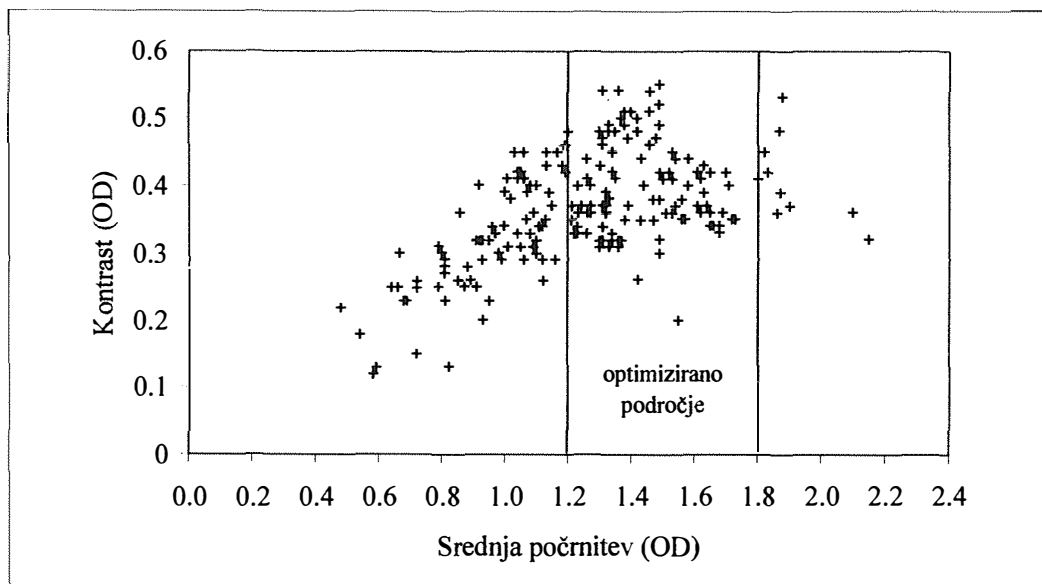
Podeksponirane slike so bile zlasti pogoste v prvem letu (do začetka 1998), pozneje pa se je srednja počrntev slik v povprečju nekoliko dvignila. Tako se vrednost srednje počrntve slike pri 10 mamografskih rentgenskih aparatih, pregledanih v letu 1999, giblje med 1,15 OD in 1,56 OD.

Ločljivost. Ločljivost, merjena s številom parov še ločljivih visokokontrastnih lamel na slikah, se je gibala od najmanj 8 parov/mm, do največ 16 parov/mm. Glede na to, da velika večina mamografskih rentgenskih aparatov uporablja gorišča enake velikosti (0,3 mm), je ločljivost povezana predvsem z detektorjem, torej s filmom in z ojačevalno folijo.

Mikrokalcinacije. Vidnost drobnih visoko-

kontrastnih objektov na slikah je povezana z ločljivostjo diagnostičnega sistema, deloma z radiografskim šumom in manj s kontrastom. Na slikah mamografskega fantoma so takšni objekti mikrokalcinacije. Število vidnih skupin mikrokalcinacij na slikah mamografskega fantoma je bilo najmanj 6,5 in največ 11, pri čemer je bilo mogoče vsaj 10 skupin mikrokalcinacij videti na 171 slikah od 193 slik. Če je mogoče na sliki fantoma videti 10 skupin mikrokalcinacij to pomeni, da je diagnostični sistem zmožen prikazati visokokontrastne objekte večje od 0,2 mm (glej shemo fantoma na Sliki 1).

Simulacije tumorjev. Razločljivost nizkokontrastnih diskov v fantomu, ki simulirajo tumorje, je odvisna od kontrasta na slikah in radiografskega šuma. Število razločljivih diskov je subjektivno ocenjeno. Le na nekaj slikah je bila najmanjša vidna simulacija velika v premeru le 2 mm, na večini slik je bilo mogoče videti šele takšne s premerom 4 mm in v naj-



Slika 4. Odvisnost izmerjenega kontrasta na slikah mamografskega fantoma od srednje počrnitev teh slik. Zlasti pri podeksponiranih slikah (počrnitev pod 1,2 OD) je opaziti manjši kontrast kot v srednjem območju. Preeksponiranih slik je malo, zato padanje kontrasta v tem območju na sliki ni jasno vidno.

Figure 4. Measured contrast dependance on mean optical density of phantom images. Images with mean optical density below 1,2 OD have lower contrast than images within the middle optimised part. Lower contrast associated with overexposed images is not clearly seen due to the low number of such images.

slabšem primeru je bilo mogoče opaziti šele disk s premerom 6 mm.

Povzetek

Rezultate nadzora mamografskih rentgenskih aparatov v Sloveniji lahko primerjamo s kriteriji, ki so jih mamografiji postavili drugod po svetu. Najdlje so pri tem prišli v ZDA, kjer so v letošnjem letu zakonsko predpisali zahteve, ki jih morajo izpolnjevati mamografske diagnostike.¹⁰ Dokument je dostopen tudi na elektronskem naslovu: <http://www.fda.gov/cdrh/dmgrp/final-comp.pdf>. Neposredna uporaba teh zahtev pri nas ni mogoča, saj so njihovi kriteriji vezani na nekoliko drugačen mamografski fantom (Mammography accreditation phantom). Vendar pa lahko nekatere ameriške zahteve vseeno v grobem primerjamo z rezultati pri nas, saj razlike v uporabljenih fantomih niso pre-

velike. Omenjeni predpis tako zahteva, da je povprečna žlezna doza ob uporabi njihovega fantoma manjša od 3 mGy, srednja počrnitev slik večja od 1,2 OD (zgornje meje ne postavljajo) in mejna ločljivost vsaj 11 lp/mm. Zelo podobne so tudi zahteve v Evropi.¹¹ Če kot kriterije kakovosti uporabimo vrednosti tretjih kvartilov porazdelitev parametrov, ki smo jih dobili pri nadzoru mamografskih rentgenskih naprav v Sloveniji, pa dobimo:

- povprečna žlezna doza naj bo manjša od 1,5 mGy
- kontrast na sliki fantoma naj bo večji od 0,32 OD
- mejna ločljivost naj bo vsaj 12 lp/mm
- vidnih naj bo vsaj 10 skupin mikrokalciacij in
- na sliki fantoma naj bodo jasno razločljive simulacije vseh tumorjev, večjih od 4 mm.

Glede na razmeroma dobro ujemanje naših zahtev z zahtevami drugod po svetu lahko ocenimo, da je stanje tehnične kakovosti

sti mamografij v Sloveniji primerljivo s stanjem v razvitem svetu. Tehnična kakovost posameznega mamografskega diagnostičnega sistema v tem primeru pomeni, da je mogoče z njim opraviti kakovostno mamografijo.

Razmeroma dobre rezultate lahko pripišemo naslednjim dejstvom. Mamografija se je v Sloveniji močno razširila šele v zadnjih letih. Do začetka leta 1996 je bilo v Sloveniji nameščenih 11 mamografskih rentgenskih aparatov, v letu 1996 je bilo nameščenih 5 novih aparatov, v letu 1997 kar 11 in v letu 1998 še 5. Med tem so nekatere starejše aparate prenehali uporabljati, tako da jih zdaj v Sloveniji deluje 27, najstarejši med njimi pa je bil vgrajen leta 1991. Mamografski rentgenski aparati so v povprečju stari le nekaj let, zato so tehnološko sodobni, večinoma pa je dobro tudi njihovo tehnično stanje. Z novimi aparati so začeli uporabljati tudi nove radiografske kasete in filme. Opazimo tudi naraščanje osveščenosti o zahtevnosti mamografije in o zahtevah po visoki kakovosti preiskav tako pri zdravnikih, ki mamografske slike analizirajo, kot tudi pri radioloških inženirjih, ki slikanja opravljajo. Poleg tega je nad uporabo ionizirajočega sevanja v Sloveniji vzpostavljen dober sistem nadzora. Zakonodaja zahteva vsakoletne preglede vseh virov ionizirajočega sevanja, kamor sodijo tudi rentgenske naprave.

Vendar s stanjem vseeno ne moremo biti popolnoma zadovoljni. Še vedno pogosta pomanjkljivost so podeksponirani mamogrami. Delno je to povezano z dejstvom, da razmere, pri katerih zdravniki analizirajo slike, največkrat niso optimalni. Negatoskopi za odčitavanje mamografskih slik morajo biti svetlejši, nujno morajo imeti možnost zastiranja polja in dodatno svetilko za pregled kožnega roba na slikah. Precej mamografskih diagnostik nima takšnih negatoskopov. Pomembna je tudi primerna osvetljenost v prostoru. Le tako lahko izkoristimo prednosti, ki jih pridobimo s temnejšimi mamogrami. Razmeroma veliko število artefaktov na slikah,

odkritih med našimi pregledi, kaže na kritično pomanjkanje lastnega nadzora kakovosti. Še vedno niti ena od mamografskih diagnostik po Sloveniji ne opravlja lastnega preverjanja kakovosti. Vsaj redno preverjanje razvijalnega procesa bi bilo za doseganje vrhunske kakovosti nujno potrebno.

Literatura

1. Oestmann J.W. European guidelines on quality criteria: Current status and future. In Mansson L.G. ed. *Physics of medical x-ray imaging*. European Commission ERPET Course Lecture notes, Malmö, 1999.
2. Župančič A O. Iz varstva pred ionizirajočim sevanjem v Sloveniji. SAZU, Ljubljana, 1993.
3. ICRP: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford, 1991.
4. EU. Medical Exposure Directive. 97/43 Euratom.
5. BEIR. Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation. BEIR V. National Academy Press, Washington D C, 1990.
6. UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 1994 Report to the General assembly, United Nations, New York, 1994.
7. Geise R A, Palchevsky A. Composition of mammographic phantom materials. *Radiology* 1996, **198**: 347-50.
8. Cross P. Doses in mammography: from the phantom to the patient. *Austral Radiol* 1994, **38**: 20-3.
9. European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. Luxembourg, EUR 16260, 1996.
10. FDA. The mammography quality standards act. U S Department of health and human services, Food and drug administration, Center for devices and radiological health; 1999.
11. EC. European guidelines for quality assurance in mammography screening. European Commission, Luxembourg, 1996.

Tehnične zahteve za kakovostno mamografsko opremo

Technical requirements for high quality mammography equipment

Urban Zdešar

Zavod za varstvo pri delu, Ljubljana, Slovenija

Povzetek: V prispevku so našteje zahteve, ki jih morajo izpolnjevati moderne mamografske rentgenske naprave. Ob koncu je našteja še druga oprema, ki je tudi pomembna za doseganje visoke kakovosti mamogramov.

Ključne besede: mamografija - inštrumentacija

Abstract: Some of the requirements for new mammographic x-ray machines are outlined in the article together with requirements for other equipment necessary for high quality mammographic images.

Key words: mammography - instrumentation

Uvod

Prve rentgenske naprave, ki so bile namenjene izključno slikanju dojk, so se na tržišču pojavile ob koncu šestdesetih let, hiter napredek tehnologije pa narekuje nenehne spremembe tudi na tem področju. Mamografska slika je končni rezultat vrste dejavnikov, ki vplivajo na njeno kakovost - diagnostično vrednost:

- spekter rentgenskega sevanja (generator visoke napetosti, rentgenska cev, filtracija)
- kompresija
- odpravljanje sipanega sevanja (radiografska rešetka)
- avtomatska kontrola ekspozicije
- obdelava filmov (razvijanje, fiksiranje)
- razmere pri pregledovanju filmov (negatoskop, osvetlitev v prostoru)

Hkrati večina teh dejavnikov vpliva tudi na

dozo ionizirajočega sevanja, ki jo pri slikanju prejme dojka.

V nadaljevanju si bomo ogledali nekaj značilnosti modernih mamografskih rentgenskih naprav. Osnovne lastnosti novejših naprav, ki so nujne za kakovostno mamografijo, so najnatančneje popisane v ameriškem standardu MQSA (The Mammography Quality Standards Act), ki je dostopen tudi na spletni strani FDA (<http://www.fda.gov/cdrh/dmgrp.html>). Vsi novejši mamografski rentgenski aparati izpolnjujejo te zahteve, pri starejših pa ni vedno tako.

Zahteve za mamografske naprave

Zahteve so v glavnem povzete po omenjenem ameriškem standardu, dodano pa je pojasnilo oziroma komentar.

- Mamografska naprava mora biti konstruirana tako, da v vseh legah, v katerih omogoča slikanje, ostane stabilna. Zavore morajo

napravo obdržati v stabilni legi, tudi če pride do prekinitve električnega napajanja.

Razlog za takšno zahtevo je dejstvo, da se mamografije opravljajo ob kompresiji dojke. Če bi ob stisnjeni dojki zavore popustile, bi lahko prišlo do poškodb slikane ženske.

Standard ne predpisuje načinov gibanja naprave, saj so različni proizvajalci to rešili na različne načine. Pomembno je, da je gibanje naprave takšno, da omogoča slikanje v vseh standardnih položajih. Poleg tega se zdi pomembno, da omogoča tudi slikanje sede (npr. v invalidskem vozičku).

- Mamografska naprava mora omogočati slikanje na vsaj dva standardna formata mamografskih kaset, in sicer 18 x 24 cm in 24 x 30 cm. Za oba formata morata biti na voljo ustrezna premična radiografska rešetka in kompresijska plošča.

Prodajalci mamografskih naprav pri nas navadno ponudijo možnost slikanja na format 24 x 30 cm le kot opcijo, zato večina naprav ob nakupu ni opremljena s to možnostjo. Kasnejši nakup te opcije je (seveda) precej dražji. Vendar je za slikanje obilnejših dojk večji format nujen, saj je slikanje najprej enega nato še drugega dela takšne dojke, vsaj s stališča varstva pred sevanjem, nesprejemljivo.

- Mamografske naprave, na katerih opravljajo slikanje s povečavo, morajo omogočati vsaj eno povečavo v območju med 1,4 in 2. Slikanja s povečavo mora biti mogoče izvesti brez radiografske rešetke.

Pri slikanju s povečavo radiografska rešetka ni potrebna saj je slikan manjši del dojke, ki je odmaknjen od kasete s filmom. Sipanega sevanja je tako precej manj, hkrati pa, zaradi večje razdalje med objektom in filmom, do filma pride precej manj sipanega sevanja, ki ne vpliva bistveno na kakovosti slike.

- Pri ročno izbrani tehniki slikanja morajo biti podatki o ekspoziciji (kV, mAs ozirom mA in trajanje ekspozicije) jasno vidni pred samim slikanjem, pri napravah z avtomatsko izbiro tehnike slikanja in/ali ekspozicije pa po končani ekspoziciji. Kadar je naprava oprem-

ljena z dvofokusno rentgensko cevjo in več kot eno kombinacijo anodnega materiala in filtra, mora biti tudi to jasno vidno pred ekspozicijo oziroma po njej.

Podatki o ekspoziciji so pomembni predvsem za nadzor pravičnega delovanja naprave. Neobičajne vrednosti (npr. nizke ali visoke vrednosti mAs) opozarjajo na nepravilnosti (neobičajno nizke ali visoke vrednosti mAs lahko pomenijo napačno izbrano lego detektorja avtomatske kontrole ekspozicije).

- Mamografska rentgenska naprava mora ob vstopu sevanja v slikano dojko omogočati hitrost doze vsaj 7 mGy/s pri 28 kV in mora takšno dozno polje obdržati vsaj 3 s.

Čim večja je hitrost doze pri vstopu v slikano dojko, tem krajši so lahko časi ekspozicij, s čimer se manjša verjetnost, da se bo pacientka med ekspozicijo premaknila. Evropske zahteve namesto hitrosti doze specificirajo specifično ekspozicijsko dozo. Ta mora biti večja od 0,04 mGy/mAs.

- Zaslonke za omejevanje snopa sevanja morajo biti nameščene tako, da snop sevanja sega vsaj do roba kasete ob prsni steni.

Pravilno pozicioniranje slikane dojke je zelo pomembno, saj mora biti na sliki čim več parenhima dojke. Eden izmed kriterijev kakovosti zahteva, da mora biti na sliki vidna prsna mišica. To je mogoče le, če snop sevanja sega do roba kasete.

- Kompresijska plošča naprave mora biti ravna in vzporedna z nosilcem mamografske kasete. Ob kompresiji se ne sme odkloniti za več kot 1 cm od vzporedne lege. Rob ob prsni steni mora biti raven. Silo na dojko mora uravnati motor, ki ga je mogoče nadzorovati ne da bi pri tem uporabljali roke. Nadzor motorja mora biti mogoče izvajati z obeh strani slikane ženske. Motor mora zagotoviti silo od 110 N do 175 N.

Ustrezna kompresija je prvi pogoj za kakovostne mamografske slike. Pri kompresiji se tkivo dojke razširi in zato v smeri rentgenskega snopa stanjša. Tako je za doseganje ustrezne počrtnitve filma potrebna manjša ekspozicija in zato manjša prejeta doza, zmanjša se količina sipanega sevanja

in s tem šum, poleg tega pa se strukture v dojki tudi razmaknejo in jih je lažje razločiti.

- Mamografska naprava mora imeti vgrajen sistem avtomatske kontrole ekspozicije (AEC Automatic Exposure Control), ki deluje v vseh načinih delovanja naprave (v vseh položajih naprave, z radiografsko rešetko ali brez nje, pri vseh kombinacijah anode in filtra in pri vseh goriščih).

Brezhibno delovanje sistema avtomatske kontrole ekspozicije (AEC) je nujno potrebno za doseganje kakovostnih mamogramov. Sistem skrbi za primerno počrtnitev filma, ki zagotovi ustrezen kontrast na slikah. Gre za detektor sevanja, ki je nameščen za slikanim objektom (pred filmom ali za njim) in je povezan z rentgensko cevjo. Ko detektor izmeri količino sevanja, ki ustreza optimalni počrtnitvi filma (sistem moramo primerno nastaviti!), ekspozicijo prekine. Zelo pomembno je, da je sistem AEC prilagojen izbrani radiografski kaseti (kombinaciji filma in ojačevalne folije) in natančno nastavljen. Prav z nastavitvami pa so pogosto težave, predvsem ob namestitvi novih naprav.

- Velikost in pozicije detektorja/detektorjev sistema AEC morajo omogočati izbiro različnih položajev. Lega(e) mora biti jasno označena na kompresijski plošči.

Izbira lege detektorja sistema AEC omogoča namestitvev točno pod osrednji del slikane dojke, ki ga želimo na sliki najnatančneje pregledati. Posledica slabo izbranega detektorja je običajno podeksponirana ali preekspozirana slika (podeksponirana, če je izbran detektor preblizu bradavice, in preekspozirana, če je izbran detektor preblizu prsne stene).

- Sistem AEC mora omogočati osebi, ki opravlja slikanje, nastavljanje srednje počrtnitve filmov.

Spreminjanje nastavitve srednje počrtnitve v glavnem ni potrebno, razen pri ekstremno obilnih ali majhnih dojkah. Včasih s spreminjanjem srednje počrtnitve lahko kompenziramo spremenjene razmere pri razvijanju filmov.

- Mamografska rentgenska naprava mora ob uporabi sistema AEC zagotoviti, da se sre-

dnje počrtnitve radiogramov objektov z debelino od 2 cm do 6 cm ne bodo razlikovale za več kot 0,3 OD (od leta 2002 naprej pa ne za več kot 0,15 OD).

Testiranje te zahteve na kliničnih slikah ni mogoče in ga opravimo s pomočjo ustreznih fantomov (npr. različno debelih plošč iz pleksi stekla). Tudi v tem primeru je poleg same kakovosti naprave zelo pomembna tudi ustreznost nastavitvev.

Zahteve za drugo mamografsko opremo

Poleg kakovostnih rentgenskih naprav je za visoko kakovost mamografije pomembna tudi druga oprema. Omenimo samo nekaj najpomembnejših zahtev:

- Filmi, ki se uporabljajo pri mamografiji, se razlikujejo od navadnih radiografskih filmov. Gre za enoslojne filme s sorazmerno debelim nanosom emulzije. Zato mora biti temu prilagojen tudi postopek razvijanja. Pogoj za visoko kakovost je razvijalna naprava, ki je namenjena samo mamografiji.

- Pomembno je tudi ustrežno označevanje filmov. Nekatere mamografske rentgenske naprave imajo različne sisteme (samostojne ali takšne, ki se lahko povežejo v računalniške informacijske sisteme zdravstvenih ustanov), s katerimi na film natisnemo potrebne podatke. Poleg podatkov o pacientki in projekciji, postajajo vse pomembnejši tudi podatki o ekspoziciji.

- Zadnji člen diagnostične verige je negatoskop. Negatoskopi za odčitavanje mamografskih slik morajo zagotoviti dovolj veliko svetlost (večjo kot je to potrebno za običajne radiograme), nujno morajo imeti možnost zastiranja polja in dodatno svetilko za pregled kožnega roba na slikah. Le tako lahko izkoristimo prednosti, ki jih pridobimo s temnejšimi mamogrami. Pomembna je tudi primerno nizka osvetljenost prostora, kjer se slike analizirajo. Negatoskopi naj bodo postavljeni tako, da se izognemo kakršnim koli

močnejšim virom svetlobe, kot so npr. okna in drugi negatoskopi v prostoru.

- Vsaka mamografska diagnostika naj bi imela vsaj osnovno opremo za preverjanje kakovosti; sem sodi vsaj oprema za preverjanje razvijalnih naprav in najosnovnejši fantom.

Klinična presoja kakovosti mamogramov Clinical image evaluation

Miljeva Rener, Kristijana Hertl

Oddelek za radiologijo, Onkološki inštitut, Ljubljana, Slovenija

Povzetek: *Kakovosten mamogram prikaže kar največ tkiva dojke, je primerno eksponiran, kontrasten, ni zabrisan, z nizkim šumom, brez artefaktov in je narejen s sprejemljivo dozo sevanja. Končni videz mamograma je skupek raznih dejavnikov, od katerih so najpomembnejši sodoben mamografski aparat z optimalno naravnano fotocelico in s sodobnim priborom; posebna pozornost velja postopku razvijanja. Dobro usposobljeno, posebej za to delo izobraženo osebje mora nenehno vzdrževati visoko kakovost, to pa pripomore k čim manjšemu številu zgrešenih in zapoznelih diagnoz.*

Ključne besede: mamografija; tehnologija radiološka; kvaliteta kontrola

Abstract: *Good quality mammogram is characterised by the following features: proper positioning, correct exposition, correct contrast, sharpness, low noise, artefact free execution at acceptable dose. The final product depends on a number of dynamic factors. The most important of them is state-of the art mammographic equipment by optimal calibrated AEC; special attention should be paid to the processing. Highly skilled personel, trained specifically for this kind of work should continually maintain constant attention to quality control in order to avoid missed and delayed diagnosing.*

Key words: mammography; technology, radiologic; quality control

Uvod

Za nobeno drugo slikovno diagnostko ni kakovost posnetkov tako zelo, lahko rečemo življenjsko pomembna, kot prav za mamografijo, saj nam omogoča najdobo majhnih, pogosto preinvazivnih karcinomov in čim bolj natančno določanje obsežnosti obolenja. To pa pomeni bistveno boljše možnosti preživetja.

Kaj pomeni klinična presoja kakovosti mamogramov in kako se razlikuje od kontrole kakovosti slike fantoma? To je pregled kako-

vosti mamogramov, narejenih na posamezni diagnostični enoti. Pregledati bi jih moral v ta namen posebej izurjen radiolog.

S testiranjem na fantomu presodimo nekatere kriterije kakovosti: predvsem kontrast, ločljivost in artefakte; izračunamo tudi povprečno žlezno dozo. Vendar lahko fantom le do neke mere posnema normalno in obolelo tkivo dojke. Dejanska slika, narejena v diagnostični enoti, pa vključuje še druge, za kakovosten mamogram prav tako pomembne dejavnike: pravilne projekcije, kompresijo in drugo.¹ Tako na subjektiven način dopolnjujemo izsledke testiranja na fantomu.

Kakovosten mamogram ima lastnosti, ki bodo radiologu omogočile, da bo lahko v naj-

Naslov avtorice: Miljeva Rener, dr. med., Oddelek za Radiologijo; Onkološki inštitut Ljubljana, 1000 Ljubljana, Slovenija. Tel: 061, 1321 195; Fax: 1314 180.

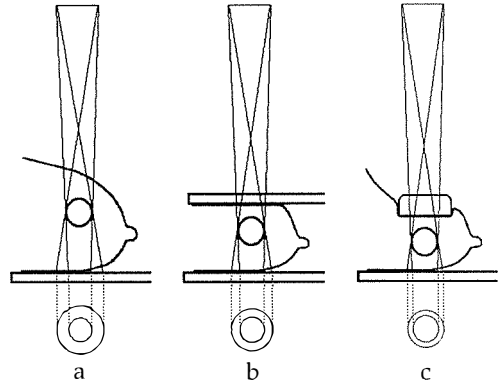
boljši možni meri našel in razpoznaval obolelo tkivo z največjo mogočo občutljivostjo in specifičnostjo², kar pomeni, da moramo upoštevati tudi klinične podatke. Dober mamogram je pravzaprav rezultat kompromisnih rešitev med dostikrat nasprotujočimi si zahtevami za izvedbo. Najbolj pomembno je, da vsakodnevno vzdržujemo kakovost, tako da delamo mamograme, ki prikažejo kar največ tkiva dojke, so visoko kontrastni, z veliko prostorsko ločljivostjo in z najnižjo mogočo ekspozicijsko dozo.

Pregledati moramo določeno število standardnih poševnih (MLO) in kraniokavdalnih (CC) projekcij maščobno preformiranih dojk in dojk z gosto strukturo, kajti tehnične zahteve za kakovosten posnetek enih ali drugih so različne.¹

Projekcije

Projekcije

Osnovni projekciji sta poševna (MLO) in kraniokavdalna (CC). Vedno slikamo v obeh projekcijah. Slikanje v samo eni, MLO projekciji, so opustili. Deloma zato, ker prekomerno klicanje zdravih, prestrašenih preiskovank nazaj na dodatna slikanja ni upravičilo prihranka, zaradi katerega so takšno slikanje uvedli.³ Predvsem pa so slikanje v eni sami projekciji opustili zato, ker so našli manj karcinomov.^{4,5} Nekateri malignomi dojke, zlasti lobularni karcinom, so iz relativno manj gostega tkiva, zato jih pogosto bolje vidimo v CC projekciji. V MLO projekciji jih včasih sploh ne vidimo.⁶ Razlog tiči v dejstvu, da dojko v CC projekciji lahko bolj stisnemo kot v MLO, zato je razpršenih (sipanih, sekundarnih) žarkov manj, ostrina in kontrast se izboljšata. Ker objekt bolj približamo filmu, je tudi geometrijska neostrina manjša (Slika 1).⁷



Slika 1. Če objekt približamo filmu, kot na primer s kompresijo (b) ali s ciljano kompresijo (c), je geometrijska neostrina manjša.

Figure 1. The penumbra decreases with short distance between the object and film, as seen in compression (b) and spot compression (c).

Velikost filmov in kaset

Vsaka mamografska diagnostika bi morala imeti pribor za slikanje formata 18x24 cm in 24x 30 cm.

Če skušamo preveliko dojko posneti na premajhen film, dojka seveda na posnetku ni v celoti vidna; zaradi tega je rezultat preiskave lahko napačno negativen. Če naredimo več posnetkov, kot je potrebno, se žlezna doza precej poveša, to pa je nedopustno.³

Če je film prevelik, je zlasti v MLO projekciji dobra kompresija otežena zaradi interpozicije preiskovankine rame, roke ali trebuha.¹

Kompresija

Dobra kompresija zelo pripomore k izboljšanju kakovosti mamograma, zato je izredno pomembna. Kompresija dojko stanjša, tkivo se zato razširi in razpre, tako da je bolj pregledno, vidno je več tkiva dojke. Karcinomsko tkivo se ne razpre. Ker je dojka imobilizirana in je čas ekspozicije krajši, se zmanjša neostrina zaradi gibanja. Z manjšo razdaljo objekt-film se zmanjša geometrijska neostrina (Slika 1).

Ker je debelina tkiva od baze do bradavice bolj enakomerna, je bolj enakomerna radiografska gostota in žarki bolj enakomerno prodirajo skozi tkivo. Tako so majhne razlike v oslabitvi rentgenskih žarkov bolj opazne.¹ Da je kompresija debelejšega tkiva ob bazi dojke boljša, zadnji rob kompresijske plošče ne sme biti zaobljen, temveč je pravokoten in raven ter ob prsnem košu najmanj 3 ali 4 cm visok, da prepreči superpozicijo mehkih tkiv prsnega koša.⁷ Kompresijska plošča mora biti vzporedna s spodnjo površino.

Z zmanjšanjem količine razpršenega žarčevja se izboljša kontrast.

Zadostna kompresija zmanjša absorbirano dozo. Kot primer: povprečna žlezna doza dojke, komprimirane na 4,5 cm, se s kompresijo na 4 cm zmanjša za 20%.⁸

Kdaj je kompresija zadostna?

Ko vidimo, da je koža napeta; tik preden zaboli. Napetost kože najprej opazimo ob bazi na predelih, kjer je tkivo najbolj debelo: v CC projekciji ob robu, medialno in lateralno; v ML in MLO projekciji pa v zgornjih in zadnjih delih dojke.⁷

Uspeha se lahko nadejamo le, če slikamo sproščeno žensko. Zato bi moral imeti radiološki tehnik dovolj časa in potrpljenja, ženski bi moral prisluhniti in jo pomiriti.

Kako prepoznamo slabo kompresijo?

Dojka "visi", strukture se prekrivajo, so neenakomerno stisnjene; debelejši deli so slabo počrnjeni, tanjši pa preveč (Slika 2). Zaradi premikanja so strukture neostre (Slika 3). V CC projekciji je dojka podprta, zato neostrino zaradi premikanja prej opazimo v MLO projekciji, ko postanejo tanke linearne strukture (trabekule, žile in kalcinacije) v spodnjih zadnjih delih dojke neostre.^{1,9}

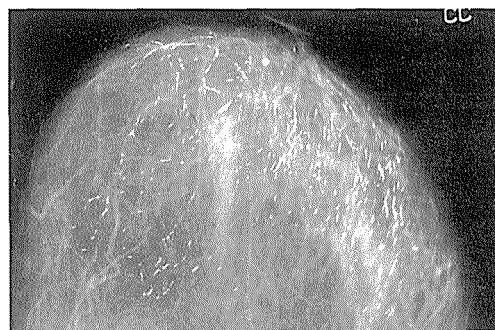
Kakovost slike

Kakovost slike določajo kontrast, ekspozicija, šum in ostrina, seveda ob sprejemljivi ekspo-



Slika 2. Slaba kompresija. Dojka "visi", tkivo je premalo razprto, trabekule potekajo poševno namesto horizontalno. Parenhim je premalo počrnjen, tanjši obrobni deli pa so preveč počrnjeni.

Figure 2. Inadequate compression. Sagging breast, overlapping crowded breast structures. Nonuniform tissue exposure.



Slika 3. Nezadostna kompresija in zato neostrina zaradi premikanja. Mikrokalcinacije na bazi dojke lateralno so zabrisane.

Figure 3. Inadequate compression and motion unsharpness. Blurring of the microcalcifications in the posterior and lateral aspects of the breast.

zicijski dozi, ki pa ne sme biti tako nizka, da ne bi ustrezala ostalim zahtevam.

Kontrast

Kontrast lahko označimo kot razliko med optičnimi gostotami objekta oziroma dojke glede na počrnjeno okolico.⁸ Za mamografijo je še posebej pomembno, da lahko razlikujemo tkiva, katerih atenuacijske lastnosti se komaj razlikujejo. Kontrast je odvisen predvsem od kontrasta subjekta, pa tudi od kontrasta detektorja.

• *Kontrast subjekta.* Kvaliteto rentgenskih žarkov do neke mere določimo že ob nakupu aparata, ko izberemo cev z *anodo in s filtrom* iz določenega materiala. Ob priključitvi rentgenske cevi na visoko napetost pride do pospešitve elektronov iz katode, ki zadevajo gorišče ali fokus na anodi, ki negativno nabite elektrone privlači, ker je pozitivno nabita. Pri zavrtju elektronskega toka na sorazmerno majhni površini anode se večji del energije spremeni v toploto, le majhen del pa v elektromagnetno valovanje, ki ga imenujemo rentgenski žarki.¹⁰ Ob zaviranju se sprostita zavorni in značilni spekter žarkov. Ko elektroni zadevajo atome anode, izbijajo iz ovojnic elektrone, njihove vrzeli pa zapolnijo elektroni iz bolj oddaljenih ovojnic; ob tem se sprosti energija rentgenskih žarkov, ki imajo valovno dolžino značilno za material, iz katerega je anoda. S spreminjanjem napetosti vplivamo na hitrost pospešitve elektronov v rentgenski cevi. Čim večja je napetost, tem hitrejšje je pospeševanje, valovna dolžina rentgenskih žarkov pa je krajša. Žarki, ki nastanejo pri uporabi večje napetosti, so bolj trdi.¹⁰ Z napetostjo torej spreminjamo kvaliteto rentgenskih žarkov.

Koeficienti atenuacije normalnega in obolelega tkiva dojke se le neznatno razlikujejo, zato moramo za uspešno iskanje obolenih tkiv v dojki uporabljati žarke z nizko energijo.

Za večino povprečno debelih in gostih dojk zadošča molibdenovo (Mo) gorišče, katerega značilni emisijski spekter je nižji (vrh $K\alpha=17,4$ in $K\beta=19,6$ keV) kot emisijski spekter rodija (Rh: $K\alpha=20,2$ keV, $K\beta=22,7$ keV)¹¹ ali volframa (W), katerega značilni emisijski spekter je še višji.

Tudi material, iz katerega je filter, pripomore h kvaliteti rentgenskih žarkov; tudi debelina filtra ni nepomembna. Mo filter zoži spekter mehkih rentgenskih žarkov, ker suprimira zelo mehke žarke (pod 15 keV), ki bi se sicer absorbirali v dojki, in trše (nad 20 keV). Zato je kombinacija anoda-filter Mo/Mo najbolj optimalna za večino dojk.⁸

Da lahko prodre tudi skozi gostejše in obilnejše dojke, mora imeti spekter žarkov dovolj veliko energijo. V nasprotnem primeru kljub dolgemu času ekspozicije skozi tkivo ne bo prodrlo dovolj žarkov za kakovosten posnetek, doza sevanja pa bo po nepotrebnem visoka. Kombinacije anoda-filter W/Mo, Mo/Rh in Rh/Rh dajejo v istem vrstnem redu čedalje trši in bolj prodoren spekter žarkov.⁸ Če za bolj obilne dojke uporabimo Rh ali W anodo, lahko žlezno dozo znižamo celo za polovico, ne da bi bistveno poslabšali kontrast.^{12,13} Nekateri mamografske naprave lahko samodejno izberejo kombinacijo anoda-filter.

Optimalna izbira kV je odvisna od številnih dejavnikov (naravnosti naprave, kombinacije film-folija itn.), zato so priporočene vrednosti napetosti le okvirne. Za Mo anodo precejšnje število avtorjev priporoča vrednosti približno 25 kV^{9,15} ali od 25-28 kV.⁷ Večje vrednosti, četudi le za 1 ali 2 kV, zmanjšajo kontrast objekta.¹¹ Pri manjših vrednostih dojka oslabi večino žarkov z nizko energijo, zato se doza sevanja poviša, kontrast pa se le neznatno izboljša. Za W anodo priporočajo uporabo napetosti od 22 do 26 kV.⁷

Razpršeni žarki (ali sekundarni žarki, sipano sevanje). Del rentgenskih žarkov, ki zadenejo materialne delce, spremeni svojo smer, pri tem pa nastanejo žarki z večjo valovno dolžino.¹⁰ Čim krajša je valovna dolžina žarkov, tem večji je delež razpršenih žarkov. Na splošno vzeto pa je oslabitev pri bolj trdih žarkih manjša.¹⁰ Ker razpršeni žarki niso uporabni za klinično informacijo, se jih skušamo znebiti s primerno *kompresijo dojke*, z *zaslonkami in z uporabo primernih gibajočih se rešetk*. Učinkovitost rešetk je odvisna od višine letvic

in prostora med njimi. Čim višje je razmerje, tem bolj učinkovita je rešetka, vendar je hkrati večja tudi ekspozicijska doza. Zato za mamografijo priporočajo samo razmerja pod 5:1.⁸ Ker rešetka absorbira tako razpršene žarke kot tudi del uporabnih rentgenskih žarkov, se ekspozicija poveča za povprečno 2-2,5-krat, zato moramo nastavljanje višje vrednosti mAs ali kV ali pa uporabiti hitrejša sistema film-folija.¹¹ Žlezna doza se z uporabo rešetk lahko več kot podvoji. Vendar je kakovost posnetkov toliko boljša, da le redko uporabljamo tehniko slikanja brez rešetk, kvečjemu za majhne in zamaščene dojke. Vedno pa rešetke odstranimo za tehniko slikanja s povečavo.^{8,9} Sedaj obstajajo že nove rešitve, na primer rešetke v obliki satovja, ki absorbirajo razpršene žarke v dveh smereh.

Tudi premajhna ekspozicija zmanjša kontrast.

Kontrast objekta je odvisen od atenuacijskih koeficientov tkiva dojke in debeline dojke. Edino, kar lahko spremenimo, je, da s kompresijo zmanjšamo debelino dojke.

• *Kontrast detektorja.* Tu gre za lastnosti filma (visoko- ali nizkokontrastni), za kombinacijo film-folija, tip folije (fizikalno-kemična struktura, velikost delcev fosforja in debelina sloja).

Eden najpomembnejših dejavnikov in najpogostejših vzrokov za slab kontrast je razvijanje, pri čemer se je treba ravnati po navodilih proizvajalca. Ker je to poglavje podrobneje obdelano v drugem prispevku, bi se omejila le na nekaj dejstev. Temperatura pri razvijanju naj bi bila približno 35 stopinj. Čas razvijanja, to je čas dejanskega stika filma z razvijalcem, mora biti primerno dolg. V običajnih 90-sekundnih temnicah znaša 22-24 sekund, kar je premalo. Za enoslojne mamografske filme naj znaša čas razvijanja 42-45 sekund, tako da celotno razvijanje traja približno 3 minute.¹¹

Kako prepoznamo prevelik kontrast?

Med parenhimom in maščobo bi morala biti znatna razlika v optični gostoti. Parenhim naj bi bil bel do svetlosiv, maščoba pa temno

siva do črna. Če je kontrast prevelik, bodo nekatera področja presvetla, druga pretemna. Dostikrat kože ne vidimo niti z dodatno osvetlitvijo. Tako na obeh skrajnih straneh razpona ne dobimo zadostne klinične informacije.

Slab kontrast prepoznamo po vsesplošni sivini slike, pogosto je koža nenavadno dobro vidna. Izboljšamo ga z uporabo nižjih vrednosti kV, vendar le, če čas ekspozicije ni predolg.¹²

Ekspozicija

Če pri konstantni napetosti spreminjamo jakost toka, se spremeni število elektronov, ki na sekundo zadenejo gorišče rentgenske cevi, s tem pa tudi količina rentgenskih žarkov, ki nastanejo v sekundi. Produkt jakosti in časa (mAs) je merilo za količino žarkov, torej za kvantiteto.¹⁰ Rezultat ekspozicije je počrnitev filma ali povečana optična gostota. Stopnja počrnitve je odvisna od količine rentgenskih žarkov, ki padejo na film. Z mA uravnavamo intenzivnost žarkov, to je količino žarkov, ki padejo na površinsko enoto.¹⁰

Če je za nastanek nekega posnetka potrebnih npr. 100 mAs, to lahko dosežemo na več načinov:

$$100 \text{ mAs} = 100 \text{ mAs} \times 1 \text{ s}$$

$$100 \text{ mAs} = 1000 \text{ mAs} \times 0,1 \text{ s itn.}^{10}$$

Počrnitev filma naj bi bila torej ob enakem produktu nespremenjena kljub različnem času ekspozicije. To razmerje se imenuje zakon obratne sorazmernosti ("reciprocity law"): časovne spremembe naj bi bile kompenzirane s spremembami v intenzivnosti. Vendar to pravilo velja le za neposredno ekspozicijo filma z rentgenskimi žarki. Za ekspozicijo s svetlobo, ki jo izžareva folija, ta zakon odpove.¹⁴

Pri velikih vrednostih mA se v kratkem času producira veliko število elektronov in nastane večje število majhnih svetlobnih lis, manj stabilnih in manjših kot je potrebno za doseganje praga za nastanek slike. Rezultat je manjša optična gostota filma, kot bi pričakovali glede na ekspozicijo.

Pri nizkih vrednostih mA se kljub dolgemu času ekspozicije nabere premalo svetlobnih fotonov, zato ne dosežejo praga za nastanek latentne slike. Rezultat je manjša optična gostota od pričakovane.¹⁴

Ti dve izjemi postaneta pomembni, kadar je ekspozicija zelo kratka, manjša od 0,5 sekunde ali zelo dolga, 1 sekundo in več.^{14,15} Da dosežemo primerno optično gostoto, je potrebna daljša ekspozicija. Nekatere mamografske naprave lahko to pomanjkljivost samodejno uravnavajo.^{14,16}

Prav ekspoziciji je pri kontroli kakovosti namenjena posebna skrb, saj v vsakdanji rabi močno variira. Če uporabljamo visokokontrastne filme, že majhne razlike v ekspoziciji povzročijo velike razlike v počrtnitvi filmov.

Avtomatska kontrola ekspozicije (AEC). Z uporabo fotocelice skušamo doseči vedno enako povprečno počrtnitev filma neglede na debelino in gostoto dojke. Pomembno je, da je fotocelica naravnana na mamografsko napravo, na pribor in na postopek razvijanja na diagnostiki, kjer se uporablja.⁷ Korektno je nastavljena, kadar dosežemo optično gostoto (OD) filma med 1,4 in 1,6, nikakor pa ne pod 1,2.^{8,9} Kako zelo je optična gostota filma pomembna za iskanje majhnih tumorjev, kaže raziskava K. Younga, ki je pokazala, da so skreening centri, zlasti tisti, ki so uporabljali filme pod 1,2 OD, našli za polovico manj majhnih, 1 cm velikih in manjših invazivnih karcinomov. Zato je v Angliji nacionalni organ za presejanje (NHSB-SP) priporočil optično gostoto mamografskih filmov med 1,4 in 1,8 OD.¹⁷

AEC bi morali uporabljati vedno razen za slikanje dojk z umetnimi vsadki in za slikanje premajhnih dojk, ki jih fotocelica ne prekrije v celoti. Ko je fotocelica enkrat naravnana, spreminjanje osnovne nastavitve ni več priporočljivo. Če se želje radiologov glede izbire optične gostote razlikujejo, uporabimo korekcije nastavitve na "-" (to je svetlejšo) ali "+" (to je bolj počrtnjeno sliko).⁹ Z vsako stopnjo se spremenita mAs za 12-15% in optična gostota filma za približno 0,15 stopnje.¹⁸

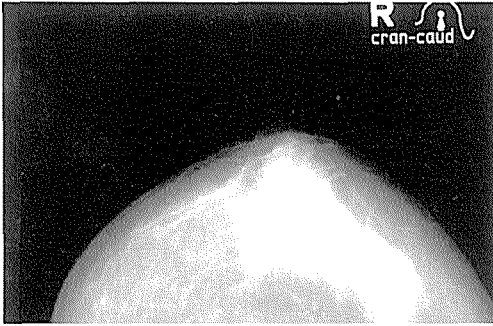
Seveda je zelo pomembno, da pomaknemo fotocelico pod reprezentativen del tkiva dojke, kar pa ni tako preprosto, saj je mamografski videz dojke v rodni dobi pri vsaki ženski različen, tako da ne moremo govoriti o tipičnem videzu normalne dojke.⁸ Ponavadi je najboljša lega retromamilarno.⁷ Sodobne mamografske naprave na razne načine bolje premostijo te pomanjkljivosti in imajo vgrajenih več mikroprocesorjev, ki so programirani tako, da se ekspozicija bolje prilagodi različnim variacijam dojk in filmov- eni z beleženjem debeline slikane dojke oziroma lege kompresijske plošče, drugi s kratko testno ekspozicijo tik pred slikanjem itn.¹⁹ Če take naprave nimamo, bi moral radiološki inženir pred slikanjem pogledati prejšnje posnetke. Če je preiskovanka prvič slikana, bi smel nadaljevati s slikanjem šele po razvitju prvega posnetka.⁷

Čim večji je mA, tem krajši je čas ekspozicije in zato je manjša neostrina zaradi gibanja. Ekspozicija naj ne bi trajala več kot 2 sekundi¹, v novejši literaturi pa priporočajo še krajšo, manj kot 1 sekundo.^{14,15}

Premajhna ekspozicija je najpogostejša napaka pri slikanju in najpogostejši vzrok za napačno negativne rezultate mamografskih preiskav. Do te napake najpogosteje pride, kadar napačno postavimo fotocelico pod maščobni del dojke ali če izberemo prenizko nastavitev optične gostote z AEC ali pa nizke vrednosti kV ali mAs, če nastavljamo ročno ekspozicijo.

Ta napaka je nepopravljiva, posnetek moramo ponoviti. S povečanjem ekspozicije povečamo čas, ko se fotoni nabirajo na detektorju slike ali pa povečamo mA, tako da omogočimo večjemu številu fotonov, da dosežejo detektor slike v časovni enoti.⁸ Če je to potrebno, fotocelico prestavimo na bolj značilno mesto. Če se napake ponavljajo, moramo preveriti nastavitev AEC.

Kako spoznamo premajhno ekspozicijo? Kadar je prodornost rentgenskih žarkov premajhna, v gostem žlezem tkivu ne moremo razlikovati podrobnosti (predvsem trabekul in



Slika 4. Premajhna ekspozicija. Celoten posnetek je premalo počrnjen. Parenhim je premalo "prebit", žil in trabekul v parenhimu ne razločimo, koža in podkožno tkivo sta preveč vidna.

Figure 4. An underexposed, too "white" mammogram fails to show tissue details in the dense area. The skin and subcutaneous tissue are too distinct.

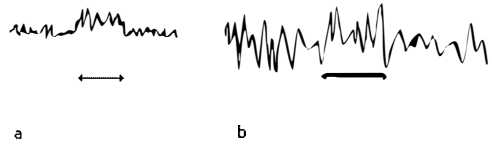
žil) in seveda tudi ne lezij, slika maščobnih delov pa je premalo počrnjena. Posnetki so torej premalo počrnjeni, kontrasta ni (Slika 4).

Za preveliko ekspozicijo je značilna prevelika počrntev filma. Ta napaka je do neke mere popravljiva, če gledamo filme pod dodatno osvetlitvijo, vendar je to mogoče le od 2,8 do 3 OD. Človeško oko tudi z dodatno osvetlitvijo ne more razločiti podrobnosti pri OD nad 3.⁸ Prevelika ekspozicija je najpogosteje posledica nepravilne nastavitve ali neprimerne lege fotocelice. Pri ročni nastavitvi pride do te napake z izbiro previsokih kV ali mAs. Zaradi prevelike ekspozicije je žlezna doza po nepotrebnem previsoka. Zaradi daljšega časa ekspozicije pa je večja možnost neostrine zaradi premikanja.

Zelo pomembno je tudi, da so negatoskopi dovolj osvetljeni in na isti diagnostiki tudi vsi enake barve in enako osvetljeni.

Šum

Šum vidimo na vsakem enakomerno eksponiranem in razvitem filmu kot nezaželene drobne variacije optične gostote.^{7,14} Če je preveč izražen, moti zaznavo drobnih struktur, predvsem mikrokalcinacij, saj je ena izmed zahtev za kakovosten mamogram, da na njem opazi-



Slika 5. Detajl je na posnetku z manjšim šumom (a) bolje viden kot pa na posnetku z močno izraženim šumom (b).

Figure 5. We can see an image detail much better when noise is low (a) than excessive one (b).

mo mikrokalcinacije premera 0,2 mm in manj (Slika 5).

Najpomembnejši vir šuma je predvsem osnovni šum ali "quantum noise", nanj pa vplivata tudi zrnatost filma in struktura folije; vpliv zadnje je zanemarljiv.^{8,14}

- *Osnovni šum* nastane zaradi absorpcije končnega števila (na primer 40.000 fotonov/mm²) rentgenskih fotonov, ki naključno zadenejo različna mesta na ojačevalni foliji (kot paradoks: kvantnega šuma ne bi bilo, če bi uporabili neskončno veliko število rentgenskih fotonov). Čim manjše število fotonov je porabljenih za nastanek slike ali čim nižja je doza, tem večja je stopnja osnovnega šuma. Osnovni šum je večji, če uporabljamo hitrejšie sisteme film-folija, če so filmi premalo eksponirani, in kadar je razvijanje podaljšano in pri višji temperaturi razvijanja.¹⁴

- *V foliji* se absorbirajo fotoni, ki prispevajo tvorjenju slike. Učinkovitost folije je definirana kot delež energije snopa žarkov X, ki se je uporabil za tvorjenje latentne slike na rentgenskem filmu. Učinkovitost folije zavisi od:

1. absorpcije folije - na primer folija absorbira 0,4 (40%) žarkov X iz nanjo upadajočega snopa in od
 2. svojstvene (intrinzične) učinkovitosti fosforja, v katerem se je absorbiral foton X - torej deleža energije posameznega fotona X, ki se je uporabil za nastanek latentne slike (preostali delež energije se ne izrabi za fotografsko učinkovite pretvorbe) - na primer 0,2 (20%).
- Skupna učinkovitost je produkt teh dveh frakcij $E = 0,4 \cdot 0,2 = 0,08$ (8%). Različni proi-

zvajalci lahko proizvedejo folije enake skupne učinkovitosti (na primer 8% - in gre torej za folije enake hitrosti). Primerjava: kadar je produkt 0,08 dosežen z $0,8 * 0,1$, gre za kvalitetnejši proizvod (s tega stališča, ker prispeva tvorjenju slike dvakrat večje število fotonov X).

- V mamografiji je glavni vzrok šuma *zrnatost filma*.⁸ Ker šum prepreči najdbo mikrokalcinacij ali vidimo kalcinacije, ki jih ni, je nujno ravnotežje med nizko dozo rentgenskih žarkov in med sprejemljivo kakovostjo slike. Z zamenjavo filma nižje hitrosti - na primer 0,5 relativne hitrosti - moramo za enako počrnitev filma uporabiti dvakrat višjo količino fotonov X in na ta način zmanjšamo kvantni šum. Zato nadomeščajo hitrejše sisteme film-folija s počasnejšimi, ki pa zahtevajo nekoliko večjo ekspozicijsko dozo.

Šum, ki ga vidimo na filmu pri slikanju homogenega objekta enake debeline, je registrirani šum. Zrnatost slike sestavlja prikazani kvantni šum. Prikaz pogojuje resolucija sistema folija-film: sistem s slabo resolucijo onemogoča prikaz vsega kvantnega šuma na filmu; Wienerjev spekter prikazuje, kako se frekvenčne komponente kvantnega šuma prikazujejo na filmu.

Kako prepoznamo šum? Posnetek je neenakomerno drobnozrnat, lisast. Šum bolje opazimo z lečo. Kadar je izrazit, vidimo v predelih z enakomerno gostoto, na primer tam, kjer je gost parenhim, številne diskretne "kalcinacije", ki jih v resnici ni.

Kriteriji za izbiro (zamenjavo obstoječega - komparativnega - sistema) materialov za sistem folija film:

- film nižje občutljivosti: zmanjša kvantni šum in posredno registrirani šum, vpliv na resolucijo je običajno majhen, strukturalni šum filma je zmanjšan - drobnozrnat filmi
- tanjša folija: zmanjšana hitrost sistema in povečan prikazani šum - zaradi višje resolucije sistema

- nova folija s fosforjem, ki ima višjo absorbcijo žarkov X: povečana hitrost sistema, ostalo nespremenjeno
- nova folija s fosforjem, ki ima višjo intrinzično učinkovitost in enako hitrost (torej zmanjšano absorbcijo): povečana hitrost sistema, povečan šum...

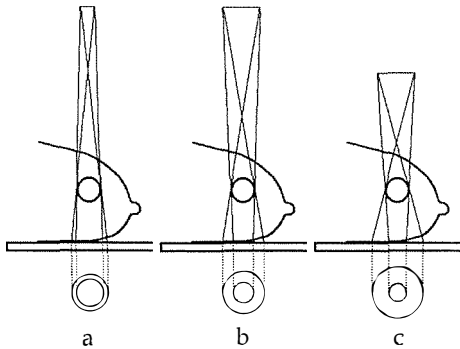
Ostrina

Obstajajo trije glavni vzroki, zaradi katerih robovi struktur niso ostri.

- *Geometrijska neostrina*. Žarki, ki padejo iz žarišča rentgenske cevi, padejo na površino, ki se veča s kvadratom razdalje od gorišča. Intenzivnost žarkov se manjša s kvadratom razdalje. Ker izhajajo žarki iz žarišča divergentno in se širijo premočrtno, je posnetek vedno večji kot objekt. Povečanje je toliko manjše, kolikor večja je razdalja od žarišča do filma in toliko manjša, kolikor manjša je razdalja med objektom in filmom (Slika 5).¹⁰

Ostrina je odvisna tudi od velikosti žarišča rentgenske cevi. Žarišče na anodi, na katero padajo elektroni, imenujemo realno. Širina pravokotno projiciranega realnega žarišča je odvisna od njegove razdalje od stene prsnega koša in od naklona anode.⁸ Tako nastalo optično žarišče uporabljamo pri slikanju (Slika 6). Čim manjše je žarišče, tem večja je ostrina posnetka, vendar moramo pri tem upoštevati, da je majhno gorišče v zelo kratkem času nemogoče zelo obremeniti.¹⁰ Za rutinsko slikanje se uporablja žarišče velikosti 0,4 mm ali manjše, za povečavo pa 0,1 mm. Geometrijska neostrina je torej odvisna od mamografske naprave. Tu ni kaj dosti spreminjati razen velikosti fokusa, ki naj bo najmanjši mogoč in razdalje objekt-film, ki naj bo čim krajša.⁷

- *Neostrina zaradi gibanja preiskovanke*, pulzacij žilja, nezadostne kompresije, predolge ekspozicije lahko zmanjšamo z dobro kompresijo in z najmanjšim mogočim časom ekspozicije.
- *Neostrina zaradi detektorja slike*. Resolucija de-



Slika 6. Geometrijska neostrina je manjša, če je žarišče manjše (a) in bolj oddaljeno od filma (b).
Figure 6. The penumbra decreases with small focal spot (a) and a long source-to-image receptor distance (b).

tektorja slike je omejena s folijo, ne s filmom, kajti resolucija filma je vedno večja kot resolucija folije. Hitrost in kontrast pa sta v povezavi s filmom.⁸

Resolucija folije. Folije zmanjšajo ekspozicijo, ker je film bolj občutljiv na vidno svetlobo kot na rentgenske žarke. Vsebujejo fosfor, ki zažari, ko nanj padejo rentgenski žarki. Nastanejo fotoni svetlobe, ki se širijo v vse smeri in zato večajo neostrino. Soli redkih zemelj (ponavadi gadolinijev oksisulfid) delovanje fosforja ojačajo. Debelejši fosforni sloj pospeši hitrost, vendar je zaradi daljše poti svetlobnih fotonov, ki se širijo v vse smeri, resolucija slabša. Barvilo, ki ga vsebujejo folije, selektivno filtrira komponente zelenega spektra⁸ in proces upočasnji. Upočasnijo ga tudi manjši delci in zadnja plošča, ki absorbira svetlobne fotone, ki so pripotovali do nje in s tem hkrati tudi zmanjša neostrino.¹⁸ Se pravi, tanjše folije z bolj drobno strukturo imajo večjo resolucijo, vendar so manj občutljive.

Na mestih, kjer ni dobrega stika med filmom in folijo, so vidne svetline in neostrine, zato moramo do uporabe počakati vsaj 2 minuti. Nekateri priporočajo celo 15 minut, da izgine ves zrak, ujet med folijo in film.^{7,1,19} Zato moramo imeti zadostno število kaset.

Noben drug dejavnik ni tako zelo zmanjšal ekspozicijske doze kot prav nove kombinacije

film-folija, saj so za 30-50% manjše kot pred 3 leti.¹⁸

Artefakti

Kot artefakte lahko označimo vsako spremembo (večjo ali manjšo počrnitev) na posnetku, ki ne nastane zaradi atenuacijskih razlik tkiva dojke. Število najdenih artefaktov je izraz skrbnosti, ki jo mamografska diagnostika namenja kontroli kakovosti. Če naštejemo:

- **Artefakti na folijah:** prah, smeti, lasje, drugi tujki v kasetah. Praske, nastale pri vlaganju in jemanju filma iz kasete. Obrabljene folije zaradi pregroba čiščenja.

Kasete naj bodo zaradi lažje identifikacije oštevilčene.

- **Artefakti na filmu** nastanejo zaradi slabega vzdrževanja ali ravnanja pri obdelavi filma - zvijanje filma, praske, odtisi nohtov, nepravilno vlaganje filma. Prstni odtisi - ob izrazitem potenju naj bi uporabljali bombažne rokavice.

Prah v temnici, uhajanje svetlobe. Artefaktom zaradi statične elektrike se izognemo z vzdrževanjem primerne vlage in s primerno ventilacijo.

Napake pri razvijanju - slabo zmešane raztopine, lise zaradi kemikalij, umazani valjčki...

- **Artefakti zaradi napak v sistemu:** Nepravilno čiščenje mamografske opreme in prostorov. Zlasti temnica bi morala biti vsak dan temeljito očiščena od tal do stropa.

Madeži na priboru (na primer kontrastno duktografiji). Pred vsakim slikanjem morajo biti tudi iz higienskih razlogov počiščene vse površine, katerih se preiskovankina koža dotika.

Pacientovi telesni deli superponirani na film.

Včasih je na posnetkih vidna rešetka, zlasti, ko je čas ekspozicije prekratek in se rešetka v tem času ne giblje dovolj hitro. Tedaj priporočajo nekoliko nižjo vrednost kV ali manj občutljiv sistem film-folija. Če to ne pomaga,

je čas za nadgraditev mamografske enote.⁸ Če je rešetka vidna na vseh posnetkih, moramo zamenjati ali popraviti gibalni mehanizem, saj rešetka ne sodi na posnetek.

Tuj material (suture, katetri, fragmenti kovin) itn...^{7,16}

Pravilne oznake

Na vsakem filmu morajo biti podatki o preiskovanki: ime, priimek in datum rojstva ter datum slikanja in naziv diagnostike. Pravilne mednarodne oznake projekcije in strani slikane dojke bi morale biti dovolj velike, da jih zlahka vidimo. Postavljene bi morale biti v bližino pazduhe. Ker v Sloveniji glede tega vlada precejšnja zmeda, bi morali poenotiti vsaj te osnovne oznake.

Pomembni so tudi podatki o tehničnih razmerah pri slikanju: pri MLO o kotu slikanja, podatki o kV, mAs in o OD; nekatere naprave beležijo tudi debelino komprimirane dojke in kompresijsko silo. Le tako lahko razpoznamo in popravimo napake in le tako je mogoča tudi primerjava različnih posnetkov med seboj. Če je na diagnostiki več mamografskih naprav, jih na posnetkih tudi označimo. V nekaterih ustanovah je na posnetku tudi kratica radiološkega inženirja.

Primerna klinična informacija

Klinični podatki o zatrdlini omogočijo, da se radiolog posebej osredotoči na to področje in ga po potrebi obdela z dodatnimi slikovnimi metodami. Tudi podatki o obremenilnih dejavnikih ali o predhodnih histoloških diagnozah atipičnih hiperplazij ali karcinoma spodbudijo preiskovalca k večjemu številu dodatnih preiskav kot v primeru, če teh podatkov ni. Tako je dobro sodelovanje klinika, radiologa, citologa, patologa, medicinskega fizika in seveda radiološkega inženirja in medicinske sestre ključnega pomena za kakovostno sli-

kovno, pa tudi ostalo diagnostiko karcinoma dojke.

Vsaka mamografska diagnostika bi morala beležiti število in vzrok ponovljenih mamogramov, saj nam to omogoči smotrno ukrepanje. Vsaka mamografska diagnostika bi morala posvetiti posebno skrb intervalnim karcinomom ter skrbno preverjati vzroke, saj so po navedbah različnih avtorjev tehnično neustrezni mamogrami povod za najmanj tretjino napačno negativnih mamogramov.

Zaključek

Zahteve po kakovosti so pri mamografskih posnetkih večje kot pri ostalih rentgenskih posnetkih. Merilo kakovosti mamografske diagnostike je predvsem število najdenih majhnih, zlasti pa preinvazivnih karcinomov. Kakovostem mamogram je primerno eksponiran, kontrasten, ni zabrisan, je brez artefaktov in je narejen s sprejemljivo dozo sevanja. Končni videz mamograma je skupek raznih dejavnikov, od katerih so najpomembnejši sodobna mamografska naprava z optimalno naravnano fotocelico in s sodobnim priborom; posebna pozornost velja postopku razvijanja. Dobro usposobljeno, posebej za to delo izobraženo osebje mora nenehno vzdrževati visoko kakovost, kar pripomore k čimmanjšemu številu zgrešenih in zapoznelih diagnoz. Prav radiolog, ki nosi končno, medicinsko odgovornost za preiskovanke, bi moral biti v težnji po izboljšanju tehničnih standardov in večji enotnosti najbolj agresiven.¹⁹

Literatura

1. Basset L. Clinical image evaluation. *Radiol Clin N Am* 1995; **33**: 1027-39.
2. Eklund GW, Cardenosa G, Parsons W. Assessing adequacy of mammographic image quality. *Radiology* 1994; **190**: 297-307.
3. Bassett WL, Bunnell DH, Jahanshahi R, Gold R, Arndt RD et al. Breast cancer detection: One versus two views. *Radiology* 1987; **165**: 95-7.
4. Libshitz HI, Fetouh S, Isley J, Lester RG. One-view mammographic screening. *Radiology* 1976; **120**: 719-22.
5. Andersson I, Hildell J, Muhlow A, Petterson H. Number of projections in mammography: influence on detection of breast disease. *AJR* 1978; **130**: 349-51.
6. Sickles EA. Findings at mammographic screening on only one standard projection: outcomes analysis. *Radiology* 1998; **208**: 471-5.
7. Wentz G. In: *Mammography for radiologic technologist*. New York: McGraw Hill; 1992.
8. Heywang-Kobrunner SH, Scheer I, Dershaw DD. In: *Diagnostic breast imaging*. Stuttgart: Thieme Verlag; 1997.
9. Rickard MT, Wilson EA, Ferris A, Blackett KH. In: *Mammography today*. Rickard Wilson Ferris & Blackett; Sidney: 1992.
10. Hernja S. In: *Rentgenska tehnika*. Ljubljana: Medicinski razgledi; 1984.
11. Tabar L. In: *Breast imaging and interventional procedures*. Turku: Esdir; 1996.
12. Thilander-Klang AC, Ackerholm PHR, Berlin IC, Bjurstram NG, Mattsson SLJ et al. Influence of anode-filter combinations on image quality and radiation dose in 965 women undergoing mammography. *Radiology* 1997; **203**: 348-54.
13. Friedrich von M. Mammographie 1994, Teil I. *RoFo-Fortschr Rontg* 1994; **160**: 101-5.
14. Haus AG. Technical aspects of screen-film mammography. In: *Radiological diagnosis of breast diseases*. Berlin: Thieme Verlag; 1997.
15. Suleiman OH, Spelic DC, McCrohan JL, Houn F. Mammography in the 1990 s: The United States and Canada. *Radiology* 1999; **210**: 345-351.
16. Eklund GW. Improving mammographic image quality. In: *Breast imaging today and tomorrow*. Santa Fe; 1997.
17. Young KC, Wallis MG, Ramsdale ML. Mammographic film density and detection of small breast cancers. *Clin Radiol* 1994; **49**: 461-5.
18. Kimme-Smith C. New and future developments in screen-film mammography equipment and techniques. *Radiol Clin N Am* 1992; **30**: 55-66.
19. Hendrick RE. Standardization of image quality and radiation dose in mammography. *Radiology* 1990; **174**: 648-654.

Zagotavljanje kakovosti pri razvijanju mamogramov Quality assurance in mammography processing

Lucijan Miklavčič

Ortopedska bolnišnica Valdoltra, Ankaran, Slovenija

Povzetek: Uporaba senzitometra in denzitometra za spremljanje učinkovitosti pri razvijanju filmov mora biti poznana ekipi, ki se ukvarja z zagotavljanjem kakovosti na področju radiologije, posebno pa v mamografiji. Prispevek uvaja bralca v osnove, ki so potrebne za razumevanje programa zagotavljanja kakovosti in spremljanja parametrov učinkovitosti pri razvijanju mamografskih filmov.

Ključne besede: mamografija; tehnologija radiološka; X-žarki, filmi, zagotavljanje kakovosti

Abstract: The practice of using a sensitometer and densitometer to evaluate the film processing consistency must be well known to those involved with quality control procedures for general radiology and especially for mammography. This paper introduces to the basic knowledge needed for a quality control program and the assessment of the basic performance parameters in monitoring mammographic film processing.

Key words: mammography; technology radiologic; quality assurance

Uvod

Zagotavljanje kakovosti je v radiologiji pomembno, vendar velikokrat zanemarjeno področje. Posebno pomembno je zagotavljanje kakovosti pri razvijanju mamografskih filmov, ki je najpomembnejši test, s katerim preverimo delovanje avtomatske temnice. S tem strokovnim prispevkom želim najprej predstaviti poenostavljen, vendar popoln pregled teoretičnih izhodišč zagotavljanja kakovosti pri razvijanju mamografskih filmov. To je potrebno za izvajanje programa, s katerim zagotavljamo kakovost pri razvijanju mamogramov oziroma za optimizacijo mamografske tehnike. Teoretična izhodišča kakršnega-

koli merjenja kvalitetnih parametrov so vezana na znanja iz področja matematike, fizike ter radiološke tehnologije. Povzemam postopek in praktične napotke za izvedbo in analizo meritev ter izračun hitrosti in kontrastnosti razvitega filma kot merilo kakovosti pri razvijanju mamografskega filma in njene ponovljivosti. Z definiranjem vzrokov čezmernega neujemanja kvalitetnih parametrov, kot sta dnevna hitrost in kontrastnost filma, s primerjalno meritvijo bom utemeljil nujnost in namen posega v razvijalni aparat.

Materiali in definicija spremenljivk

Zagotavljanje kakovosti mamografskih filmov je najpomembnejši test, s katerim preverimo delovanje avtomatske temnice, vendar ga običajno v naših ustanovah ne izvajajo.^{1,2} Pred

Naslov avtorja: mag. Lucijan Miklavčič dr. med., Ortopedska bolnišnica, Jadranska cesta 31, 6280 Ankaran, Slovenija. Tel.: +386 66 462100; Fax: +386 66 527185, E-mail: lucijan.miklavcic@ob-valdoltra.si

desetletjem in več bi lahko takšno neizvajanje pri zagotavljanju kakovosti pripisali slabi opremljenosti ali celo neopremljenosti naših diagnostik, danes pa so vzroki drugačni.

V prispevku predstavljam poenostavljen, vendar popoln pregled teoretičnih izhodišč zagotavljanja kakovosti pri razvijanju mamografskih filmov. To je potrebno za izvajanje programa s katerim zagotavljamo kakovosti pri razvijanju mamogramov oziroma za optimizacijo mamografske tehnike.³

Zagotavljanje kakovosti praviloma določa program zagotavljanja kakovosti v zakonskih predpisih (na primer MQSA, ki ga je predpisala organizacija FDA), tako da se preprečijo neujemanja z dogovorjeni minimalnimi kvalitetskimi standardi. Optimizacija pa je praviloma strokovno zahtevnejša, njen namen je izboljšati kakovost nasploh (na primer: Mamography optimization guide za sistem Kodak Min-R 2000 dostopno na internetu na naslovu: www.kodak.com/go/mammo).^{4,5}

Mamografski film

Sodoben mamografski film je enoslojen, dejansko ima eno emulzijo približno dvojne debeline na eni sami površini filmske baze. V procesu razvijanja (in podobno tudi fiksiranja) moramo zaradi tega zmanjšati hitrost premikanja filma, tako da je film daljši čas izpostavljen razvijalni kopeli. Čas razvijanja mora biti tako dolg, da je omogočena difuzija vseh kemičnih sestavin razvijalne kopeli v najgloblje plasti zelo debele emulzije mamografskega filma. Minimalni potreben čas, da dosežemo razvijanje tudi v najglobljih slojih emulzije mamografskega filma, se pri različnih vrstah filmov lahko zelo razlikuje. V glavnem ga dosežemo ali pa presežemo z avtomatskimi temnicami, ki so predvidene za mamografsko razvijanje, sicer moramo ustrezno modificirati čas razvijanja standardne temnice z 90-sekundnim ciklusom obdelave filmov, upoštevajoč navodila proizvajalca mamografskih filmov.^{6,7}

Že manjša kemična degradacija in manjša temperaturna neujemanja razvijalne kopeli vplivajo na v času spreminjajočo se kakovost razvijanja mamogramov. Te spremembe v kakovosti razvijanja onemogočijo ponovljivost testnih meritev pri razvijalnem procesu. V isti avtomatski temnici so lahko ta manjša neujemanja kemičnih in fizikalnih spremenljivk pri razvijalni kopeli vzrok za slabšo kakovost mamografske slike, čeprav je kvaliteta radioografske slike dvoslojnih filmov še dobra. V skladu s tem moramo s programom s katerim zagotavljamo kakovost razvijanja mamogramov, pri testiranju avtomatske temnice uporabiti zgolj enake mamografske filme.^{1,8}

Značilna krivulja filma: definicija

Značilna krivulja filma nam grafično prikazuje črnitev filma (odvisna spremenljivka) v odvisnosti od ekspozicije s svetlobo (neodvisna spremenljivka). To funkcijsko odvisnost poenostavljeno definiramo z določenimi spremenljivkami posebnega pomena, ki so tudi parametri zagotavljanja kakovosti (osen, največja črnitev, hitrostna točka in povprečni gradient); njihov izračun in pomen bom razložil pozneje.³

Optična gostota (OD)

Za kvantitativno prikazovanje črnitve filma je bila izbrana optična gostota (OD), ki je relativna enota, izražena v naslednji obliki:

$$OD = -\log T = \log(1/T) \quad (1)$$

- kjer je T transparenca skozi razviti del filma.³

Optično gostoto izmerimo s posebno napravo - optičnim denzitometrom. Postopek umeritve denzitometra in zagotavljanje ponovljivosti denzitometričnih meritev predpiše proizvajalec naprave, le-ta pa mora tudi zagotavljati odčitavne optične gostote vsaj do vrednosti⁴.

Iz navedene definicije optične gostote in transparence, upoštevajoč značilnosti logaritmičnih izrazov, lahko določimo nekatere pomembne točke na diagramu značilne krivulje in nekatere značilnosti logaritmične lestvice. Tako ustreza vrednost OD = 0 transparenči 100% (ali 1); OD = 1 pa transparenči 10% (ali 0,1) itd., kakor je razvidno iz Tabele 1.

Tabela 1. Lestvica črnitve filma v enotah OD in v odstotkih izražene vrednosti transparence ter frakcija prepuščene svetlobe

Table 1. Step blackening of the film in OD units and the related values of transparency and the fraction transmitted light

OD	T%	T
0	100	1
0,1	80	1/1,25
0,2	64	1/1,6
0,3	50	1/2
0,4	40	1/2,5
0,5	32	1/3,2
0,6	25	1/4
0,7	20	1/5
0,8	16	1/6,4
0,9	12,5	1/8
1,0	10	1/10
1,1	8	1/12,5
itd		
2	1	1/100
2,1	0,8	1/125
itd		
3	0,1	1/1.000
3,1	0,08	1/1.250
itd		
4	0,01	1/10.000
4,1	0,008	1/12.500
itd		

Za količinski prikaz so razlike za 1 med optičnimi gostotami zelo velike; zato moramo preučiti manjše korake te enote. Za naše izračune in za razlago poteka krivulj črnitve je pomembno upoštevati približek:

$$0,3 \approx \log 2 \quad (2)$$

od tod pa še lahko izpeljemo vrednosti lestvice s tem korakom, kakor je razvidno iz Tabele 1.

Tudi korak 0,3 logaritmične vrednosti je razmeroma velik; primernejši in zelo uporaben

je korak 0,1 logaritmične vrednosti; v Tabeli 1 so navedene tudi logaritmične in numerične vrednosti tega zaporedja.

Logaritem relativne ekspozicije (log RE)

Ponovljivo ekspozicijo mamografskega filma naredimo s posebno napravo imenovano senzitometer. Vsebuje vir zelene in modre svetlobe, med obema lahko komutiramo glede na spektralno občutljivost filma. Vir svetlobe gre skozi široko pravokotno polje, v katerem je 21 segmentov označenih, progresivno s številkami od 1 do 21. Vsak naslednji segment prepušča za 0,15 log večjo intenzivnost svetlobnega sevanja. Razmerja v intenzivnosti svetlobnega sevanja dveh sosednjih polj so enaka kvadratnemu korenu 2, kar je približno 1,4. Tabela 2 prikazuje logaritmične in numerične vrednosti intenzivnosti svetlobnega sevanja od polja 1 do 21.¹

Tabela 2. Senzitometrična lestvica z numerično označenimi polji ter ustrezne vrednosti v log RE in v RE

Table 2. Sensitometric field with the step numbers and their related values in log RE and in RE

Polje	LOG	Razmerje
1	0,00	1
2	0,15	1,4
3	0,30	2
4	0,45	2,8
5	0,60	4
6	0,75	5,6
7	0,90	8
8	1,05	11,2
9	1,20	16
10	1,35	22,4
11	1,50	32
12	1,65	44,8
13	1,80	64
14	1,95	90
15	2,10	128
16	2,25	180
17	2,40	256
18	2,55	360
19	2,70	512
20	2,85	700
21	3,00	1000

Kako zagotovimo kakovost pri razvijanju mamogramov

Referenčno krivuljo in njene osnovne parametre dobimo po servisnem pregledu razvijalnega aparata ali po čiščenju avtomatske temnice. Pri tem moramo natančno upoštevati navodila proizvajalca. Radiološki inženir, ki je odgovoren za zagotavljanje kakovosti, mora skrbeti za dnevna testiranja glede zagotavljanja kakovosti pri razvijanju mamogramov med servisnim vzdrževanjem razvijalnega aparata. Meritve za program zagotavljanja kakovosti moramo opraviti pred začetkom dela, vendar mora biti razvijalni aparat že pripravljen za delovanje, tako da so kemične kopeli v njem optimalno segrete.^{1,3}

Naprave in materiali, ki jih potrebujemo, so: senzitometer, denzitometer, mamografski film. Oba inštrumenta, senzitometer in denzitometer, moramo uporabljati v skladu z navodili proizvajalca, tako da zagotovimo dobro ponovljivost meritev. Denzitometer moramo pred vsako uporabo umeriti na vrednost 0,00; umerjanje je lahko avtomatsko ali ročno. Čeprav proizvajalec filmov zagotavlja enako kakovost proizvoda, lahko obstajajo razlike med filmi enake kakovosti zaradi razlik v starosti, razmer pri skladiščenju itd. Zato filme, ki jih uporabljamo za meritve, vedno jemljemo iz iste škatle in jih hranimo v ta namen za naslednje meritve.^{1,3}

Testni film eksponiramo v popolni temi v temnici s senzitometrom in ga zatem razvijemo v avtomatski temnici. Pred tem moramo na senzitometru preveriti, ali smo pravilno izbrali barvo ekspozicijske svetlobe v skladu s spektralno občutljivostjo filma in pozicijo komutatorja za izbiro med enoslojnim in dvoslojnim filmom. Pri enoslojnih filmih moramo upoštevati, da postavimo emulzijo filma proti viru ekspozicijske svetlobe senzitometra; podobno kakor moramo emulzijo enoslojnega filma postaviti proti površini ojačevalne folije v mamografski kaseti.^{1,3}

Na razvitem filmu dobimo pravokotno po-

lje, sestavljeno iz 21 segmentov, ki so označeni s števili od 1 do 21. Polja, označena z najnižjimi števili, ne dosegaajo črnitev ali vsaj neke vidne črtnitve; polja, označena z višjimi števili, pa so progresivno čedalje temnejša. Senzitometer označi na testnem filmu tudi datum in uro, ko smo eksponirali film. Črnitev 21 polj izmerimo z denzitometrom, ki smo ga pred tem umerili na izhodiščno vrednost optične gostote 0,00.

V posebno tabelo in v diagram vnesemo podatke o filmu, všteti vrsto emulzije (na primer Kodak Min-R 2000 Film/4316) ter vrednosti dobljenih meritev optične gostote za vsa senzitometrična polja od 1 do 21. Najbolje je, če za neodvisno spremenljivko uporabimo lestvico z enotami v logaritmih relativne ekspozicije (od 0,00 do 3,00). Tako določene točke nam definirajo približen potek krivulje, ki ima tipično obliko (krivulja črtnitve filma ali krivulja HD).

Prvi segment krivulje pri nizkih vrednostih logaritma relativne ekspozicije (kadar je črnitev filma za naše oko neopazna) poteka horizontalno in ima zelo nizke vrednosti optične gostote (med 0,15 in 0,20). Take vrednosti optične gostote dobimo tudi na površini filma, ki ni bila eksponirana s senzitometrom, predstavljajo osen film. Kadar osen presega vrednost 0,20 gre zelo verjetno za okvaro sistema: razvijalnega aparata (oksidacija razvijalne kopeli, kontaminacija razvijalne kopeli s fiksirjem, previsoka temperatura razvijalne kopeli, predolg čas razvijanja, slabo fiksiranje itd.) ali filma (nepravilno skladiščenje filma, osvetlitev filma s svetlobo ali žarki X, preseganje roka uporabnosti filmov, ki ga je označila tovarna, itd.).

Zadnji segment krivulje pri visokih vrednostih logaritma relativne ekspozicije (kadar je črnitev filma za naše oko največja) poteka horizontalno in ima zelo visoke vrednosti optične gostote (praviloma okoli 4,00). Take vrednosti optične gostote dobimo na površini filma, ki je bil izpostavljen dnevni svetlobi. Kadar največja črnitev filma ne dosega teh viso-

kih vrednosti, je to zelo verjetno znak za nepravilnost v razvijalnem aparatu (oksidacija razvijalne kopeli, kontaminacija razvijalne kopeli s fiksirjem, prenizka temperatura razvijalne kopeli, prekratek čas razvijanja itd.).³

Prvi in zadnji segment krivulje črnitve filma kažeta, da film ne reagira na spremembo ekspozicije; v tem intervalu kljub spreminjanju ekspozicije ne dosežemo sprememb črnitve filma. Osrednji segment krivulje črnitve pa ima naraščajoč, v približku linearen, potek optične gostote. Potek osrednjega dela krivulje nam določa zelo pomembna parametra črnitve: povprečni gradient črnitve filma in hitrostno točko sistema.^{3,6,7}

Povprečni gradient črnitve filma merimo v linearnem delu poteka, v intervalu ekspozicijskih vrednosti med 0,45 in 2,20 (razlika 1,75 log relativne ekspozicije); določa nam odziv, torej rast črnitve filma v odvisnosti od svetlobne ekspozicije. Mamografski filmi imajo povprečne gradiente blizu vrednosti 3, praviloma pa to vrednost presegajo. Izmerjena vrednost je tipična za enak film.³

Hitrostno točko sistema določa logaritmična vrednost relativne ekspozicije, s katero dosežemo črnitev filma 1,00 nad vrednostjo osena. Uporabljamo jo le za relativne meritve; razlike v primerjavi s komparativnim sistemom izrazimo v log RE.³

Osrednji segment krivulje črnitve ima skoraj linearno potekajočo rast optične gostote, s prvim in zadnjim segmentom ga povezuje spodnje in gornje koleno krivulje. Poteka teh dveh prehodnih segmentov krivulje črnitve ne določamo posebej s specialnimi parametri črnitve.

Izračun povprečnega gradienta

Povprečni gradient gama (γ) po definiciji:

$$\gamma = 1,75 / (\log RE_{2,20} - \log RE_{0,45}) \quad (3)$$

Izračun hitrostne točke (S)

Hitrostno točko določimo z linearno interpolacijo dveh bližnjih vrednosti optične gostote (ODL, ODH) k vrednosti optične gostote ena nad osenom (ODS), ki jih odčitamo na filmu, ki je bil eksponiran s senzitometrom.

$$S = \{L + [(OD_S - OD_L) / (OD_H - OD_L)]\} * 0,15 \quad (4)$$

Neujemanja dnevno določenih parametrov

V naši zakonodaji nimamo predpisov, ki bi določali največja dopustna neujemanja pri in izvajanju programa zagotavljanja kakovosti pri razvijanju mamogramov (ali drugih medicinskih filmov). Za zagotavljanje kakovosti razvijanja lahko uporabljamo dopustna neujemanja, ki jih je predpisal proizvajalec filma in opreme (posebno, kadar gre za istega proizvajalca); sicer določimo lastna dopustna razlikovanja izmerjene hitrosti filma od referenčne hitrosti, na primer do 10% (0,04 log RE). Neujemanje hitrostne točke na krivulji črnitve lahko grafično prikažemo kot pomik krivulje črnitve. Na primer pomik dnevne krivulje v desno za 0,04 log RE pomeni, da se je hitrost sistema zmanjšala za 10%.

Razlikovanje dnevne hitrosti za 12% glede na referenčno hitrost je enako razlikovanje log RE za vrednost 0,05, medtem ko je razlikovanje dnevne hitrosti za 25% enako razlikovanju za 0,1 log RE. Pretvorbe v logaritmične vrednosti so pomembne, saj je na mamografih elektronika kontrolnega sistema za avtomatsko ekspozicijo sorazmerna logaritmičnim vrednostim, tako da je ena enota na mamografu enaka logaritmičnemu razlikovanju za 0,1. Drugače rečeno, če je neujemanje pri dnevni hitrosti še v dopustnih okvirih, recimo za vrednost log RE 0,05, moramo uskladiti elektroniko za avtomatsko ekspozicijo mamografa, tako da jo spremenimo za vrednosti 0,5. Pri rentgenskih aparatih, ki nimajo kontrolnega sistema za avtomatsko ekspozicijo, pa si pomagamo s spremembo ekspozicije v mAs za en preskok stikala (kadar je lestvica

vrednosti v razmerju 0,1 log) pri spremembi hitrosti za 0,1 log RE.

Dopustno razlikovanje dnevnega povprečnega gradienta črnitve filma od referenčne meritve lahko znaša največ do 5%. Povprečni gradient črnitve filma vpliva na kontrastni prikaz slikanih tkiv na radiogramu, torej na kontrastno ločljivost normalnih tkiv in patoloških formacij v njej. Vzdrževanje istega standarda kakovosti povprečnega gradienta črnitve filma pa je pomembno pri diagnosticiranju, saj vpliva na napake pri interpretiranju mamogramov.

Dopustno razlikovanje osena in maksimalne črnitve filma od referenčnih meritev lahko znaša največ do +10%. Če dosežajo razlikovanja vrednosti preko 10% je običajno vsaj eden od preostalih kontrolnih parametrov zunaj dopustnih vrednosti.

Nedopustna razlikovanja merjenih parametrov so ponavadi povezana z napakami v razvijalnem sistemu in zajemajo dokaj tipične povezave. To nam bo v pomoč pri odstranitvi napak. Tako je na primer pri oksidirani razvijalni kopeli osen povišan, največja črnitev znižana, povprečni gradient filma je zmanjšana, hitrost sistema je zmanjšana. Pri povečani temperaturi razvijalne kopeli pa je osen povišan, največja črnitev ni spremenjena, povprečni gradient filma je zmanjšana, hitrost sistema je povečana. Pri razredčeni razvijalni kopeli je osen nespremenjen, največja črnitev je znižana, povprečni gradient filma je zmanjšana, hitrost sistema je zmanjšana.^{1,6,8}

Zaključek

Zagotavljanje kakovosti pri razvijanju mamogramov je pomembno za doseganje dobre in ponovljive kakovosti mamografske slike, kar je pogoj za kakovostno mamografsko diagnostiko. Za razvijanje enoslojnih mamografskih filmov moramo imeti primerno ali prirejeno razvijalno napravo. Že manjše spremembe v razvijalni napravi povzročijo, da je kakovost

mamografske slike slaba, čeprav je kakovost radiografske slike dvoslojnih filmov še dobra. Nedopustna neujemanja merjenih parametrov pri zagotavljanju kakovosti razvijanja so običajno posledica napak v razvijalnem sistemu in zajemajo dokaj tipične povezave, ki jih moramo poznati in takoj odpraviti.

Literatura

1. Nassivera E, Nardin L. Daily quality control programme in mammography. *Br J Radiol* 1996; **69**: 148-52.
2. Nassivera E, Nardin L. Quality control programme in mammography: second level quality controls. *Br J Radiol* 1997; **70**: 612-8.
3. Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. *Christensen's introduction to the physics of diagnostic radiology*. 3th ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1984.
4. Eklund GW, Cardenosa G, Parsons W. Assessing adequacy of mammographic image quality. *Radiology* 1994; **190**: 297-307.
5. Hill SJ, Faulkner K, Law J, Starritt HC. Film viewing conditions in mammography. *Br J Radiol* 1997; **70**: 409-11.
6. Schueler BA, Gray JE, Gisvold JJ. A comparison of mammography screen-film combinations. *Radiology* 1992; **184**: 629-34.
7. Wojtasek DA, Teixidor HS, Govoni AF, Gareen IF. Diagnostic quality of mammograms obtained with a new low-radiation-dose dual-screen and dual-emulsion film combination. *AJR Am J Roentgenol* 1990; **154**: 265-70.
8. Brink C, de Villiers JF, Lütter MG, van Zyl M. The influence of film processing temperature and time on mammographic image quality. *Br J Radiol* 1993; **66**: 685-90.

Mamografska tehnika - projekcije in kompresija Mammography techniques - projections and compression

Kristijana Hertl, Miljeva Renner

Oddelek za radiologijo, Onkološki inštitut, Ljubljana, Slovenija

Izoleček: Vsaka od različnih projekcij pri slikanju dojke doda svoj pomemben delež k prepoznavanju začetnega karcinoma dojke. Zelo pomembna je tudi pravilna in zadostna kompresija pri slikanju dojke. Nepravilno izvedena projekcija in kompresija lahko že ob prvem slikanju zavedeta radiologa k lažno negativnem izvidu, kar pa za ženo pomeni zakasnitev terapije in bistveno poslabša prognozo. Radiološki inženir in radiolog se morata zavedati, da z določeno projekcijo dobro prikažemo samo določene dele dojke. Izjema je pravilno izvedena MLO projekcija, ki prikaže skoraj celotno tkivo dojke. Pogoj za optimalen prikaz tkiva dojke je poznavanje anatomskih odnosov med prsno steno, pektoralno mišico in žleznim tkivom.

Ključne besede: dojka, novotvorbe - diagnostika; mamografije - metode; tehnologija radiološka

Abstract: Each of a variety of projections of the mammogram is crucial in detecting breast cancer in its initial stages. Furthermore, accurate and appropriate breast compression should also be carefully observed. An inaccurate projection and compression may, at the very first mammogram, mislead the radiologist to false negative findings. The patient is therefore given treatment with a delay which may have an unfavourable effect on prognosis. Radiological engineer as well as radiologist should know that a particular projection may reproduce well only a particular part of the breast. The only exception may be a properly performed MLO projection which shows the tissue of practically the whole breast. In order to make an optimal breast image a thorough knowledge of anatomical relations in the region between the thoracic wall, pectoral muscle and breast tissue is required.

Key words: breast neoplasms - diagnosis; mammography - methods; technology, radiologic

Uvod

Tehnično dober mamogram je odvisen od številnih dejavnikov, kot so: pravilna projekcija, dobra kompresija, ekspozičija, kontrastnost in ostrina (resolucija).¹

Velikost odkritega karcinoma je odločilna pri prognozi za preživetje. Čim manjši je tumor, boljša je prognoza bolnice. Karcinomi v

začetnem stadiju so pogosto neznačilnega videza ali pa so vidne le mikrokalcinacije. Posledica tehnično slabega mamograma je zbrisavanje teh prvih neznačilnih (subtilnih) znakov razvijajočega se karcinoma.² Kot primer:

- nepravilna projekcija: karcinom ni zajet na mamogramu (6-10 % karcinomov je spregledanih, če na MLO projekciji ni prikazana torakalna stena)

- nepravilna kompresija: karcinom ostane prekrit z žleznim tkivom in zato nezaznaven

- premajhna ekspozičija

- zaradi slabe ostrine in zabrisanih struktur niso opazne drobne mikrokalcinacije, ki so lahko prvi znak karcinoma

V prispevku bomo razložili predvsem pomen pravilne projekcije in kompresije.

Kompresija

Pravilna in zadostna kompresija je eden glavnih pogojev za tehnično dober mamogram.^{2,4}

Prednosti dobre kompresije:

1. Izboljša ostrino (resolucijo):

- ker skrajša razdaljo med objektom in filmom (zmanjša zamegljenost posameznih struktur)

- zaradi zmanjšane možnosti gibanja preiskovane žene

2. Izboljša kontrast:

- zaradi zmanjšanja količine sekundarnega (razpršenega, sipanega) sevanja, ki je odvisno od debeline dojke (pri manjši debelini je manj sekundarnega sevanja)

- zaradi uporabe nizkoenergijskih rentgenskih (rtg) žarkov, ki so pogoj za dober kontrast (pri večji debelini dojke uporaba le-teh ne bi bila mogoča, zaradi njihove slabše prodornost)

- zaradi enakomerne debeline celotne dojke

3. Normalno žlezno tkivo se ob pravilni kompresiji razpre, karcinomska rašča pa se zaradi čvrste strukture ne razpre

4. Znižanje ekspozijske doze zaradi manjše debeline dojke

Prvi pogoj za dobro kompresijo so poučenost, motiviranost in sodelovanje preiskovanke.² Velik del žena se boji bolečin ob kompresiji. Prav zato je pomembno, da jih seznanimo, da z dobro kompresijo lažje prikažemo začetni karcinom, manjša je tudi količina potrebnega sevanja, močna kompresija pa v nobenem primeru ne povzroči nastanka karcinoma (pogosta dilema žena).

Bolečino pri kompresiji pomembno zmanjšamo s:

- slikanjem v prvi polovici menstrualnega ciklusa

- s pravilno tehniko kompresije (z njo dosežemo enakomerno razpeto tkivo dojke, brez kožnih gub in se s tem izognemo nepotrebnim bolečinam)

Projekcije

Ločimo osnovne (standardne) in dodatne projekcije. Med standardne projekcije štejemo MLO in CC projekcijo. Med dodatne pa stransko projekcijo, XCC, roll on, Kleopatra, ter ciljano kompresijo in povečavo.

Običajno uporabljamo obe standardni projekciji. Za razjasnitev nekaterih nejasnosti na standardnih projekcijah pa uporabljamo še dodatne projekcije. "Single view mamogram" (samo MLO projekcijo) zaradi manjše senzitivnosti in specifičnosti ne uporabljamo več.⁷

Preden se osredotočimo na različne projekcije, bi poudarili še nekaj značilnosti tkiva dojke. Poznavanje odnosa med torakalno steno, pektoralno mišico in žleznim tkivom je pomembno za prikaz čim večjega dela dojk in to ob čim manjši bolečini med preiskavo.⁵

1. Optimalen in neboleč prikaz tkiva dojke lahko dosežemo s poznavanjem anatomije oz. odnosov tkiv v dojki:

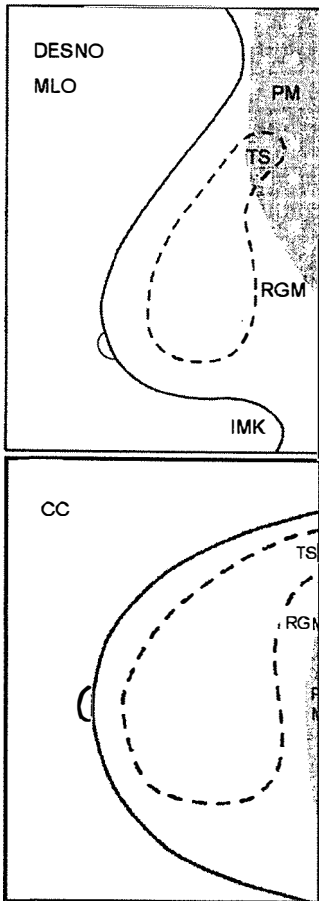
- zgoraj in medialno je dojka pritrjena na prsno steno in slabo premakljiva

- spodnji in lateralni del sta dobro premakljiva, kar lahko izkoristimo za pravilno nastavitev dojke pri slikanju

2. Pri desetini žena leži del žleznega tkiva precej lateralno ob bazi dojke in prehaja okrog lateralnega roba pektoralne mišice proti aksili. Lahko leži celo za pektoralno mišico. Ves ta del imenujemo aksilarni podaljšek ali "tail of Spence". Prikažemo ga le s pravilno MLO projekcijo, kjer se na mamogramu projicira v predel pektoralne mišice (Slika 1). Pri nezadostnem prikazu pektoralne mišice, je slabo prikazan tudi ta del.

3. Pektoralna mišica poteka poševno od ramenskega obroča medialno in navzdol. Pri slikanju dojke v MLO projekciji je smer kom-

presije enaka smeri poteka pektoralne mišice. Pri tem dosežemo boljšo stisljivost ter pomičnost dojke naprej, stran od torakalne stene (optimalen prikaz vsega žleznega tkiva).



Slika 1. Prikaz tkiva dojke na MLO in CC projekciji. TS - tail of Spence (aksilarni podaljšek), PM - pektoralna mišica, RGM - retroglandularna maščoba, IMK - inframamarni kot.

Figure 1. MLO and CC projections of breast tissue.

Standardne projekcije

MLO projekcija

Je pomembnejša od CC projekcije, saj prikaže skoraj celotno tkivo dojke, skupaj z bazo in aksilarnim podaljškom.

Dojka je vrsta kožnega izrastka. Največji del dojke se lahko potegne stran od prsnega koša in stisne, če jo vlečemo vzporedno s potekom mišičnih vlaken. Ker je potek vlaken pektoralne mišice poševen (od zgoraj lateralno nato navzdol in medialno) je v MLO projekciji mobilnost dojke največja. Tako sta omogočena optimalen prikaz vsega tkiva in kompresija.

Orientacija pektoralne mišice je odvisna od habitusa žene.¹ Pri manjših in močnejših ženah pektoralna mišica poteka bolj horizontalno (40°). Pri ženah višje rasti pa poteka bolj vertikalno (60°). Pri MLO projekciji je pomembno prilagajanje kota slikanja kotu, pod katerim poteka pektoralna mišica.

Omenjena dejstva so tudi vzrok, zakaj je pri slikanju v stranski projekciji dojka slabše stisljiva in slabše premakljiva od podlage in prikaz tkiv ne more biti optimalen.²

Uporaba: za prikaz celotnega tkiva dojke, skupaj z bazo in aksilarnim podaljškom

Potek slikanja:⁵ Pred nastavitvijo kasete poševno ob lateralni rob pektoralne mišice z roko potisnemo dojko medialno in naprej kolikor to dopušča naravna premakljivost dojke. S tem zmanjšamo potrebno pot kompresijske plošče do medialnih, na torakalno steno pritrjenih delov dojke, posledica tega pa sta prikaz večje površine medialnega dela dojke in manjše nelagodje ob kompresiji (Slika 2).

- Šele nato primaknemo kaseto, ki z zadnjim robom leži ob lateralnem robu pektoralne mišice, z zgornjim vogalom pa v aksili.

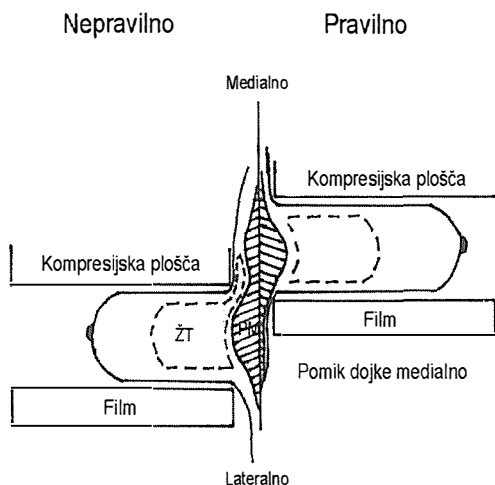
- S kompresijsko ploščo stisnemo dojko

- Kompresija medialnega in zgornjega dela dojke s kompresijsko ploščo povzroča nelagodje in bolečino, saj je dojka v tem delu pritrjena na torakalno steno. Če pred slikanjem potisnemo dojko medialno in naprej, je pot kompresijske plošče krajša in preiskava je manj boleča.

Prednosti in slabosti:

- dobro prikaže tkivo celotne dojke

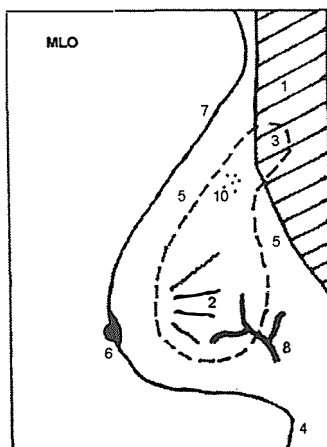
- pri nepravilni MLO projekciji slabše prikazemo **medialne in posteriorne dele** dojke (Slika 2)



Slika 2. Nepravilna in pravilna kompresija v MLO projekciji. PM - pektoralna mišica; ŽT - žlezno tkivo.

Figure 2. Incorrect and correct compression in MLO projection. tissue

Deli dojke, ki jih prikazemo na tehnično dobrem mamogramu v MLO in CC projekciji.

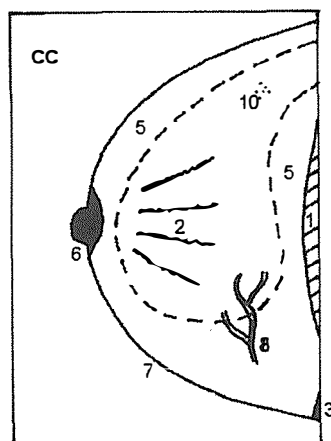


Slika 3. Sestavni deli dojke na tehnično dobrem mamogramu v MLO projekciji.³

Figure 3. Components of the breast on a technically appropriate mammogram in MLO projection.³

1. Pektoralna mišica - PM (pod kotom 20°)
 - do višine mamile
 - konveksne oblike (konkavnost PM je znak nepravilne kompresije in napete mišice)
2. Enakomerno razpeto žlezno tkivo
3. Aksilarni podaljšek žleznega tkiva
 - leži ob pektoralni mišici in za njo v aksili

4. Inframamarni kot (raztegnjen)
5. Retroglandularna in subkutana maščoba
6. Mamila v profilu
7. Koža vidna le z dodatno osvetlitvijo
8. Žilje, vidno tudi skozi najgostejše tkivo
9. Ostri obrisi vseh prikazanih struktur
10. Prikaz mikrokalcinacij velikosti od 0,2 mm
11. Kožne gube ne smejo biti vidne
12. Simetričen prikaz obeh dojk



Slika 4. Sestavni deli dojke na tehnično dobrem mamogramu v CC projekciji.³

Figure 4. Components of the breast on a technically appropriate mammogram in CC projection.³

1. Pektoralna mišica - PM (polkrožna ob bazi)
2. Enakomerno razpeto žlezno tkivo
 - medialni in lateralni del
3. Trikotno zasenčenje v medialnem kotu
 - pripenjališče PM na sternum
5. Retroglandularno in subkutano maščevje
6. Mamila v profilu
7. Koža vidna le z dodatno osvetlitvijo
8. Žilje vidno tudi skozi najgostejše tkivo
9. Ostri obrisi vseh prikazanih struktur
10. Prikaz mikrokalcinacij velikosti od 0,2 mm
11. Kožne gube ne smejo biti vidne
12. Simetričen prikaz obeh dojk

CC Projekcija

Uporaba:

- predvsem za prikaz medialnega dela dojke
- hkrati s MLO projekcijo za natančnejšo opredelitev narave in lege lezije

Potek slikanja²:

- Z roko dvignemo dojko, tako da inframamarni kot leži višje kot normalno (lahko tudi do 6 cm). Šele nato pristavimo kaseto z robom v dvignjeni inframamarni kot.

- Pri dvignjenem inframamarnem kotu zaradi krajše poti kompresijske plošče prek pritrjenega zgornjega dela dojke bolje prikazemo žlezno tkivo v zgornjem in bazalnem delu dojke, manj boleča pa je tudi preiskava (Slika 5).

- Če bi kaseto pustili v višini nedvignjenega inframamarnega kota, bi imela kompresijska plošča daljšo pot prek tistega dela dojke, ki je pritrjen na torakalno steno. To bi povzročilo napetost kože in podkožnega tkiva, s tem pa tudi bolečino. Slabši bi bil prikaz zgornjega in bazalnega dela dojke (Slika 5).

- V CC projekciji lahko prikazemo pektoralno mišico pri več kot 25% žena.

- Mamila leži centralno ali nekoliko bolj medialno.

Prednosti in slabosti:

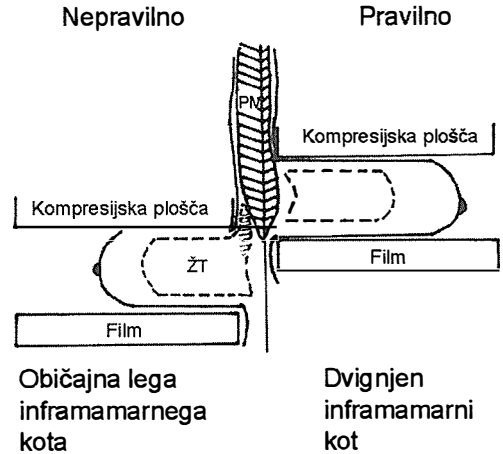
- dober prikaz *medialnega dela dojke*
- slabši prikaz *lateralnega dela oz. aksilarnega podaljška* (Slika 6) in pri nepravilni kompresiji tudi *zgornjega in bazalnega dela dojke* (Slika 5).

Dodatne projekcije*Stranska projekcija*Uporaba:

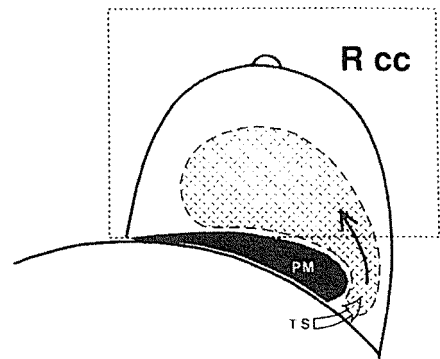
- Kot tretja projekcija, če s standardnima projekcijama na mamogramu ne uspemo dovolj opredeliti vidnih sprememb.

- Za prikaz vseh neopredeljivih mikrokalcinacij. Tako imenovane "tea cup" kalcinacije so vidne le v čisti stranski projekciji, ko pride zaradi težnosti do posedanja kalcijevega mleka v mikrocistah. Že tipičen lunast videz teh kalcinacij je dovolj, da jih opredelimo kot benigne.²

- Pred intervencijskimi posegi (lokalizacija z žico) za ugotavljanje natančne lege patoloških sprememb.



Slika 5. Nepravilna in pravilna kompresija v CC projekciji. (PM - pektoralna mišica; ŽT - žlezno tkivo.)
Figure 5. Incorrect and correct compression in CC projection.



Slika 6. Prikaz žleznega tkiva v CC projekciji. (PM - pektoralna mišica; TS - tail of Spence (aksilarni podaljšek)).
Figure 6. Breast tissue in CC projection

Potek slikanja: Postopek slikanja je enak kot pri MLO projekciji, le da postavimo kaseto navpično.

Na stranski projekciji vidimo vse sestavne dele dojke kot pri MLO projekciji, le pektoralne mišice je manj prikazane, s tem pa tudi bazalnih in aksilarnih delov žleznega tkiva.

Področje v dojki, ki nas zanima, naj pri slikanju v stranski projekciji leži čim bliže filma (zaradi boljše ostrine in manjše povečave). Kadar so spremembe v lateralnem delu dojke, delamo ML stransko projekcijo, pri spremembah medialno pa LM projekcijo.

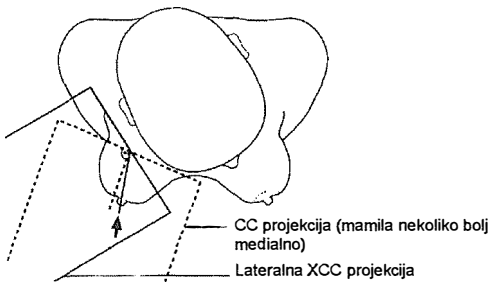
Slabosti:

- slabši prikaz **bazalnih in aksilarnih** (lateralnih) delov tkiva

Lateralna XCC projekcija (pretirana)Uporaba:

- za natančnejšo opredelitev sprememb, vidnih le v MLO projekciji,
- za opredelitev sprememb v aksilarnem delu žleznega tkiva,
- kot dopolnilna projekcija, če standardni ne prikažeta dovolj lateralnega dela dojke.

Potek slikanja: Potek slikanja je enak kot pri CC projekciji, le da je preiskovana žena obrnjena tako, da na kaseto potegnemo in fiksiramo le lateralni del dojke (Slika 7).



Slika 7. Prikaz tkiva dojke v lateralni XCC projekciji v primerjavi s prikazom tkiva v CC projekciji.

Figure 7. Breast tissue in lateral XCC projection, compared to the tissue in CC projection.

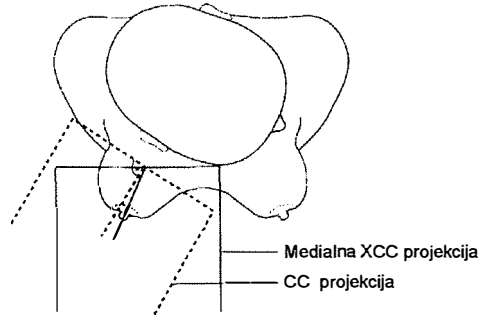
Prednosti in slabosti:

- dober prikaz žleznega tkiva v **lateralnem delu dojke** (vključno z aksilarnim podaljškom),
- slab prikaz **medialnega** dela dojke.

Medialna XCC projekcija (pretirana)Uporaba:

- za opredelitev sprememb, ki ležijo zelo blizu torakalne stene medialno in jih ne uspejo prikazati na CC projekciji

Potek slikanja: Potek slikanja je enak kot pri CC projekciji, le da je žena obrnjena tako, da na kaseto potegnemo in fiksiramo le medialni del dojke (Slika 8).



Slika 8. Prikaz tkiva dojke v medialni XCC projekciji v primerjavi s prikazom tkiva v CC projekciji.

Figure 8. Breast tissue in medial XCC projection, compared to the tissue in CC projection.

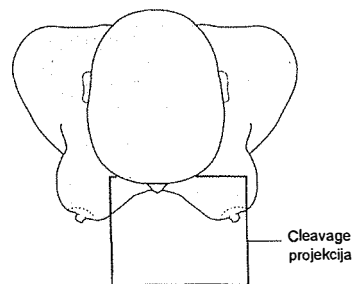
Prednosti in slabosti:

- dober prikaz **medialnih delov dojke**, tudi tik ob torakalni steni,
- slab prikaz **lateralnih delov**.

Cleavage projekcijaUporaba:

- za prikaz obeh medialnih delov obeh dojk hkrati tik ob torakalni steni.

Potek slikanja: Položaj kompresijske plošče in kasete je horizontalen kot pri CC projekciji, le da slikamo oba medialna dela obeh dojk hkrati (Slika 9). Fotocelica pri tej projekciji ni prekrita s tkivom dojke, zato je potrebna ročna nastavitvev ekspozicije.

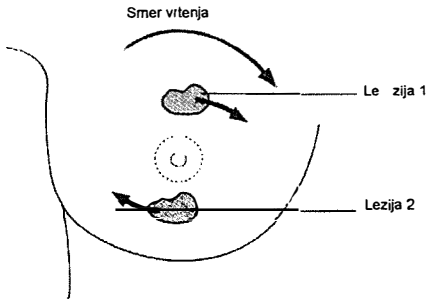


Slika 9. Prikaz tkiva dojke pri »cleavage« projekciji.

Figure 9. Breast tissue in 'cleavage' projection.

Roll on projekcija (zavrtena)

Potek slikanja: Celotno dojko še pred kompresijo zavrtimo v eno ali drugo smer in slikamo. Če zavrtimo dojko v CC projekciji proti desni, se bodo lezije v zgornjih kvadrantih prav tako premaknile v desno, lezije v spodnjih kvadrantih pa v nasprotno smer (Slika 10).



Slika 10. Princip »roll-on« projekcije (v CC projekciji).
Figure 10. Principle of the rolled view shown with a craniocaudal view.

Uporaba:

- za natančnejšo opredelitev lege lezije, vidne le na eni projekciji,
- za razjasnitev zgostitve, vidne le v eni projekciji (pri superpoziciji se tkivo ob zavrtanju dojke raztegne),
- v primeru večjih formacij, kjer določamo lego vsake posamezne formacije.

Ciljana kompresija

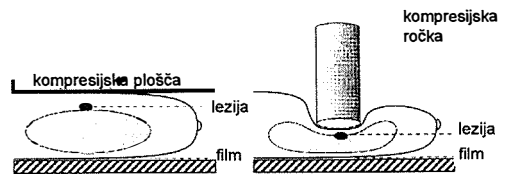
Uporaba:

- za razjasnitev zgostitev v dojki (superpozicija ali solidna masa),
- za boljšo opredelitev robov tumorja,
- skupaj s povečavo za natančnejši prikaz strukture mikrokalcinacij,
- lezije v bližini torakalne stene so lažje dostopne z manjšo kompresijsko ploščo (ročko),
- za boljšo preglednost retromamilarnega predela, ki je pri normalni kompresiji slabše stisnjen.

Potek slikanja: Pri kompresiji uporabljamo manjšo kompresijsko ploščo (ročko), s ka-

tero stisnemo in nato slikamo le določen del dojke. Snop rentgenskih žarkov je pri tem omejen le na predel ročke. Zaradi manjše površine kompresije je mogoče uporabljati večjo silo, kot je to mogoče pri kompresiji celotne dojke. Z dobro ciljano kompresijo dosežemo:

- manjšo razdaljo med objektom in filmom, to pa zboljša ostrino,
- manjša debelina dojke zmanjša količino sekundarnega sevanja in izboljša kontrast,
- parenhim se razpre,
- za slikanje je potrebna manjša doza sevanja.



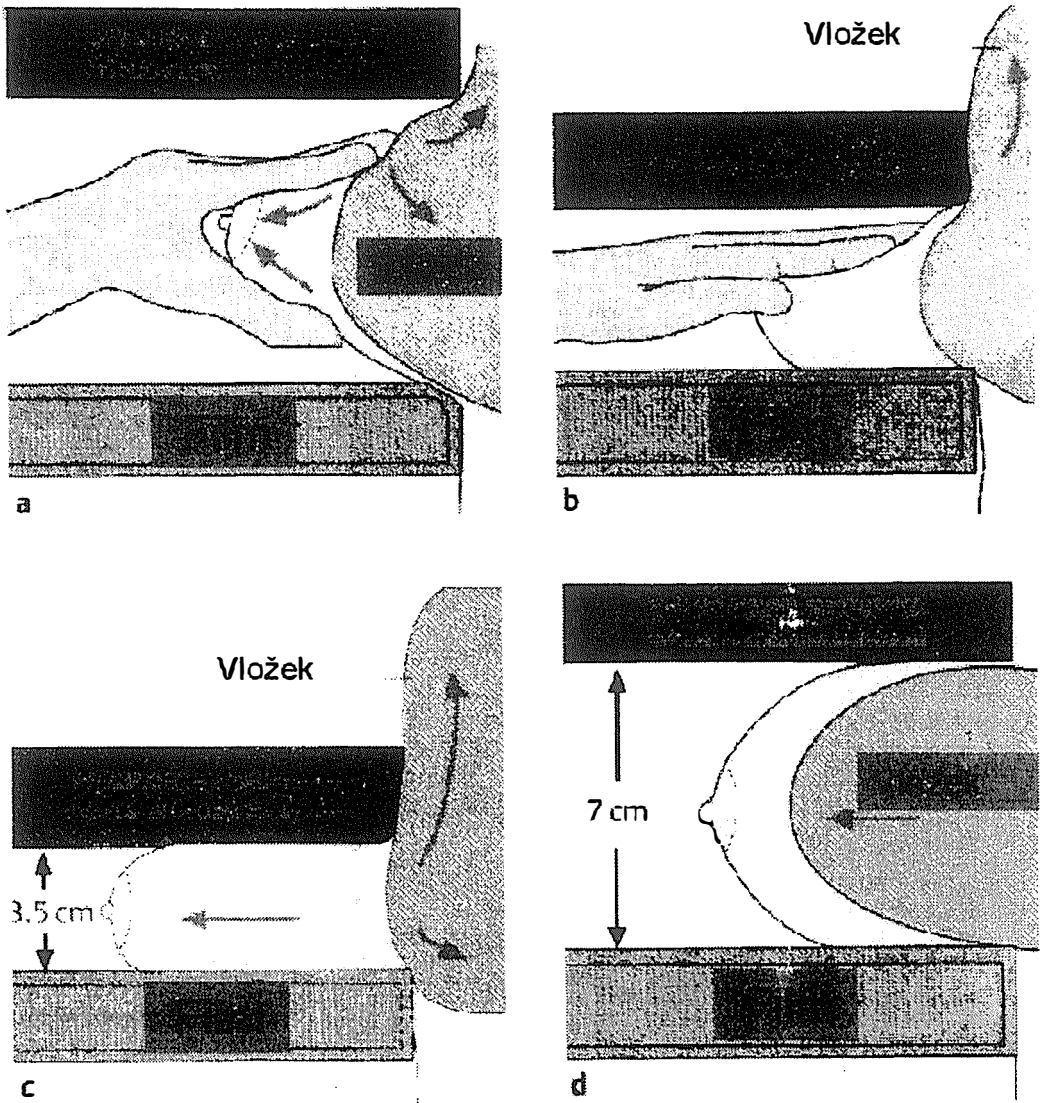
Slika 11. Ciljana slikanje s kompresijo (v CC projekciji).
Figure 11. Spot compression (in the craniocaudal view).

Povečava

Uporaba:

- za natančno oceno obrisov tumorja (gladki, lobulirani, spikulirani),
- boljši prikaz mikrokalcinacij,
- za analizo razporeditve kalcinacij,
- prikaz kalcinacij, ki pri standardnih projekcijah niso bile vidne,
- za izključitev oz. potrditev multifokalnosti oz. določitev obsega karcinoma z mikrokalcinacijami,
- skupaj s kompresijo za razlikovanje superpozicije tkiv od prave tumorske mase.

Potek slikanja: Med kaseto in dojko položimo »distančnik«, ki poveča razdaljo med dojko in filmom in s tem poveča slikani del dojke na mamogramu. Večja je razdalja, večja je povečava (največ 2 x). Lahko povečamo celo dojko ali le njen del. S povečanjem razdalje med objektom in filmom se zmanjša ostrina, zato je kot protiutež nujno potreben čim

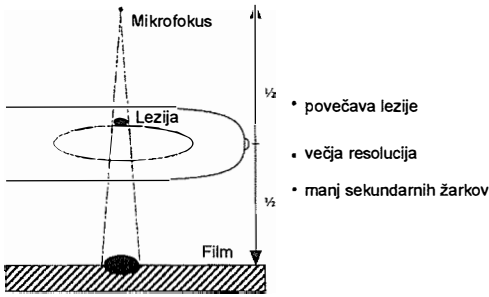


Slika 13. Mamografija pri ženah s kirurško vstavljenim vložkom (modificirana metoda po Eklundu).
 Figure 13. Eklund's method of imaging a breast with an implant following augmentation mammoplasty.

manjši fokus (0,1 mm ali manjši). Ponavadi je potrebno dodati še 1-2 kV. Lahko uporabljamo hitrejše kombinacije film folija. Doza pri povečavi je nekoliko večja. Rešetke pri povečavi ne uporabljamo.

Slikanje dojk z vložkom

Po kirurški rekonstrukciji s subkutano mastektomijo in vstavitvi vložka je v dojkah prisotno le malo normalnega tkiva, ki je razporejeno okrog vložka.²



Slika 12. Ciljano slikanje s povečavo.
Figure 12. Magnification mammography.

Po lepnotnih korekcijah z vstavitvijo vložka, pa je prisotno v glavnem vso žlezno tkivo, ki je prav tako razporejeno okrog vložka.

Ali je mamografija po takih posegih sploh mogoča in kako uspešna je, je v glavnem odvisno od vrste kirurškega posega, ter vrste in lege vložka.

Pri obeh omenjenih kirurških korekcijah (subkutani mastektomiji in lepnotni korekciji) mamografijo uporabljamo le kot diagnostično metodo in ne kot metodo za presejanje (screening). Po lepnotnih korekcijah, kjer je prisotna normalna količina žleznega tkiva, razporejenega okrog silikonskega vložka, se po navadi uporabljajo 4 projekcije (2 standardni: MLO in CC, ter 2 modificirani). Neizogibno težavo pri običajnih standardnih projekcijah predstavlja vložek, ki je slabo stisljiv. Slaba stisljivost preprečuje tudi kompresijo okoliških delov normalne dojke, ki so zato slabše prikazani. Ker je fotocelica prekrita z vložkom, je potrebna ročna nastavitvev ekspozicije, saj bi bila v nasprotnem primeru le-ta prevelika.

Pri modificiranih projekcijah pa uporabljamo tehniko, ki jo je uvedel Eklund. Silikonski vložek potisnemo nazaj kolikor je to mogoče, mehke dele dojke pa naprej. S kompresijsko ploščo nežno zdrsnemo ob sprednjem robu vložka, ga še dodatno potisnemo nazaj ter normalno stisnemo mehke dele dojke pred vložkom (Slika 13). Modificirani projekciji

lahko uporabljamo pri približno 80 % preiskovanih žena, pri 20 % pa postopek zaradi fibroznih zarastlin in bolečin, ni mogoč.

Opisanega postopka ne moremo uporabljati pri kirurških rekonstrukcijah po subkutani mastektomiji, saj je premalo normalnih struktur dojke. Z mamografijo lahko prikazemo le tiste dele dojke, na katere padajo rentgenski žarki pravokotno in niso zakriti z vložkom.

Literatura

1. Cardenosa G. *Breast imaging companion*. Philadelphia - New York: Lippincott - Raven; 1997.
2. Heywang SH, Scheer I, Dershaw DD. *Diagnostic breast imaging*. Stuttgart - New York: Thieme; 1997.
3. Carmicheal JHE, Maccia C, Moores BM, et al. (Study group on quality criteria development of the European commission): European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Luxemburg: Office for official publications of the European communities, 1996.p.22-5.
4. Eklund GW, Cardenosa G. The art of mammographic positioning. *Radiol Clin N Am* 1992; **30**: 21-53.
5. Friedrich M, Sickles EA. *Radiological diagnosis of breast diseases*. Berlin - Heidelberg - New York: Springer Verlag; 1997.
6. Tabar L. *Diagnosis and in-depth differential diagnosis of breast cancer*. (ESDIR - Breast imaging and interventional procedures, Turku, Finland 1996).
7. Thurffjell E, Taube A, Tabar L. One-versus two view mammograph screening. *Acta Radiologica* 1994; **35**: xx-yy.

Tehnične zahteve kakovostnega ultrazvočnega aparata Technical requirements of high quality ultrasound system

Sašo Rainer

Radiološki oddelek, Splošna bolnišnica Slovenj Gradec, Slovenija

Povzetek: Ultrazvočna tehnologija doživlja skokovit razvoj; spreminjajo se tudi merila glede kakovosti ultrazvočnih aparatov. Aparat naj bo zasnovan na osnovi digitalne tehnologije, saj le-ta prinaša številne prednosti. Za preiskave dojke uporabljamo visokofrekventne linearne sonde, najboljše multifrekventne (med 5- in 12 MHz), k osnovni opremi pa sodijo tudi konveksne in sektorske sonde (med 3- in 5 MHz). Vse sonde naj omogočajo dopplersko funkcijo. Pribor naj vsebuje kakovostno vodilo za punkcije. Aparatura naj omogoča spektralni (pulzni) doppler, barvni doppler in angio- oziroma power doppler; zaznava naj čim nižje pretoke. Dinamični obseg naj bo čim večji. Pomemben je dovolj velik notranji spomin. Najpogosteje uporabljane nastavitve naj bodo shranjene v obliki programov (preset). Barvni monitor mora imeti visoko ločljivost. Kontrolna plošča mora biti zasnovana ergonomsko. Naštete so možnosti za dokumentacijo posnetkov. Aparatura naj omogoča povezavo v računalniška omrežja (kompatibilnost s standardom Dicom 3,0).

Ključne besede: ultrazvok, aparat ure, tehnične zahteve

Abstract: Due to constant development and advances in ultrasound technology, criteria regarding the quality of ultrasound systems are changing. Recent ultrasound systems are based on digital technology. For imaging of the breast, high-frequency linear array transducers (5- to 12 MHz) are required; multifrequency probes are preferred. Basic equipment should include also convex array and sector (phased array) probes (3- to 5 MHz). All transducers should enable Doppler function. Reliable needle-guide is essential for US-guided biopsies and other procedures. System should support spectral (pulsed) Doppler, Color Doppler and Power (Angio) Doppler function and should enable detection of low-velocity flow. Dynamic range of the system should be as large as possible. Large internal memory is very useful. Most frequently used settings should be stored and easily recalled as preset function. System must be equipped with high-resolution color monitor. Control panel should be designed ergonomically. Options for image documentation are listed. System should enable integration into computer networks (Dicom 3,0 compatibility).

Key words: ultrasound systems, technical requirements

Ultrazvočna tehnologija v zadnjem času doživlja skokovit razvoj, s tem pa se spreminjajo tudi merila, ki odločajo o kakovosti ul-

trazvočnih sistemov. Tehnološki razvoj se odraža v širjenju možnosti uporabe, uvedbi novih tehnologij, predvsem pa v kakovosti slike, ki je še vedno ključni kriterij kakovosti za večino aplikacij v radiologiji.

Naslov avtorja: Sašo Rainer, dr.med., Radiološki oddelek, Splošna bolnišnica Slovenj Gradec, Gosposvetska 1, 2380 Slovenj Gradec, Slovenija. Tel.: 0602 503 474; Fax: 0602 42 393; E-mail: sasa.rainer@guest.arnes.si

Tako danes večina boljših ultrazvočnih aparatov uporablja digitalno tehnologijo, ki

ima pred starejšo (pretežno analogno) številne prednosti. Procesiranje podatkov je v primerjavi z analognimi sistemi bistveno hitrejše, večja se številu slik v sekundi (frame-rate), pomembno se izboljšujejo vse kategorije ločljivosti, povečuje se senzitivnost dopplerja za nižje pretoke, večji je interni spomin, aparati omogočajo integracijo v računalniška omrežja. Nenazadnje digitalna tehnologija delno ali v celoti omogoča tudi novejša aplikacije (z uporabo kontrastnih sredstev ali brez), kot so: harmonične in subharmonične slikovne tehnike, pulzna inverzija, tkivni harmonični prikaz, tehnike z uporabo akustične emisije, zaznavanje pretokov v sivi sliki (B-mode Flow), prikaz z razširjenim vidnim poljem, 3D aplikacije, itd.

Kakovosten ultrazvočni sistem, ki ga uporabljamo v diagnostiki bolezni dojke, naj bo torej v osnovi digitalen.

Za preiskave dojke uporabljamo v glavnem linearne sonde višjih frekvenc. Osnovna frekvanca naj ne bo manjša od 7,5 MHz, še boljše pa so multifrekventne sonde, katerih frekvenčni obseg se giblje med 5 in 10 MHz, pri nekaterih tudi do 12 MHz. Tako imamo v eni sondi vse uporabne frekvence - delo je enostavnejše, tudi ni potrebno nabavljati več sond. Visokofrekventne linearne sonde dosega zahtevano visoko ločljivost - sonda s frekvenco 7,5 MHz tako dosega aksialno ločljivost 0,3 do 0,4 mm; vendar pa z naraščanjem frekvence pada prodornost (senzitivnost) ultrazvočnega snopa (pri frekvenci 7,5 MHz znaša atenuacija 50% na cm globine). Najvišje frekvence lahko zato uporabljamo le za prikaz struktur v omejeni globini. Prednost uporabe multifrekventne sonde je tako očitna. Velikost vidnega polja linearne sonde naj bo vsaj 4 cm (večina proizvajalcev ponuja sonde z vidnim poljem 38 mm). Sonda naj omogoča elektronsko fokusiranje v več globinah hkrati (multifokus), kar izboljšuje ločljivost v celotnem pregledovanem volumnu. Merilo kakovosti sonde in aparature je ločljivost slike v bližnjem območju - pri kakovostni aparaturi

tako večinoma ni potrebna uporaba distančne blazinice za prikaz bližnjih struktur.

K priboru sodi tudi nastavek za vodenje igle pri ultrazvočno vodenih punkcijah. Dobri nastavki imajo možnost spreminjanja naklona igle (v tem primeru mora aparatura omogočati spreminjanje kota punkcijskega vektorja, kot naklona igle pa se sproti izpisuje na ekranu). Nastavek mora omogočati uvajanje igel različnih dimenzij z dobrim "tesnenjem" igle ("ohlapanost" igle za nekaj desetink milimetra v nastavku lahko pomeni razliko položaja vrha igle za več milimetrov).

Aparature večinoma ne bomo uporabljali izključno za preiskave dojke, zato naj bodo na razpolago tudi sonde za preiskavo abdomna. Tudi te naj bodo multifrekventne (med 3 in 6MHz); poleg standardne konveksne sonde (curved array) z vidnim poljem 60 stopinj je zelo uporabna tudi sektorska sonda (phased array) z vidnim poljem 90 stopinj. Opisane linearne sonde pa bomo s pridom uporabljali tudi za pregled povrhnjih organov (ščitnica, skrotum), vratu, mišično-skeletnih struktur in za preiskave periferne ožilja. Vse sonde, ki jih uporabljamo, naj omogočajo tudi dopplersko funkcijo.

Kadar uporabljamo več sond, naj ima aparatura več aktivnih priklopnih mest za sonde (vsaj tri). Tako pri menjavanju sond ne bo potrebno vedno znova preklapljaliti kablov, kar je zamudno in moteče.

Zelo koristno je nožno stikalo (pedal), ki naj omogoča vklop in ustavljanje slike, po možnosti pa tudi slikanje (oboje je koristno tudi pri punkcijah).

Aparatura mora omogočati spektralni (pulzni) doppler, barvni doppler in angio - oziroma power doppler. Zelo pomembna je predvsem sposobnost zaznavanja čim počasnejših pretokov. Sodobne aparature zaznavajo že pretoke s hitrostmi od 0,2 do 0,5mm/sec (angio oz. power doppler) in okoli 1mm/sec (barvni in spektralni doppler). V sliki naj bo čim manj bleščočih barvnih artefaktov zaradi gibanja struktur - merilo kakovosti eliminacije

gibalnih artefaktov. Aparatura naj pri kombinaciji uporabe sive slike, barvnega in spektralnega dopplerja v eni sliki prikazuje vse tri komponente v živi sliki (real time triplex mode).

Eden ključnih elementov kakovosti aparature je njen dinamični obseg. Predstavlja celoten razpon signalov (od najšibkejših do najmočnejših), ki jih je aparatura sposobna zaznati in na osnovi katerih tvori slikovno informacijo. Tudi tu ima veliko prednost digitalna tehnologija - te aparature dosegajo v primerjavi s starejšimi izredno velik dinamični obseg, tudi do 150 dB.

Sodobne aparature so v sivi sliki sposobne razlikovati do 256 odtenkov sivine, zato mora biti temu ustrezen tudi monitor. Monitor naj bo visoko kakovosten (resolucija 640x580 pikslov, 625 linij), barvni. Običajno so 12 - do 14-palčni. Za grobo orientacijo glede kakovosti monitorja nam lahko služijo črke na ekranu: le-te ne smejo bleščati ali imeti odseva, tudi pri spreminjanju nastavitve svetlobe in kontrasta. Monitor naj bo vrtljiv v levo in desno, po možnosti pa naj ima nastavljen tudi naklon in višino.

Aparatura naj ima soliden notranji spomin, saj lahko tako priključimo na ekran najoptimalnejšo sliko za meritve ali dokumentacijo oz. arhiviranje. Aparature z visoko frekvenco prikaza (frame rate) lahko ob zaustavitvi slike shranijo v delovnem spominu (scroll memory ali cine loop) do 800 črno-belih slik in do 128 barvnih slik.

Povečevanje slike (zoom) je pomembna funkcija, saj lahko manjšo patologijo ali omejeno področje prikazemo v celotni sliki. Ločimo aktivni zoom (write zoom), ki že ob akviziciji skoncentrira procesiranje le v željeni volumen, in slikovni zoom (read zoom), ki zgolj povečuje del slike.

Osnovni programi, ki jih pogosto uporabljamo, naj bodo shranjeni in zlahka dostopni (preset funkcija). Aparatura mora omogočati tudi vnašanje in shranjevanje določenega števila lastnih nastavitve uporabnika.

Osnovna kontrolna plošča mora biti zasnovana ergonomsko. Najpogosteje uporabljane kontrole sive slike (gain, fokus, zaustavitev slike, itd.) morajo biti na doseg položaja roke in dovolj velike, da ne terjajo pogleda za vsako spremembo funkcije. Kontrole dopplerja (izbira načina oz. vrste dopplerja, gain, hitrost pretoka, PRF (Pulse Repetition Frequency), nastavitve spektralnega dopplerja, itd.) naj bodo razporejene skupaj, logično, in naj bodo enostavno dosegljive. Izbira vrste meritev in njihova izvedba naj bosta čim enostavnejši. Tipkovnica naj bo dovolj velika (bodisi klasična s tipkami bodisi na dotik), osvetljena. Osvetljene morajo biti tudi vse najpomembnejše funkcije. Pri nekaterih aparatih je celotna osnovna plošča premakljiva (po višini ali horizontalno), kar je lahko zelo uporabno, zlasti pri večjih aparatih.

Aparat naj ima poleg simbolov za označevanje predelov telesa in položaja sonde tudi možnost uporabe vnaprej shranjenih tekstnih oznak, ki jih najpogosteje uporabljamo za označevanje posnetkov.

Slikovna dokumentacija mora odražati vse elemente slike, kot jo vidimo na ekranu. Za slikovno dokumentacijo uporabljamo najpogosteje termalne tiskalnike (črno-bele in barvne) in priključitev na laserske kamere, ki so v uporabi na radioloških oddelkih (v tem primeru je mogoča le črno-bela dokumentacija). Možno je arhiviranje posnetkov na trdi disk samega aparata, na magnetooptični (MO) disk, ali shranjevanje na CD-ROM. Te posnetke lahko pozneje odtisnemo na tiskalnike ultrazvočnega aparata ali pa jih s pomočjo osebnega računalnika odtisnemo z računalniškim tiskalnikom. Nekatero ultrazvočno aparate lahko povežemo tudi s posebnimi delovnimi postajami ali neposredno z osebnim računalnikom. Aparatura naj bo kompatibilna s standardom Dicom 3.0, kar omogoča integracijo ultrazvočnega aparata v sistem PACS.

Zagotavljanje kakovosti v ultrazvočni diagnostiki Quality assurance in ultrasound

Sašo Rainer

Radiološki oddelek, Splošna bolnišnica Slovenj Gradec, Slovenija

Povzetek: Izvajanje programa za zagotavljanje kakovosti ima velik pomen tudi v ultrazvočni diagnostiki, saj lahko poslabšanje kakovosti slike in nekaterih funkcij pomembno vpliva na zmožnost odkrivanja in pravilne opredelitve patoloških procesov. Elementi programa za zagotavljanje kvalitete so: pravilno ravnanje z aparaturo, njeno dnevno vzdrževanje, detekcija slabšanja kakovosti pri dnevnem delu in redno testiranje vsakih šest mesecev. Testiranje zajema vizualno inspekcijo aparature (sond, mehaničnih delov, filtra, kablov in kontaktov), oceno kakovosti dokumentacijskih posnetkov, testiranje s fantomom in dokumentacijo rezultatov. S fantomom preverjamo specifične parametre, ki neposredno zadevajo kakovost slike. V prispevku so okvirno obrazloženi ti parametri ter njihov pomen, opisane so tudi vrste ultrazvočnih fantomov. Redno izvajanje programa za zagotavljanje kakovosti bi moralo postati obvezen sestavni del aktivnosti vsake ultrazvočne diagnostične enote.

Ključne besede: ultrazvok, kakovost, zagotavljanje

Abstract: Quality assurance is essential also in ultrasonography; image degradation and malfunction of the equipment can adversely influence the ability of the system to detect and correctly characterize pathological processes. Quality assurance program consists of optimal operation and daily care of imaging equipment and documentation devices, detection of image quality degradation during routine equipment operation, and periodic quality assurance tests. Testing comprises of visual inspection of the equipment (transducers, connection sockets and cables, mechanical components, filters), hard copy evaluation, phantom testing and documentation of the results. With phantom testing, specific parameters related to image quality are evaluated. These parameters are basically outlined, as well as the types of ultrasound quality assurance phantoms. Periodic quality assurance testing should become the integral part of routine activity in every diagnostic ultrasound unit.

Key words: ultrasound, quality assurance

Uvod

Sodobne ultrazvočne aparature so v svojem delovanju na splošno dokaj zanesljive. Čemu

Naslov avtorja: Sašo Rainer, dr.med., Radiološki oddelek, Splošna bolnišnica Slovenj Gradec, Gosposvetska 1, 2380 Slovenj Gradec, Slovenija. Tel.: 0602 503 474; Fax: 0602 42 393; E-mail: sasa.rainer@guest.arnes.si

torej trošiti čas in trud za izvajanje programov za zagotavljanje kakovosti tudi v ultrazvočni diagnostiki? Odgovor je v dejstvu, da noben sistem ni popoln; tudi pri zelo izpopolnjenih aparataturah lahko pride do motenj v delovanju in sprememb v kakovosti slike, mnogokrat komaj opaznih, ki pa vendarle lahko pomembno vplivajo na končni rezultat - slabšo detek-

cijo ali neustrezno karakterizacijo patoloških procesov pri bolniku.

Program za zagotavljanje kakovosti v ultrazvočni diagnostiki predstavlja skupek postopkov, ki zagotavljajo rutinsko spremljanje delovanja diagnostične ultrazvočne opreme. Njihov namen je zagotoviti, da bo delovanje aparature ves čas in v vseh pogledih optimalno.

Program vsebuje štiri osnovne komponente:

- optimalno ravnanje z aparaturo in njeno dnevno vzdrževanje
- detekcija znakov slabšanja kakovosti slike pri dnevnem delu
- redni občasni testi opreme z ustreznim fantomom
- dokumentacija testiranja; opis problemov, postopki za njihovo odpravo

Izvajanje občasnih testiranj v programu zagotavljanja kakovosti

Aparature, ki jih pogosto uporabljamo, testiramo enkrat vsakih šest mesecev. Preizkusiti moramo vse kombinacije aparature s sondami, ki jih uporabljamo v rutinski diagnostiki. Za testiranje posamezne kombinacije aparature in sonde naj ne bi porabili več kot 20 minut. Če na aparatu redno uporabljamo tri sonde, bomo za testiranje torej potrebovali 60 minut v obdobju pol leta.

Pri testiranju naj bo izhodna moč akustične emisije maksimalna, vse ostale nastavitve (gain, fokalne zone, TGC itd.) pa morajo biti takšne, kot jih vedno uporabljamo pri delu z bolniki.

Pomembno je, da pri vseh zaporednih testiranjih uporabljamo vedno enake nastavitve na aparaturi, saj bomo le tako lahko opazili morebitne spremembe v njenem delovanju.

Test obvezno dokumentiramo; najbolje je, da imamo za dokumentacijo poseben zvezek ali formular. Zabeležimo datum, nastavitve aparature, rezultate testa, priložimo pa tudi slike testnega objekta (slike nam služijo za

kasnejšo primerjavo, na njih so dokumentirane tudi osnovne nastavitve aparature).

Pri nekaterih aparatih lahko nastavitve, ki jih uporabljamo za testiranje, shranimo v računalniški spomin in jih nato vsakič zlahka prikličemo (preset). Pomembno je, da natančno zabeležimo zlasti podatke prvega testa (nastavitve, rezultate), saj bodo ti podatki izhodišče za vsa nadaljnja testiranja.

Testiranje naj zajema naslednje korake:

- vizualna inspekcija sonde
- vizualna inspekcija mehaničnih delov, filtra, kablov in kontaktov
- ocena kakovosti dokumentacijskih posnetkov
- testiranje s fantomom
- dokumentacija

Preverjanje kakovosti slikovne dokumentacije (posnetkov, narejenih s termalnim tiskalnikom, z lasersko kamero, itd.) je zelo pomembno, saj so posnetki slikovni dokument opravljene preiskave. Posnetek mora vedno reproducirati vse značilnosti ultrazvočne slike na ekranu.

Za oceno kakovosti posnetka je najboljša slika objekta z enakomernimi (homogenimi) odboji (npr. dela jeter ali vranice pri bolniku, posnetek vmesne substance fantoma itd.). Posnetek priložimo dokumentaciji, zabeležimo nastavitve na slikovni enoti (kontrast, svetloba), pa tudi podatke o uporabljenem slikovnem materialu (tip in proizvajalec termalnega papirja, filma itd.). Pri laserskih tiskalnikih moramo biti pozorni tudi na delovanje procesorja (temperatura, kemikalije, denzitometrija).

S fantomom preverjamo (testiramo) nekatere specifične parametre, ki neposredno zadevajo kakovost slike. To so:

1. enakomernost slike
2. največja globina vizualizacije (senzitivnost)
3. ocena mrtve zone in ločljivosti v bližnjem območju
4. ocena oblike ultrazvočnega snopa

5. natančnost aksialne (vertikalne) meritve distance
6. natančnost lateralne (horizontalne) meritve distance
7. aksialna ločljivost
8. lateralna ločljivost
9. detekcija cističnih lezij
10. detekcija reflektivnih (solidnih, hipereho-genih) lezij

Enakomernost slike

Kadar so ultrazvočne značilnosti opazovane strukture enakomerne (npr. homogeno tkivo ali snov), morajo biti takšni tudi odboji, ki jih vidimo na sliki. Neenakomernost odbojev pri insonaciji homogene strukture nakazuje na okvaro posameznih elementov v sondi ali okvaro elektronskih komponent aparature. Če je objekt homogen, strukturno enakomeren, v sliki ne sme biti neenakomernosti odbojev.

Največja globina vizualizacije (senzitivnost)

To je največja globina, v kateri aparatura še zaznava dejanske odboje v objektu (in jih še loči od ozadja elektronskega šuma).

Ultrazvočni pulz, ki ga odda sonda, na poti skozi tkiva slabi oz. izgublja energijo (atenuacija). Enako se godi tudi odbojem na povratku proti sondi. Voltaža signala se tako z globino manjša. To skušamo kompenzirati z elektronskim ojačanjem signala: z večanjem globine (in večanjem časovnega intervala med emisijo in sprejemanjem signala) se povečuje tudi to elektronsko ojačanje. Tovrstno ojačanje je na večini aparaturno imenovano TGC (Time Gain Compensation). V elektroniki, namenjeni sprejemu odbojev, (sprejemnik) pa se pojavljajo časovno pogojena nihanja voltaže, tudi kadar sprejemnik ne prejema odbojev - to je vidno na ekranu kot "elektronski šum". Bolj ko ojačujemo odboje iz večjih glo-

bin, večji je ta šum. Pri določeni globini pa postane elektronski šum močnejši od dejanskih odbojev v tej globini in jih v celoti prekrije - aparatura teh odbojev ni več sposobna ločiti oz. prikazati.

Največja globina vizualizacije je tako tista globina, v kateri še lahko nedvomno razločimo odboje prisotnih struktur od šuma na monitorju. Z naraščajočo frekvenco sonde se največja globina vizualizacije manjša.

Ločljivost v bližnjem območju, meritev mrtve zone

Neposredno pod površino sonde je prisotno območje, kjer sonda ne more zaznati odbojev, saj je čas potovanja signala v tem bližnjem območju tako kratek, da sta emisija in sprejem skoraj istočasna - elementi v sondi pa niso sposobni hkrati oddajati in sprejemati signalov. Širina te zone je manjša pri višjih frekvencah, odvisna pa je tudi od dolžine trajanja posameznih pulzov.

Iz istih razlogov je kakovost slike v bližnjem območju običajno dokaj slaba. Visoko kakovost slike v tem območju dosegajo le najboljše aparature - ločljivost v bližnjem območju je torej merilo kakovosti aparature (npr. dobra ločljivost kože in podkožja pri preiskavi dojke). Pri slabših aparaturnih je za kvaliteten prikaz bližnjega območja potrebna distančna blazinica.

Ocena oblike ultrazvočnega snopa

Oblika snopa vpliva na lateralno ločljivost, na natančnost horizontalne meritve distance in na sposobnost detekcije cističnih lezij. Debelejši snop ima za posledico slabšo ločljivost. Pri multifokalni sondi je vpliv oblike snopa na te kategorije v precejšnji meri zmanjšan.

Natančnost meritev razdalje

Nenatančnost (napaka) pri merjenju razdalje ima lahko klinično pomembne posledice. To velja tako za meritve večjih distanc (npr. napačna meritev biparietalnega premera vodi v napačno oceno gestacijske starosti ploda) kot tudi za manjše distance (npr. napačna meritev premera glavnega žolčnega voda). Poznati moramo natančnost meritve razdalje na aparaturi, ki jo uporabljamo; z občasnimi preverjanji natančnosti odkrivamo morebitno večanje napake. Preverjamo natančnost meritve posebej za vertikalno (aksialno) in za horizontalno (lateralno) distanco. Večje napake pri merjenju distance lahko opozarjajo tudi na možnost okvare sonde, elektronike ali napake v procesiranju signala.

Ločljivost

Ločimo *prostorsko ločljivost* in *kontrastno ločljivost*.

Prostorska ločljivost: je zmožnost aparature, da prikaže dva bližnja reflektorja kot dve ločeni točki:

- lateralna ločljivost: točki se nahajata horizontalno ena ob drugi
- aksialna ločljivost: točki se nahajata vzdolž osi ultrazvočnega snopa (navpično ena nad drugo).

Prostorsko ločljivost lahko ocenjujemo tudi s pomočjo ene same točke: dimenzije slike te točke na ekranu so merilo ločljivosti. Večje kot so dimenzije te slike, slabša je ločljivost. Za oceno lateralne ločljivosti izmerimo lateralne dimenzije točke, za oceno aksialne ločljivosti pa vertikalne dimenzije točke.

Kontrastna ločljivost: je odločilni dejavnik, ki vpliva na kakovost slike. Ocena kontrastne ločljivosti aparature je zelo pomembna, saj mnoge patološke procese odkrivamo in jih lahko diagnostično opredelimo samo zato, ker je njihova odbojnost drugačna od odboj-

nosti okolice, v kateri se nahajajo. Zelo pomemben je tudi natančen prikaz razmejitve oz. konture lezije - le-to bolje prikažemo z aparaturo z višjo splošno ločljivostjo.

Kontrastna ločljivost ima torej neposredno vlogo pri detekciji in opredelitvi patoloških procesov (npr. pri slabi ločljivosti cista ne bo povsem anehogena, njene konture ne bodo ostre, itd.).

Testiramo jo s pomočjo fantoma, ki kot tarče vsebuje sferične strukture, ki simulirajo okrogle fokalne lezije. Te tarče so različnih velikosti in se nahajajo v različnih globinah, njihova odbojnost pa je nekoliko nižja ali višja v odnosu do odbojnosti okolice.

Zmožnost detekcije takšnih lezij je odvisna od globine, v kateri se nahaja lezija, od njene ehogenosti v odnosu do okolice, v precejšnji meri pa tudi od lateralne in aksialne ločljivosti aparature. Pri določeni globini in določeni ehogenosti lezije obstaja najmanjši premer lezije, ki jo je aparatura še sposobna zaznati.

Cistična tarča naj bo na sliki povsem anehogena in s čim ostrejšo razmejitvijo (tudi sobodne aparature v cistah pogosto prikažejo notranje odboje, kontura pa je pogosto neostra; cista je na sliki tudi nekoliko manjša, kot je v resnici).

Sposobnost aparature, da zazna majhno, globoko ležečo nizko reflektivno okroglo lezijo v fantomu, kaže na višjo splošno ločljivost aparature, kar korelira s sposobnostjo boljše detekcije in razmejitve lezij tudi in vivo (tudi večjih). Testiranje ločljivosti nizkoreflektivnih fokalnih lezij se izmed vseh testov še najbolj približuje delu z aparatom v klinični praksi.

Ultrazvočni fantomi za preverjanje kakovosti

Obstajata dve osnovni vrsti fantoma: fantom z vlakni in s cilindri ter fantom s fokalnimi lezijami. Načina testiranja z enim in drugim fantomom se med sabo nekoliko razlikujeta, vendar sta oba enako uporabna. Ko se odločimo za enega izmed njiju, ga nato uporabljamo

za vsa testiranja. Obstaja mnogo vrst komercialno dostopnih fantomov. Antropomorfnih fantomi in fantomi za usposabljanje (npr. za punkcije) niso primerni za osnovno testiranje kakovosti aparature.

Splošne zahteve, ki jih mora izpolnjevati fantom za testiranje kakovosti so naslednje:

- osnovne fizikalne lastnosti snovi v fantomu morajo zelo natančno oponašati lastnosti telesa (hitrost ultrazvoka 1540 m/s, nagib krivulje koeficienta absorpcije 0,5-0,7 dB/cm/MHz itd.)
- odbojnost osnovnega materiala naj ustreza odbojnosti jeter
- položaj, medsebojna razdalja in velikost objektov v fantomu morajo biti čim natančneje določeni, prav tako tudi razlike v odbojnosti fokalnih lezij (v dB).

Fantom z vlakni in s cilindri: v osnovni substanci so tanke najlonske nitke (ki jih na prerezu vidimo kot drobne ehogene točke) in cilindri (na prerezu okrogle anehogene in ehogene fokalne lezije različnih dimenzij; dbojnost fokalnih lezij se razlikuje od odbojnosti okolice za 15 dB).

Fantom s fokalnimi lezijami: v osnovni substanci so kroglaste fokalne lezije premera 3 mm in 5 mm. Razporejene so v različnih globinah, njihova odbojnost pa je za 15 dB nižja od odbojnosti osnovne substance fantoma.

Rezultate testiranja na fantomu obvezno dokumentiramo s slikanjem; posnetke opremimo z besedilom in jih priložimo dokumentaciji.

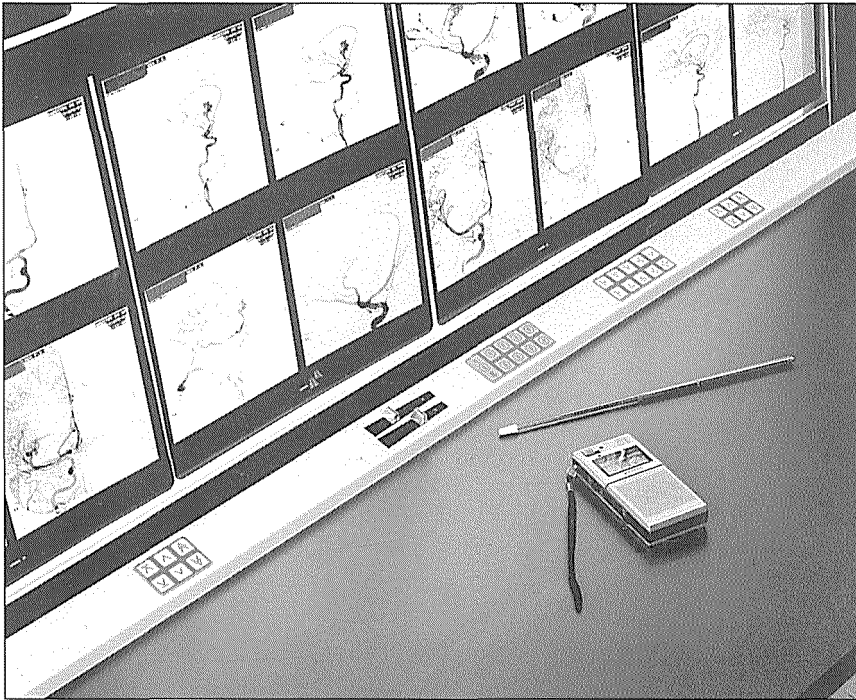
Zaključek

Tako kot pri drugih slikovnih tehnologijah je tudi v ultrazvočni diagnostiki napor, ki ga vložimo v izvajanje programa za zagotavljanje kakovosti poplačan z optimalnim delovanjem aparature, obenem pa pravočasno odkrivamo morebitne pomanjkljivosti, ki lahko vodijo v diagnostične probleme. Izvajanje programa časovno ni obremenjujoče. Edini strošek je ultrazvočni fantom, ki pa nam bo služil dolga leta in ga lahko uporabljamo za testiranje vseh ultrazvočnih aparatov. Z nekaj izkušnjami izvajanje programa ne bo predstavljalo posebne dodatne obremenitve osebja in naj postane rutinsko opravilo v sklopu dejavnosti vsake ultrazvočne diagnostične enote.

Literatura

- Kremkau FW. *Diagnostic ultrasound, principles and instrumentation*. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1993.
- AIUM Technical Standards Committee. *AIUM Quality assurance manual for gray-scale ultrasound scanners, Stage 2*. American Institute of Ultrasound in Medicine; 1995.
- Heywang-Kobrunner SH, Schreer I, Dershaw DD. *Diagnostic breast imaging*. Stuttgart, New York: Thieme; 1997.
- CIRS. *A strategy for ultrasound quality assurance*. CD ROM. Computerized Imaging Reference Systems, Inc.; 1997.

PLANILUX®



PLANILUX VAM NUDI VELIK IZBOR NEGATOSKOPOV, ZA OPAZOVANJE IN DIAGNOSTICIRANJE MAMMOGRAFSKIH RTG POSNETKOV, RAZLIČNIH VELIKOSTI IN IZVEDB:
OD NAMIZNIH IN STENSKIH MODELOV MAMMO IN DXHM DO VELIKIH NEGATOSKOPSKIH ROTOLUX ZASLONOV ZA OPAZOVANJE DO 680 POSNETKOV



SCHERING



Schering-Plough

posluh za inovacije

Ultravist

Magnevist

Levovist

S širokim izborom naših inovativnih produktov lahko pri delu z modernimi tehnologijami dobite največ.

Schering ve kako, pa če gre za MRI, Rtg-žarke ali ultrazvok.

Za podrobne informacije o kontrastnih sredstvih in injektorjih Medrada vas prosimo, da se obrnete na:

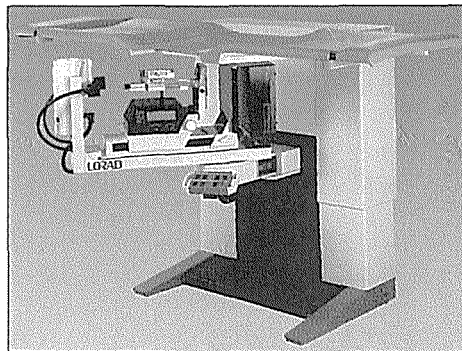
Schering AG
Podružnica za Slovenijo
Dunajska 22, Ljubljana
telefon: 061 300 10 50
telefax: 061 133 83 26

Schering
Diagnostika

videti in razumeti

LORAD StereoGuide

multifunkcijska stereotaktična miza z integriranim biopsijskim vodilom in digitalno obdelavo slike



LORAD M-IV.

patentirana HTC™ visoko prepustna celularna rešetka občutno izboljša kontrast in ločljivost
digitalizirana stereotaktična biopsija z veliko natančnostjo punkcije
zaščitna konzola za operaterja z računalnikom, multifunkcijskim zaslonom in integrirano signirno kamero
vsi premiki so motorizirani

LORAD

Preseneča in hkrati navdušuje

DENSONORM

senzitometer-denzitometer s točkovnim in avtomatičnim odčitavanjem
standardna in kalibrirana izvedba
mikroprocesorsko kontroliran
vmesnik in program za povezavo z računalnikom

MAMMO SYSTEM

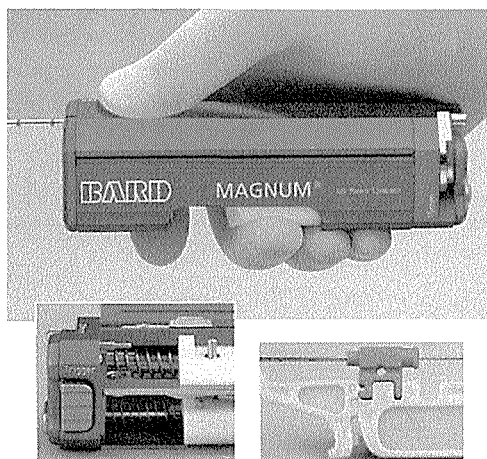
merilni fantomi
referenčni dozimeter
Mammo detail plošča

pehamed

Naj bo kontrola kvalitete s kvalitetno kontrolo

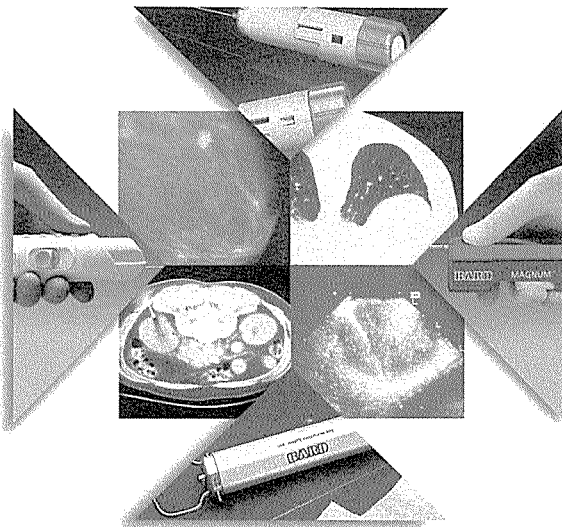
BARD

Inovativni
sistemi za
biopsijo:



Bard® Biopsy Systems

Recognized for Quality.



Perferred for Innovation.

 **MARK**
MEDICAL SUPPLIES

 Auremiana
SEŽANA
d.o.o.

Partizanska 109, 6210 SEŽANA
Tel.: (067) 31-107, 31-108
Fax (067) 31-441

Podružnica 1 Ljubljana
Tržaška cesta 2, 1000 LJUBLJANA • Tel./Fax: (061)125-02-83

**EDINI
PRAVI
3D**

Digital



**Kretz
Technik**

VOLUSON 530 D

Zastopa: MEDIAS INTERNATIONAL d.o.o.
Resljeva 30, 1124 Ljubljana
tel.: 061/133 51 06, fax: 061/133 40 24

