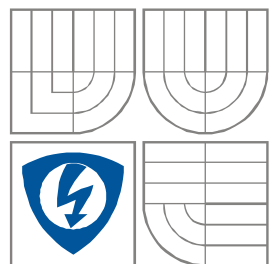




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

DIGITALIZACE OBRAZU V RADIODIAGNOSTICE A JEJÍ APLIKACE V MAMOGRAFII

Image digitalization in radio diagnostics and application in mammography

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Miloš Glatzner

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Tomáš Frýza, Ph.D.

BRNO, 2008

LICENČNÍ SMLOUVA
POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Miloš Glatzner
Bytem: Sychotín 79, Kunštát, 679 72
Narozen/a (datum a místo): 10. října 1964 v Brně

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
 - ☐ diplomová práce
 - ☒ bakalářská práce
 - ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Digitalizace obrazu v radiodiagnostice a její aplikace
v mamografii

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Tomáš Frýza, Ph.D.

Ústav: Ústav radioelektroniky

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- | | | |
|--|---|--------------------|
| ☒ v tištěné formě | – | počet exemplářů: 2 |
| ☒ v elektronické formě | – | počet exemplářů: 2 |

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 6. června 2008

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Abstrakt

Cílem této práce bylo rozebrat problematiku digitalizace obrazu v lékařské radiologii se zaměřením na oblast digitalizace v mamografii. Úvodní část práce je věnována popisu jednotlivých článků zobrazovacího řetězce s potvrzením specifik pro mamografické zobrazení. Jsou zde navrženy možné varianty digitalizace mamografických obrazů ve vztahu k podmínkám a situaci v různých mamografických pracovištích.

V další části bylo provedeno srovnání CR a DR systémů, jednak z hlediska dávky pro pacienta a jednak z hlediska diagnostické výtěžnosti. Na základě tohoto srovnání byly vyvozeny patřičné závěry a doporučení.

Další část je věnována metodice kontrole kvality digitálního mamografického zobrazovacího řetězce. Metodika jednotlivých testů je převzata a přeložena z *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis* [7]. Výběr testů zařazených do systému ZPS pro naše národní podmínky je proveden dle doporučených četností a našich specifických podmínek, které jsou v této práci popsány.

Vybrané testy byly implementovány do programu „ZPS“ firmy VF, a.s. a to formou vložení nového modulu – digitální mamografie. Tato forma se z hlediska praktického využití na mamografických pracovištích jeví jako optimální, program je již na řadě radiologických pracovištích rozšířen, umožňuje reagovat na změny ve stávající legislativě a v neposlední řadě je pro uživatele poměrně jednoduchý.

Klíčová slova

Digitální mamografie – zobrazovací řetězec – CR systém – DR systém – ZDS (zkoušky dlouhodobé stability) – ZPS (zkoušky provozní stálosti) – vstupní povrchová dávka – žlázová dávka.

Abstract

The aim of this study was to analyze issues on digitalization in radiology, especially in mammography. Definition of the separate parts of the diagnostic chain with special accent on mammography imaging with several mammography digitalization designs according to various conditions is stated in the first part of the paper.

Comparison between CR and DR systems is then provided in term of patient dose and in term of diagnostic efficacy followed by corresponding conclusions and recommendations.

Further is being discussed the methodology of quality assurance in digital mammography. Methodics of single tests is adapted from *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis* [7]. Set of tests enlisted in short-term stability tests national system is selected on the basis of recommended intervals and our specific conditions as described in the paper.

Selected test were implemented into „ZPS“ software (VF a.s.) as a new module – digital mammography. This method is supposed to be optimal for a practical utilization, because several radiology departments already use this user friendly software, which also enables to follow the changes in legislation.

Keywords

Digital mammography – imaging process chain – CR system – DR system – QC – QA – entrance surface dose – glandular dose.

Bibliografická citace

GLATZNER, M. *Digitalizace obrazu v radiodiagnostice a její aplikace v mamografii: bakalářská práce*. Brno: FEKT VUT v Brně, 2008. 85 s.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Digitalizace obrazu v radiodiagnostice a její aplikace v mamografii jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 6. června 2008

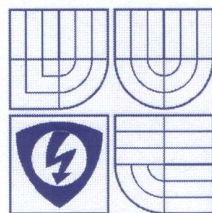
.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Tomáši Frýzovi, Ph.D. za metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 6. června 2008

.....
podpis autora



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ
Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií
Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Glatzner Miloš
Ročník: 3

ID: 80574
Akademický rok: 2007/08

NÁZEV TÉMATU:

Digitalizace obrazu v radiodiagnostice a její aplikace v mamografii

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Z teoretického pohledu rozeberte v současné době realizované přístupy k digitalizaci obrazů v lékařské radiologii. Zaměřte se zejména na vývojové trendy v oblasti digitalizace mamografie. Trendy zhodnoťte z hlediska použitelnosti v klinické praxi a navrhnete možné varianty digitalizace mamografických pracovišť. Porovnejte tyto varianty dle vhodných kritérií.

Porovnejte přímou a nepřímou digitalizaci mamografie. Srovnání provedte jednak z hlediska diagnostické výtěžnosti pomocí snímků mamografického fantomu a jednak z hlediska dávky pro pacienta. Na základě platné legislativy zpracujte metodiku kontroly digitálního mamografického zobrazovacího řetězce a vytvořte počítačový program k pořizování, vyhodnocování a archivaci výsledků měření.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] DRASTICH, A. Netelevizní zobrazovací systémy. Skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2001
- [2] SMITH, A. Fundamentals of Digital Mammography: Physics, Technology and Practical Considerations. AHRA, 2003
- [3] KOVÁŘ, V., GLATZNER, M., KRPÁLEK, J. Některé fyzikálně technické aspekty digitální mamografie. Česká radiologie, roč. 58, č. 4, s. 235-241. 2004. ISSN 1210-7883

Termín zadání: 11.2.2008

Termín odevzdání: 6.6.2008

Vedoucí projektu: Ing. Tomáš Frýza, Ph.D.


prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
předseda oborové rady



UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

Obsah:

Úvod.....	1
1. Současné trendy digitalizace v radiodiagnostice.....	2
2. Fyzikální a technické základy konstrukce rtg zobrazovacích systémů.....	3
2.1 Projekční systém.....	3
2.1.1 Rentgenka.....	3
2.1.1.1 Spektrum rtg záření.....	4
2.1.1.2 Ohnisko rentgenky.....	5
2.1.1.3 Rentgenka pro mamografii.....	5
2.1.2 Filtrace primárního svazku.....	6
2.1.3 Kolimace primárního svazku.....	6
2.1.4 Expoziční automatika (AEC).....	8
2.1.5 Kompresní zařízení.....	9
2.1.6 Projekční systém – souhrn.....	9
2.2 Rozlišovací schopnost.....	10
2.2.1 Geometrické rozlišení rtg zobrazovacího systému.....	10
2.2.2 Rozlišovací schopnost při vysokém kontrastu.....	11
2.2.3 Rozlišovací schopnost při nízkém kontrastu.....	12
3. Receptory rtg obrazu.....	13
3.1. CR systémy.....	13
3.1.1 CR systémy v mamografii.....	14
3.2 DR systémy.....	14
3.2.1 Detektory pro nepřímou konverzi.....	15
3.2.2 Detektory pro přímou konverzi.....	16
3.2.3 CCD kamera.....	17
3.3 Požadavky na rozlišení.....	17
3.4 Výkonové charakteristiky detektorů.....	17
3.4.1 Dynamický rozsah.....	17
3.4.2 Modulační přenosová funkce (MTF).....	18
3.4.3 Detekční kvantová účinnost (DQE).....	19
4. Formát obrazové dokumentace.....	20
4.1 DICOM standard.....	20
5. Zobrazovací zařízení – monitory.....	23
5.1 Medicínské diagnostické monitory.....	24
5.2 Medicínské klinické monitory.....	26
5.3 Monitory a mamografie.....	26
6. Archivace digitálních obrazů.....	27
6.1 PACS.....	27
6.2 Dicom prohlížeče.....	28
7. Srovnání přímé a nepřímé digitalizace mamografie z hlediska dávky pro pacienta.....	29
7.1 Úvod do měření.....	29
7.2 Použité prostředky a přístroje, geometrické uspořádání.....	29
7.3 Posouzení vhodnosti zvolené metody.....	30
7.4 Vztah provozního režimu a dávky.....	37
7.5 Srovnání dávek stejného provozního režimu pro obě zařízení.....	40
7.6 Srovnání v radiační zátěži pacienta.....	41
8. Srovnání přímé a nepřímé digitalizace mamografie z hlediska diagnostické výtěžnosti.....	42
8.1 Úvod do měření.....	42
8.2 Vlastní měření.....	43

8.3 Srovnání diagnostické výtěžnosti.....	46
8.4 Závěr pro srovnání v obou oblastech.....	47
9. Systém kontroly kvality.....	48
9.1 Systém kontroly kvality v mamografii.....	50
9.2 Kontrola kvality digitálních mamografických zobrazovacích systémů.....	50
9.2.1 Systém akvizice.....	54
9.2.1.1 Rentgenka.....	54
9.2.1.1.1 Velikost ohniska.....	54
9.2.1.1.2 Ohnisková vzdálenost.....	54
9.2.1.1.3 Souhlas radiačního s plochou receptoru obrazu.....	55
9.2.1.1.4 Unikající záření.....	56
9.2.1.1.5 Radiační výstup (výtěžnost).....	56
9.2.1.1.6 Reprodukovatelnost a přesnost anodového napětí.....	57
9.2.1.1.7 Polotloušťka (HVL).....	57
9.2.1.2 Systém AEC (expoziční automatika).....	58
9.2.1.2.1 Kontrola expozičního kroku.....	58
9.2.1.2.2 Záložní časovač a bezpečnostní přerušení.....	58
9.2.1.2.3 Krátkodobá reprodukovatelnost.....	59
9.2.1.2.4 Dlouhodobá reprodukovatelnost.....	59
9.2.1.2.5 Kompenzace tloušťky objektu a napětí.....	59
9.2.1.3 Komprese.....	60
9.2.1.3.1 Kompresní síla.....	61
9.2.1.3.2 Homogenita komprese.....	61
9.2.1.4 Podpěra prsu.....	61
9.2.1.4.1 Faktor mřížky.....	61
9.2.1.4.2 Zobrazení mřížky.....	62
9.2.1.5 Receptor obrazu.....	62
9.2.1.5.1 Funkce odezvy.....	62
9.2.1.5.2 Hodnocení šumu.....	63
9.2.1.5.3 Vynechaná oblast hrudní stěny.....	63
9.2.1.5.4 Homogenita receptoru obrazu.....	63
9.2.1.5.5 Vadné elementy detektoru (DR systémy).....	65
9.2.1.5.6 Neopravené vadné elementy detektoru (DR systémy).....	65
9.2.1.5.7 Variace v senzitivitě mezi kazetami (CR systémy).....	65
9.2.1.5.8 Vliv dalších zdrojů záření (CR systémy).....	65
9.2.1.5.9 Únik latentního obrazu (CR systémy).....	66
9.2.1.5.10 Dozimetrie.....	66
9.2.1.6 Kvalita obrazu.....	66
9.2.1.6.1 Prahový detekovatelný kontrast.....	66
9.2.1.6.2 Modulační přenosová funkce (MTF).....	67
9.2.1.6.3 Expoziční čas.....	67
9.2.1.6.4 Geometrické zkreslení a hodnocení artefaktů.....	67
9.2.1.6.5 Násobný obraz/důkladnost vymazání.....	68
9.2.2 Systém zpracování obrazu.....	68
9.2.3 Systém zobrazení.....	69
9.2.3.1 Monitory.....	69
9.2.3.1.1 Osvětlení okolí.....	69
9.2.3.1.2 Geometrické zkreslení (CRT displeje).....	69
9.2.3.1.3 Viditelnost kontrastu.....	69
9.2.3.1.4 Rozlišení.....	70

9.2.3.1.5 Artefakty displeje.....	71
9.2.3.1.6 Rozsah jasu.....	71
9.2.3.1.7 Zobrazení stupnice šedi (GDF).....	71
9.2.3.1.8 Homogenita jasu.....	72
9.2.3.2 Tiskárny (Laser Printer).....	73
9.2.3.2.1 Geometrické zkreslení.....	73
9.2.3.2.2 Viditelnost kontrastu.....	73
9.2.3.2.3 Rozlišení.....	73
9.2.3.2.4 Artefakty tiskárny.....	74
9.2.3.2.5 Rozsah optické denzity (volitelné).....	74
9.2.3.2.6 Zobrazení stupnice šedi (GDF).....	75
9.2.3.2.7 Homogenita optické denzity.....	75
10. Zkoušky provozní stálosti „ZPS“.....	76
10.1 Popis programu.....	77
10.2 Definice modulu digitální mamografie.....	77
10.3 Přínos programu.....	81
Závěr.....	83
Seznam použitých zkratk:.....	84
Literatura:.....	86

Seznam obrázků

1.	Konstrukce rotační anody [4].....	3
2.	Spektra rentgenového záření pro dva různé materiály anody, bez filtrace.....	4
3.	Závislost mezi jednotlivými ohnisky rentgenky [4].....	5
4.	Spektra rentgenového záření pro dva různé materiály anody, po filtraci.....	6
5.	Princip činnosti sekundární mřížky.....	7
6.	Mechanické údaje Bucky clony [4].....	8
7.	Konstrukce HTC mřížky.....	8
8.	Obecné schéma rtg projekčního systému [4].....	9
9.	Geometrické uspořádání zobrazovacího systému [4].....	10
10.	Srovnání obou charakteristik [4].....	11
11.	Příklady fantomů pro zjišťování prostorového rozlišení.....	11
12.	Schematické znázornění řezu Flat panelem pro nepřímou konverzi [1].....	15
13.	Konstrukce – vlevo [1] a funkce – vpravo [2] detektoru pro nepřímou konverzi	15
14.	Detektor pro přímou konverzi.....	16
15.	Potřebný dynamický rozsah mamografického zobrazení [2].....	18
16.	Grafické znázornění závislosti MTF na prostorové frekvenci [2].....	18
17.	Závislost detekční kvantové účinnosti a prostorového rozlišení [3].....	19
18.	Ukázka nastavení medicínského diagnostického panelu před a po kalibraci..	24
19.	Řešení X-light® technology.....	25
20.	Ukázka dvoumonitorové diagnostické stanice doplněnou třetím monitorem pro práci s textem.....	26
21.	Geometrické uspořádání měřící soustavy při měření dopadové dávky [8].....	29
22.	Vzdálenost ohnisko-podpěra prsu.....	36
23.	Přehledné schéma fantomu TOR [MAM].....	42
24.	Popis detailů fantomu TOR [MAM].....	42
25.	Geometrické uspořádání měřící soustavy.....	43
26.	Schéma digitalizovaného zobrazovacího řetězce.....	49
27.	Použití nástroje ROI.....	51
28.	Geometrické uspořádání měřící soustavy.....	54
29.	Umístění Al filtru při měření CNR [7].....	59
30.	Schéma pro hodnocení homogenity DR systémů.....	63
31.	Schéma pro hodnocení homogenity CR systémů.....	63
32.	Geometrické uspořádání pro test násobného obrazu.....	67
33.	Zkušební obrazec TG18-QC.....	69
34.	Zvětšený výřez zkušebního obrazce TG18-LPH50.....	69
35.	zkušební obrazce TG18-LN12-01 (vlevo) a TG18-LN12-18 (vpravo).....	70
36.	Příklad měření jasů 18 obrazců pro ověření shody GDF s GSDF.....	71
37.	Zkušební obrazce TG18-UNL10 (vlevo) a TG18-UNL80 (vpravo).....	72
38.	Zkušební obrazec TG18-PQC.....	73
39.	Zkušební obrazec TG18-UN10 (vlevo) a TG18-UN80 (vpravo).....	73
40.	Okno pro výběr požadovaného modulu.....	76
41.	Okno seznamu všech nadefinovaných testů vybraného modulu.....	77
42.	Okno pro definici vybraného testu.....	77
43.	Okno detailu referenční zkoušky.....	78
44.	Okno detailu měsíční zkoušky.....	79
45.	Okno grafického průběhu SNR v čase.....	79
46.	Příklad reportu měsíční zkoušky.....	80

Seznam tabulek

1.	Energie K a L píků pro vybrané materiály anody.....	4
2.	Ukázka části vyhledávací tabulky – LUT 10 bit.....	22
3.	Indikované a změřené hodnoty pro tloušťku 40 mm PMMA.....	32
4.	Polotloušťky z „Přejímací zkoušky“.....	33
5.	<i>g</i> – faktory pro simulaci prsu pomocí PMMA [7].....	33
6.	<i>c</i> – faktory pro simulaci prsu pomocí PMMA [7].....	34
7.	<i>s</i> – faktory pro korekci spektra [7].....	34
8.	Stanovení výtěžnosti při ZDS.....	35
9.	Rozměry a vlastnosti jednotlivých objektů fantomu TOR [MAM].....	43
10.	Bodové hodnocení fantomu TOR [MAM].....	43
11.	Poměrné srovnání bodového hodnocení.....	47

Seznam grafů

1.	DICOM křivka odpovídající LUT 10 bit.....	21
2.	Srovnání změřené a indikované ESE pro režim STD/AUTO.....	30
3.	Srovnání změřené a indikované ESE pro režim DOSE/AUTO.....	31
4.	Srovnání změřené a indikované ESE pro režim CNT/AUTO.....	31
5.	Stanovení výtěžnosti pro požadované anodové napětí.....	36
6.	Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro jednotlivé režimy u zařízení 2000D.....	38
7.	Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro jednotlivé režimy u zařízení DMR+.....	38
8.	AGD pro jednotlivé pracovní režimy ve vztahu k legislativním požadavkům....	39
9.	Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro obě mamografické zařízení v režimu STD/AUTO.....	40
10.	Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro obě mamografické zařízení v režimu DOSE/AUTO.....	40
11.	Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro obě mamografické zařízení v režimu CNT/AUTO.....	41
12.	Srovnání bodového hodnocení mamografického zařízení 2000D pro jednotlivé pracovní režimy.....	44
13.	Srovnání bodového hodnocení mamografického zařízení DMR+ pro jednotlivé pracovní režimy.....	44
14.	Srovnání bodového hodnocení v režimu STD/AUTO.....	45
15.	Srovnání bodového hodnocení v režimu DOSE/AUTO.....	46
16.	Srovnání bodového hodnocení v režimu CNT/AUTO.....	46
17.	Funce odezvy detektoru.....	61
18.	Hodnocení šumu.....	62

Úvod

8.11.1895 objevuje W. C. Röntgen do té doby neznámé záření, které nazval „paprsky X“. V tu chvíli ještě netušil, že jeho objev otevře cestu novým diagnostickým i terapeutickým metodám, bez jejichž využití si dnešní medicínu sotva dovedeme představit. Již měsíc po svém objevu 22.12.1895 zhotovil první rentgenový snímek na světě, ruku své ženy Berty. Toto datum se také pokládá za den vzniku nového lékařského oboru – RADIOLOGIE.

Oblastí našeho zájmu bude vytváření digitální obrazové informace s využitím rtg záření jako nosné. Klasické (konvenční) rentgeny vytváří tzv. sumační obraz, který vznikl společným průmětem všech orgánů jimiž prochází rtg záření na receptor.

Rentgenová diagnostika má dvě základní vyšetřovací metody, skiagrafii a skiaskopii. Při skiagrafii je podkladem pro hodnocení obraz, který se vytvoří krátkým ozářením receptoru rtg zářením prošlým tělem pacienta. Při skiaskopii pozoruje lékař obraz v reálném čase zpravidla na monitoru.

Současný prudký rozvoj digitalizace obrazu ve všech oblastech lidské činnosti se nevyhýbá ani lékařské obrazové dokumentaci. Nové vývojové trendy v technologii a konstrukci digitálních detektorů jsou společně s rozvojem počítačů a monitorů hybnou silou v principiálně nových technikách rtg zobrazování.

Digitalizace mamografického obrazu, jako jedna z nejnáročnějších oblastí digitálního zobrazování v radiodiagnostice má svoje specifika a možnosti. Tato práce pojednává o některých fyzikálně technických aspektech digitalizace mamografie, a měla by sloužit jako vodítko pro ty, kteří uvažují o přechodu od filmového provozu na provoz digitální.

Ke kontrole požadovaného výkonu každého článku zobrazovacího řetězce slouží v našich národních podmínkách systém zkoušek provozní stálosti (ZPS). Zatímco pro klasické film-fóliové mamografické zařízení vychází systém ZPS z legislativních požadavků uvedených ve Věstníku MZČR, částka 2 z února 2007, ZPS digitálních mamografických zařízení naše legislativa v současné době vůbec neřeší. Ve výše uvedeném Věstníku je k digitální mamografii uvedeno pouze toto: „Pro digitální mamografii se technické parametry, doporučené a požadované tolerance řídí dokumentem European Guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, 4. vydání“ [7]. Nutno ale podotknout, že v ostatních zemích EU je systém kontroly kvality zcela odlišný než v našich národních podmínkách (bude rozebráno dále). Proto nelze toto doporučení převzít bez příslušných modifikací, které tyto podmínky respektují.

1. Současné trendy digitalizace v radiodiagnostice

V posledních letech stále více radiodiagnostických pracovišť přechází od filmového provozu na provoz digitální. To se ostatně dalo předpokládat, doba, kdy rtg vyšetření na filmovém materiálu bude jen vzpomínkou není tak vzdálená. Přesto ale digitalizace skiagrafického pracoviště s sebou přináší různá úskalí a staví nás před problémy a rozhodnutí, které je třeba učinit, než s digitalizací začneme.

Nejjednodušší rtg modalitou z pohledu digitalizace je dentální rentgen. Pro digitalizaci této modality vystačíme s malým CCD (Charge Couple Device) panelem (3×4 cm), který se přes USB port připojí k počítači vybaveným jednoduchým softwarem. K digitalizaci skiagrafického pracoviště, na kterém se provádí rutinní rtg vyšetření může být metodou volby CR (Computed Radiography) zařízení s jednostranným nebo oboustranným čtením nebo DR (Digital Radiography) s použitím flat panelu. A konečně digitalizace mamografického rtg zařízení je asi v poslední době nejdiskutovanější otázkou. Souvisí to s fyzikálně technickými aspekty mamografického vyšetření.

Mamografie je speciální rtg vyšetření prsu. Cílem mamografie je odhalit případné patologické struktury v mléčné žláze. Tyto patologické struktury mají vnitřní kontrast blízký fyziologické struktuře prsu. Chceme-li je na snímku diferencovat, je třeba použít nízké energie rtg záření (20 až 35 keV). Z tohoto vyplývá první důležitý parametr, který bude rozebrán dále a sice DQE (Detective Quantum Efficiency). Případné malignity v mléčné žláze jsou zpravidla doprovázeny přítomností mikrokalcifikací. Při mamografickém vyšetření je proto nutné tyto mikrokalcifikace velikosti cca 100 μm odhalit. Z této skutečnosti nám vyplývá druhý důležitý parametr, kterým je MTF (Modulation Transfer Function).

S tím souvisí další důležitá otázka – jakou kvalitu obrazu na výstupu očekáváme. Dostáváme se tedy k výstupním zařízením – monitorům. Bude-li se na monitorech provádět primární diagnostika, musí tyto splňovat požadavky na vysoký jas, kontrast a rozlišení. Tyto parametry budou rovněž rozebrány později.

A konečně ekonomická otázka – konfigurace celého digitálního řetězce bude jakýmsi kompromisem mezi cenou, diagnostickou výtěžností provedeného vyšetření, dávkou pro pacienta a archivovatelností pořízených dat.

2. Fyzikální a technické základy konstrukce rtg zobrazovacích systémů

Rozbor v současné době realizovaných přístupů k digitalizaci obrazů v lékařské radiologii není možný bez pochopení základních fyzikálně technických zákonitostí jednotlivých prvků celého zobrazovacího řetězce a jejich souvislostí. Protože digitalizace mamografie má svoje specifika, je na ně u každé níže rozebírané komponenty upozorněno.

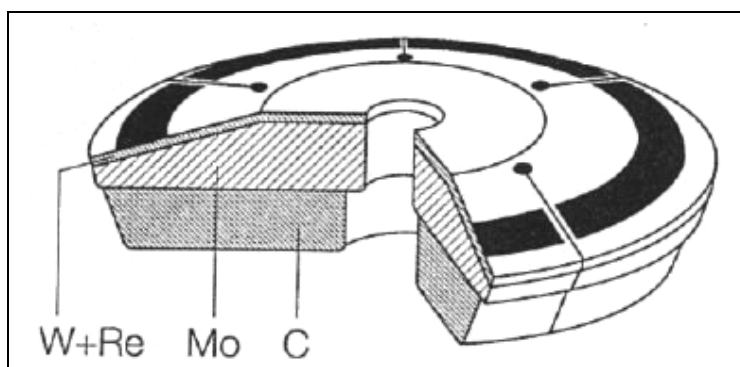
2.1 Projekční systém

Konstrukce projekčního systému v rozhodné míře ovlivní limitní geometrické rozlišení rtg zařízení. Jeho jednotlivé články jsou popsány níže.

2.1.1 Rentgenka

Zdrojem rtg záření pro rtg zobrazení je speciální vakuová elektronka – rentgenka. Z elektronického hlediska je rentgenka dioda zapojená v obvodu s vysokým napětím cca 20 – 200kV. Žhavená katoda emituje elektrony, které jsou přitahovány k anodě, přičemž jsou silným elektrickým polem urychlovány na energii danou vysokým napětím (tj. cca 20 – 200keV). Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí, přičemž část jejich kinetické energie se přemění na brzdné elektromagnetické záření, které vystupuje z rentgenky.

Anoda (viz. obrázek 1) je zhotovena z těžkého materiálu, který má vysokou elektronovou hustotu, takže dopadající elektrony jsou velkou odpudivou silou prudce brzděny, čímž se podle zákonitostí elektrodynamiky část jejich kinetické energie mění v brzdné elektromagnetické záření – fotony rtg záření. Účinnost tohoto procesu je však poměrně malá, necelé 1% kinetické energie elektronů je transformováno na fotony rtg záření, zbytek se mění v teplo. Pro rentgenky používané při skiagrafii se k výrobě anody používá většinou wolfram, rentgenky používané pro mamografii mají anodu z molybdenu a rhodia a jsou vesměs konstruovány tak, že lze mezi těmito materiály přepínat. Pro nižší energie rtg záření se volí molybden, pro vyšší energie rhodium. V posledním roce se někteří výrobci mamografických zařízení vracejí zpět k wolframové anodě a to zejména v souvislosti s nástupem digitálních detektorů s přímou konverzí.



Obrázek 1: Konstrukce rotační anody [4]

V elektrickém obvodu rentgenky se podle potřeby regulují a nastavují dva základní parametry:

ANODOVÉ NAPĚTÍ U [kV] určuje maximální i střední energii fotonů výsledného rtg záření. Maximální energie v keV se prakticky rovná anodovému napětí v kV.

ANODOVÝ PROUD I [mA] protékající rentgenkou určuje hustotu toku fotonů - intenzitu rtg záření emitovaného rentgenkou. Lze jej regulovat změnou žhavení katody (žhavicího proudu). Součin žhavicího proudu a času se nazývá **ELEKTRICKÉ MNOŽSTVÍ** Q [mAs] a určuje množství elektronů, které dopadnou za dobu Δt na anodu.

2.1.1.1 Spektrum rtg záření

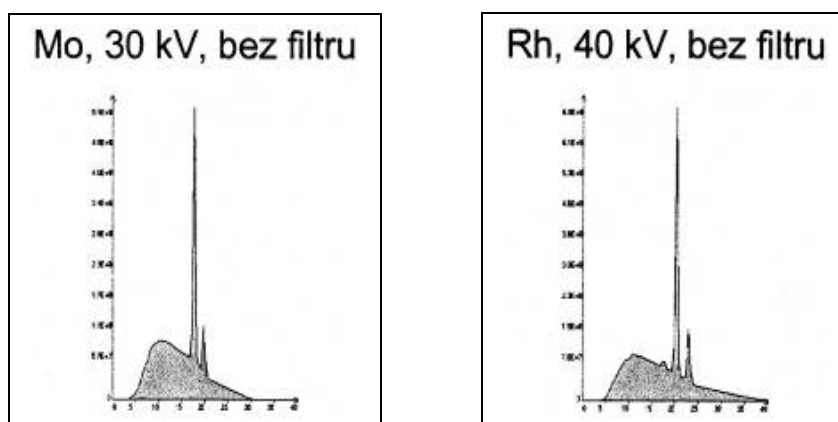
Rentgenový zobrazovací systém jako systém aktivní využívá nosný signál – rtg záření k namodulování informace o prostorové distribuci primárního parametru ve vyčíslované scéně. Vzhledem k tomu, že tato modulace závisí na spektru použitého rtg záření, je z hlediska optimalizace modulace důležitá správná volba spektra rtg signálu v procesu zobrazení.

Rtg záření produkované rentgenkou má **SPOJITÉ SPEKTRUM** od energií blízkých nule až k maximální energii dané hodnotou anodového napětí. Kromě rtg záření se spojitým spektrem je vyzařováno i určité množství **CHARAKTERISTICKÉHO** záření s čárovým spektrem (charakteristická dvojice píků $K\alpha$, $K\beta$ – odtud název), jehož energie nezávisí na anodovém napětí, ale je dána pouze materiálem anody. Toto charakteristické rtg záření vzniká v atomech materiálu anody přeskokem elektronů ze slupky L na uprázdněnou slupku K (K -série), popř. ze slupky M na L (L -série), z nichž jsou vázané elektrony vyraženy dopadem urychlených elektronů v rentgence. Energie K a L série charakteristického záření pro typické materiály anody jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1: Energie K a L píků pro vybrané materiály anody

Materiál anody	Hustota [g/cm ³]	Energie K-série [keV]		Energie L-série [keV]		
		$K\alpha 1$	$K\beta 1$	$L\alpha 1$	$L\beta 1$	$L\gamma$
Mo	9	17,478	19,607	2,293	2,395	2,623
Rh	12,4	20,214	22,721	2,696	2,834	3,114
W	18,9	59,310	67,233	8,396	9,670	11,283

Ještě lépe je rozložení spektra rtg záření znázorněno na obrázku 2. Obrázky vyjadřují intenzitu (osa y) rtg záření příslušné energie (osa x) při použití anodového napětí 30 kV (Mo) a 40 kV (Rh). Pro Mo a Rh jsou dobře patrné píky $K\alpha 1$ $K\beta 1$.



Obrázek 2: Spektra rentgenového záření pro dva různé materiály anody, bez filtrace

Spektrum rentgenového záření je dáno aditivní superpozicí charakteristického a brzdného záření.

2.1.1.2 Ohnisko rentgenky

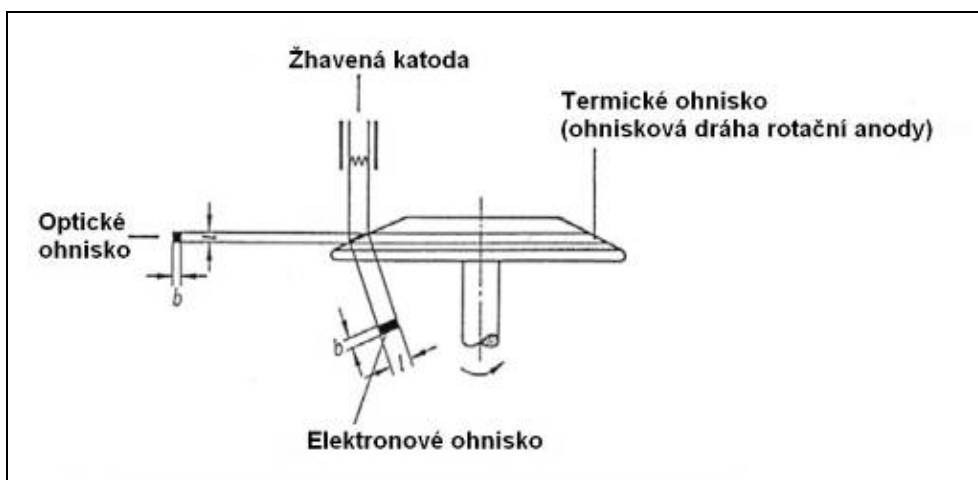
Povrch anody je skloněn pod úhlem α od roviny kolmé na svazek elektronů. Velikost úhlu ovlivňuje tvar a velikost OHNISKA RENTGENKY. Ve fokusační misce vyfrézované do katody (Wehneltova elektroda), je umístěno přímo žhavené wolframové vlákno (nejčastěji dvě vlákna různé délky pro dvě různě velká ohniska), které je zdrojem elektronů.

Konstrukce Wehneltovy elektrody a potenciální spád mezi anodou a katodou determinují tvar svazku elektronů těsně před dopadem na anodu.

ELEKTRONOVÉ OHNISKO - je tvořeno plochou řezu elektronovým svazkem ve směru rovnoběžném s povrchem anody v pozici těsně před jejich dopadem na anodu.

TERMICKÉ OHNISKO - je tvořeno plochou anody, na které se přeměňuje kinetická energie elektronů na teplo a rtg záření. Jeho plocha určuje velikost měrného zatížení anody ($\text{J}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{m}^{-2}$). U rentgenky se stacionární anodou je elektronové a termické ohnisko totožné. U rentgenek s rotační anodou je termické ohnisko rozvinuto na celou plochu výseče rotačního kužele.

OPTICKÉ OHNISKO - je tvořeno plochou průmětu elektronového ohniska do roviny kolmé k centrálnímu paprsku primárního svazku rtg záření. Pro danou geometrii procesu zobrazení (vzdálenost ohnisko-scéna a scéna-receptor obrazu) určuje limitní dosažitelnou prostorovou rozlišovací schopnost procesu zobrazení, tzv. **geometrickou neostrost**.



Obrázek 3: Závislost mezi jednotlivými ohnisky rentgenky [4]

2.1.1.3 Rentgenka pro mamografii

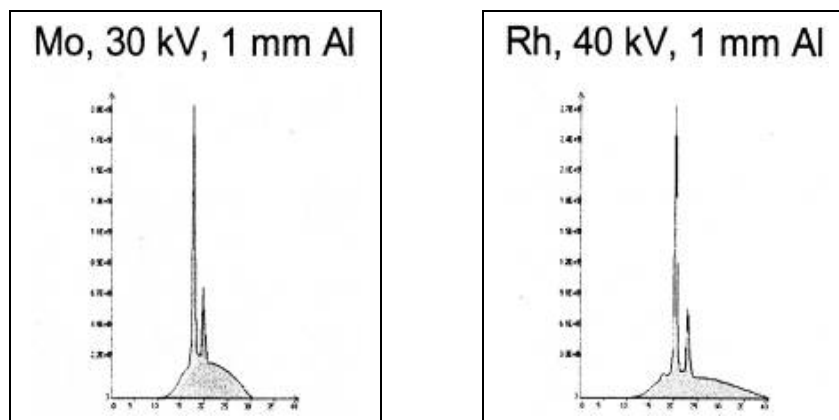
V současné době lze považovat spektrum rtg záření rentgenek pro použití ve filmové mamografii za optimalizované. Digitální detektory však nabízejí další možnosti využití jejich výkonových charakteristik, zvláště pak při využití jejich dynamického rozsahu. Sporná zůstává otázka optimalizace energie rtg záření pro různé složení tkáně. Použití vyšší energie rtg záření pro pacientky s denzními žlázami představují menší absorbovanou dávku a potenciálně i vyšší kvalitu v zobrazení ve srovnání s mamografií filmovou. Při použití seleniových detektorů, které mají ve srovnání s detektory CsI (TI) vyšší DQE, je možné použití rtg záření již s energií okolo 20 keV, ale své optimální vlastnosti si udržuje i při použití rtg záření s vyššími energiemi. Při použití seleniových detektorů nejsou kladeny na kompresi prsu tak vysoké požadavky jak u ostatních detektorů, což může být z praktického hlediska

v některých případech užitečné. Jedná se zejména o pacientky po chirurgickém zákroku, léčené radioterapií nebo jinak citlivé na tlak.

2.1.2 Filtrace primárního svazku

Na začátku spojitého spektra rtg záření leží fotony, které jsou pro zobrazení nepoužitelné. Mají tak nízkou energii, že se absorbují již v podkoží. Tyto fotony „pouze“ zvyšují radiační zátěž pacienta, což je nežádoucí. Proto se za výstupní okénko rentgenky umísťuje FILTR, který tyto nízkooenergetické fotony pohltí. Tento filtr je mechanicky připevněn ke krytu rentgenky a nesmí být obsluhou odstraněn.

Materiálem filtru pro skiagrafické aplikace je většinou Al, pro vyšší energie se pak k Al přidává Cu. Pro mamografické aplikace se jako materiál filtru používá Mo, Rh nebo Al (řazeno vzestupně dle energie rtg záření). V posledním roce v souvislosti s nástupem digitálních detektorů některé firmy začaly používat jako materiál filtru Ag a to v kombinaci s materiálem anody W. Odstranění nízkooenergetických složek spektra při použití filtru je patrné z obrázku 4 (srovnej s obrázkem 2).



Obrázek 4: Spektra rentgenového záření pro dva různé materiály anody, po filtraci

2.1.3 Kolimace primárního svazku

Přímo pod výstupním okénkem rentgenky je umístěn kolimátor, který je složen zpravidla z těchto komponentů:

Přídavný filtr – kromě primárního filtru lze u většiny rtg přístrojů primární svazek „utvrdit“ přidáním dalšího filtru. U starších rtg přístrojů provádí obsluha tuto činnost manuálně zasunutím filtru příslušného materiálu a tloušťky do kolimátoru. Vyspělejší systémy provádějí tuto volbu automaticky v závislosti na použité energii rtg záření (anodovém napětí). Použití přídavné filtrace je nutné zejména při „tvrdé“ snímkové technice (vyšší energii použitého rtg záření).

Primární clona – slouží jednak k potlačení mimoohniskového záření, což je rtg záření emitované zdrojem záření, jiné než emitované elektronovým ohniskem. Je to vlastně záření vznikající v samotné rentgence a jejím krytu. Další význam primární clony spočívá v omezení užitečného svazku na nezbytnou velikost, což snižuje množství rozptýleného sekundární záření a tím i radiační zátěž pacienta. V klinické praxi se používají převážně dva páry rovnoběžných lamel k vymezení pravoúhlého pole, méně často se používá irisová clona. Lamely clony jsou vyrobeny z materiálu s vysokým atomovým číslem (Pb). Rovina clony je kolmá k ose svazku. Vymezení *úzkého svazku rtg záření*, zajišťuje ostrý obraz s vysokým prostorovým rozlišením. Kritériem kvality clony je výsledná šířka polostínu na okraji pole zářivého toku.

Světelný zaměřovací systém – slouží k vizuální kontrole nastavené velikosti radiačního pole. Nezbytnou podmínkou správné funkce tohoto systému je soulad radiačního pole se světelným polem.

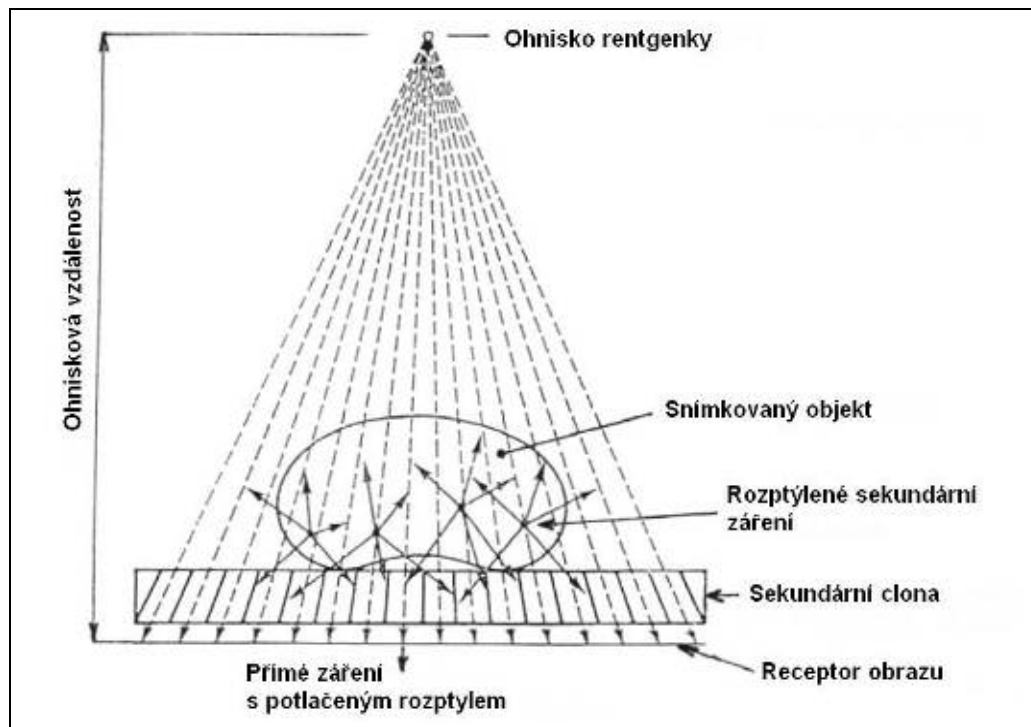
Mezi pacientem a receptorem obrazu je pak umístěna **sekundární clona** (*Buckyova-Potterova* či *Lysholmova clona*). Někdy se označuje také jako protirozptylová mřížka. Používá se i u digitálních detektorů. V praxi se používají dva typy protirozptylových mřížek:

Standardní lineární, tvořená rovnoběžnými absorbčními lamelami (olověnými pásy), které propouštějí „pouze“ záření ve směru původního svazku, zatímco rozptýlené fotony (pohybující se jinými směry) pohlcuje

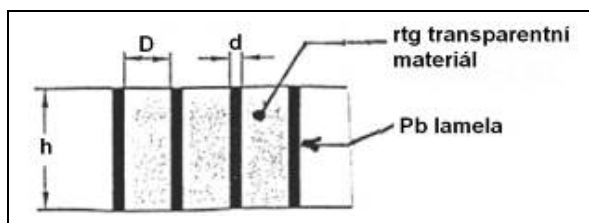
Vysocetransmisní mřížka složená z buněk (HTC) – je tvořena z lamel tvořících buňky redukující rozptýlené záření v obou směrech a méně absorbující primární svazek. Proto použití HTC mřížky zabezpečuje vyšší kontrast a ostrost obrazu než mřížky lineární. Konstrukce takové mřížky je znázorněna na obrázku 7.

Hlavním a jediným úkolem protirozptylových mřížek je potlačování (zachycení) postranního (sekundárního, rozptýleného), tedy nežádoucího záření. Snížením vlivu tohoto rozptylu získá rtg obraz na kvalitě, sníží se expozice receptoru obrazu daná rozptylem – obraz se „projasní“, ale zároveň klesne celková amplituda vlivem útlumu clony, která se musí vyrovnat zvýšením dávky záření. Z obrázku 5 je zřejmá důležitost vztahu vzdálenosti ohniska a tvarem (profilem) mřížky – aby bylo docíleno max. účinnosti. Zhoršení nastane při šikmé projekci.

Pro odstranění stínů od lamel se sekundární clona během expozice pohybuje ve směru kolmém k rovině středové lamely.



Obrázek 5: Princip činnosti sekundární mřížky



Obrázek 6: Mechanické údaje Bucky clony [4]

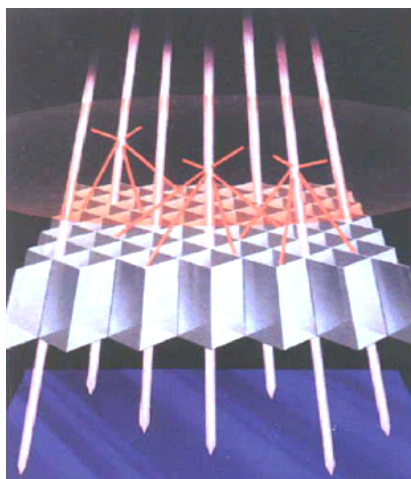
Propustnost rozptýleného, (tedy nežádoucího) záření udává poměr:

$$r = \frac{h}{D}, \quad (1)$$

kde:

h je výška lamel (tloušťka Bucky clony) [mm],
D je šířka transparentního materiálu [mm].

Z obrázku 5 je zřejmé, že konstrukce Bucky mřížky je závislá na ohniskové vzdálenosti. Tento údaj musí být vyznačen na každé mřížce. Konstrukce a technologie se neustále zdokonaluje.



Obrázek 7: Konstrukce HTC mřížky

2.1.4 Expoziční automatika (AEC)

Vzhledem k množství variací složení prsní tkáně je nutné použití expoziční automatiky (AEC) k optimalizování kvality obrazu a redukci absorbované dávky. Vzhledem k nízkému dynamickému rozsahu filmového materiálu jsou nároky na správné nastavení AEC poměrně vysoké. Při užití digitálního detektoru, jehož dynamický rozsah je vyšší, je širší i rozsah expozičních parametrů pro kvalitní zobrazení a tím klesá i procento opakovaných snímků. Digitální mamografické systémy nabízejí použití pokročilejších metod AEC.

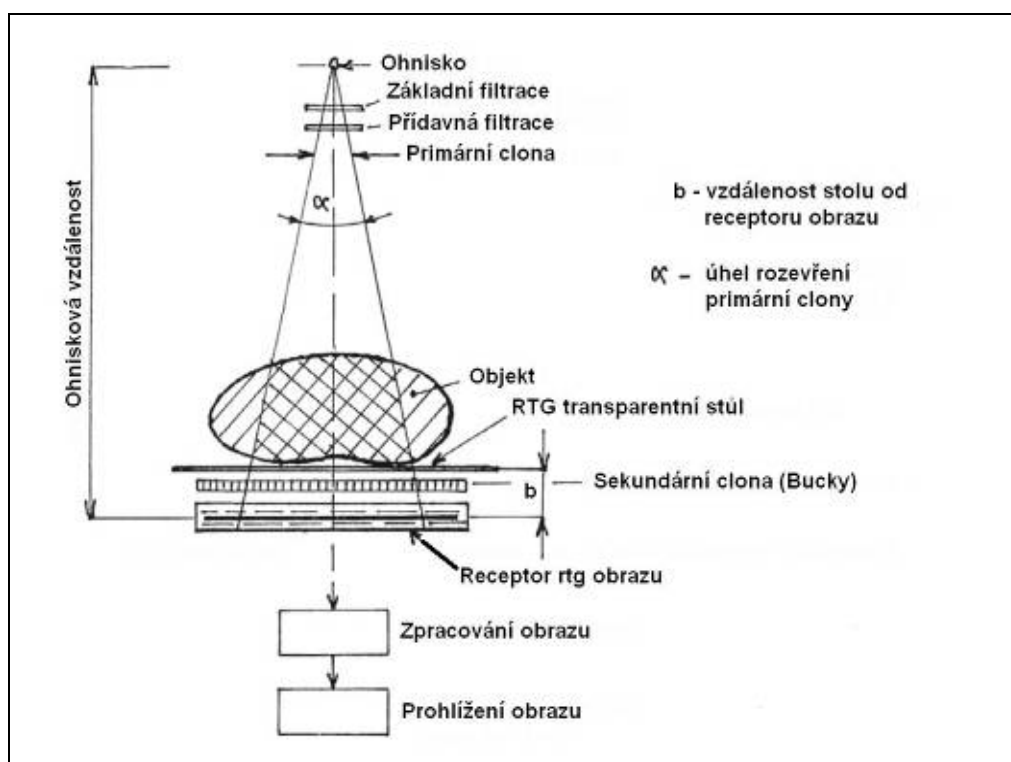
K dosažení nízké absorbované dávky užívají dnešní mamografické systémy tzv. „předexpoziční“, na jejíž základě zjistí denzitu vyšetřované tkáně k optimalizaci expozičních parametrů.

2.1.5 Kompresní zařízení

Nutnost užití poměrně velké komprese kompresní síly v mamografii není u digitálních detektorů tak důležitá jako při mamografii filmové, nicméně nemůže být zcela eliminována. Relativně vysoká komprese užívaná při filmovém provozu je nutná z důvodu omezeného dynamického rozsahu filmového materiálu a nízké energii rtg záření. Digitální detektory s vysokou detekční kvantovou účinností umožňují použití vyšší energie rtg záření a produkují velmi kvalitní snímky i při nižší kompresi. Užití komprese k omezení superpozice struktur tkáně je však stále aktuální.

2.1.6 Projekční systém – souhrn

Na obrázku 8 je znázorněno obecné uspořádání skiagrafického systému. Každý článek v něm použitý, má svůj význam, zlepšuje kvalitu určitého parametru. Vždy ale na úkor parametru jiného. Volbu jednotlivých parametrů je tedy nutné provádět citlivě. Naším cílem je dosažení co nejvyšší diagnostické výtěžnosti při minimální dávce ionizujícího záření pro pacienta.



Obrázek 8: Obecné schéma rtg projekčního systému [4]

Každý článek obrazového řetězce ovlivňuje kvalitu výsledného obrazu, vždy směrem k horšímu – co do rozlišovací schopnosti, dynamiky densit (kontrastu, šedé škály) a růstu pozadí (zrno filmu, kvantový šum, šum z el.obvodů a další artefakty).

Při konstrukci tohoto řetězce je tedy snaha získat diagnosticky hodnotný obraz (RTG snímek) při minimálním ozáření pacienta.

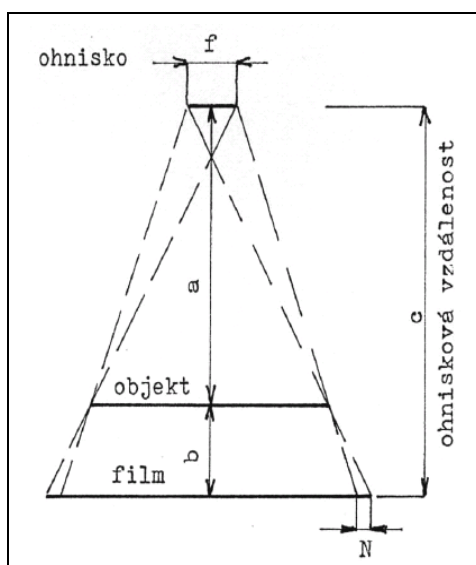
2.2 Rozlišovací schopnost

Diagnostická kvalita obrazu je dána rozlišovací schopností detailu – tzv. rozlišovací schopnost na „vysokém kontrastu“ a dynamikou kontrastu, tj. rozsahem šedé škály, kde se hodnotí rozlišovací schopnost na „nízkém kontrastu“. Mezní rozlišovací schopnost projekční soustavy je determinována geometrickým rozlišením.

Maximální možná obrazová diagnostická informace zobrazované tkáně (radiografický rozsah) je maximálně dosažitelný dynamický rozsah zobrazení pro zvolenou projekci tkáňové struktury. Tento „radiografický rozsah“ při minimální radiační zátěži ovlivňuje samozřejmě tkáňová struktura v projekci, volba vhodných zatěžovacích parametrů, ohnisková vzdálenost, úhel projekce, stabilita objektu, vyclonění, snižování šumu, rozptylu a další. Do kvality obrazu zasahují také nežádoucí obrazové artefakty a různá rušení.

2.2.1 Geometrické rozlišení rtg zobrazovacího systému

Toto geometrické uspořádání určuje výchozí podmínky pro rozlišovací schopnost celého zobrazovacího systému. Z obrázku 9 je zřejmé zvětšení obrazu – je to funkce parametrů a a b .



Obrázek 9: Geometrické uspořádání zobrazovacího systému [4]

Geometrická neostrost N :

$$N = f \frac{b}{a} = f \frac{b}{c - b}, \quad (2)$$

kde:

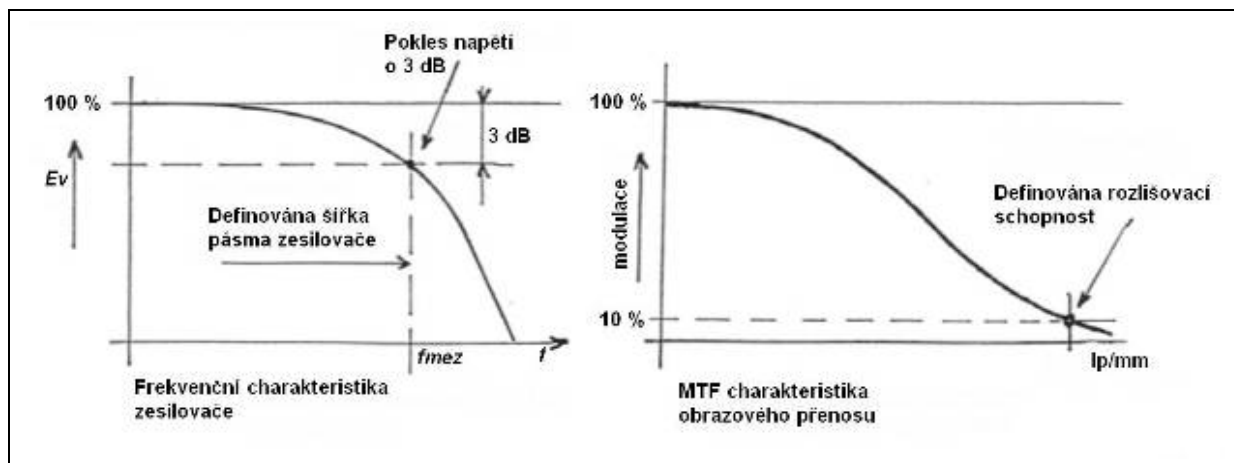
- f je rozměr optického ohniska [mm],
- a je vzdálenost objektu od ohniska [mm],
- b je vzdálenost objektu od receptoru obrazu (filmu) [mm],
- c je vzdálenost ohniska od receptoru obrazu (ohnisková vzdálenost) [mm].

Neostrost N je tedy polostín způsobený rozměrem ohniska rentgenky a geometrickým uspořádáním daným parametry a a b .

2.2.2 Rozlišovací schopnost při vysokém kontrastu

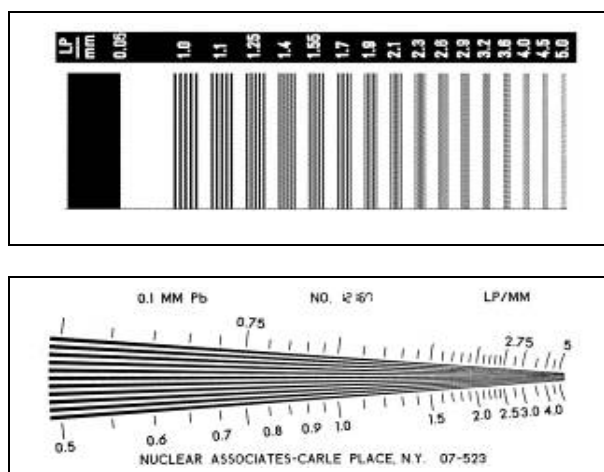
Definuje rozlišení dvou kontrastních elementů, ležících vedle sebe. V anglosaské literatuře je tento druh rozlišovací schopnosti nazýván prostorovou rozlišovací schopností – spatial resolution.

Podobně jako je definována šířka pásma zesilovače frekvenční charakteristikou – je u obrazových systémů (řetězců) zavedena funkce přenosu modulační MTF definovaná počtem párů čar na mm – LP/mm. Jeden pár čar je modulací černé a bílé, nebo jedna lamela plus jedna mezera, ■ |. Změna počtu párů čar je analogická změně frekvence u zesilovače. Srovnání obou charakteristik je uvedeno na obrázku 10.



Obrázek 10: Srovnání obou charakteristik [4]

Rozlišovací schopnost přenosového obrazového kanálu je pak definována na úrovni 10% modulační přenosové charakteristiky, prakticky kdy ještě rozeznáme na filmu (na monitoru) poslední černou a bílou čáru (poslední pár) v šumu obrazu. Pomůcka pro měření rozlišovací schopnosti (přenosové charakteristiky MTF) je čárový fantom viz obrázek 11. Na horním obrázku je fantom s diskrétními skupinami párů čar/mm, na dolním obrázku pro spojitě se měnící skupinu párů čar/mm.



Obrázek 11: Příklady fantomů pro zjišťování prostorového rozlišení

Mamografický zobrazovací systém musí dle platné legislativy zabezpečit prostorové rozlišení 12 lp/mm. Pro mnohé digitální systémy je to požadavek nesplnitelný, vzhledem k velikosti jednotlivých elementů detektoru. Pro digitální

zobrazovací systémy je však vhodnější posuzovat vysokokontrastní rozlišení ve frekvenční doméně pomocí MTF.

2.2.3 Rozlišovací schopnost při nízkém kontrastu

Rozlišovací schopnost v kontrastu je definována při tzv. nízkém kontrastu a popisuje viditelnost (nebo lépe rozlišitelnost) dvou objektů s velmi malým rozdílem absorpčního koeficientu, při tom prakticky nezáleží na velikosti těchto objektů, ovšem musí být větší než velikost projevu šumu v obraze.

Dolní mez rozlišovací schopnosti na nízkém kontrastu určuje šum v obraze – šum, který vzniká v systému.

Mamografický zobrazovací řetězec musí být schopný zabezpečit viditelnost 1,5% změny v nízkém kontrastu.

3. Receptory rtg obrazu

Ještě donedávna byl typickým receptorem pro skiografii film a pro skiaskopii RTG zesilovač s TV kamerou a monitorem. S narůstající kvalitou polovodičové technologie jsou jednotlivé prvky analogového systému nahrazovány obrazovými čipy, ať již citlivými na světlo, nebo na RTG záření. Nastává tedy období útlumu klasických RTG filmů, RTG zesilovačů obrazu, vakuových TV kamer a monitorů s vakuovými obrazovkami a nástup éry digitalizace obrazu.

Detektor rtg signálového radiačního toku – receptor rentgenového obrazu ovlivňuje v rozhodující míře kvalitu výsledného obrazu a množství zářivé energie, které je potřebné k jeho tvorbě. Základní požadavky, které jsou na něj kladeny jsou:

- vysoká účinnost detekce rtg záření,
- co nejvyšší dosažitelný poměr SNR,
- dostatečně jemná struktura materiálu detektoru, která ovlivní prostorové rozlišení,
- důležitá je i nízká setrvačnost detekčního procesu, která ovlivňuje pohybovou neostrost.

První dva požadavky určují dosažitelný mezní kontrast systému (energetické rozlišení), který je proporcionální veličině detekční kvantová účinnost DQE. Vyjadřuje jak schopnost senzoru interagovat s detekovaným signálem, tak i podíl parazitního signálu (šumu) v signálu užitečném.

$$DQE(d, u) = \frac{\left(\frac{S}{N}\right)_{out}^2}{\left(\frac{S}{N}\right)_{inp}^2}, \quad (3)$$

kde:

d reprezentuje použitou dávku rtg záření,

u prostorovou frekvenci.

Pro ideální zobrazovací systém ($MTF = 1$ a $(SNR)_{inp} = (SNR)_{out}$) $\Rightarrow DQE = 1$

3.1. CR systémy

Digitální radiografie (computed radiography – **CR**). Na rozdíl od zesilující fólie ve film-fóliové kombinaci, kde dávka RTG záření iniciuje v zesilující fólii okamžitou spontánní světelnou emisi, která exponuje film, zůstává u paměťové fólie po expozici zářením latentní RTG obraz v energetické formě ve vazební vrstvě (jakési „pasti“) uvnitř fólie. Doba uchování tohoto latentního obrazu může být několik hodin až dnů. Tato paměťová fólie je umístěna v podobné kazetě jako je kazeta film-fóliové kombinace, ale bez filmu. Rozměry takové kazety jsou rovněž stejné jako u film-fóliové kombinace pro konvenční skiografii. Proto není nutné při přechodu z film-fóliového systému na CR systém měnit konfiguraci mamografického zařízení. Paměťová fólie absorbuje expozici RTG záření a zapamatuje si obrazovou informaci jako energetický (elektronový) reliéf latentního RTG obrazu. Exponovaná kazeta s paměťovou fólí se zpracovává ve čtecím zařízení, kde se pomocí laserového paprsku převede latentní obraz na světelný signál.

Chceme-li latentní obraz vyvolat – zviditelnit, používáme monochromatické světlo laseru, který po řádcích skenuje plochu celé fólie. Vlnové délky stimulačního a emitovaného záření se liší. V praxi se pro stimulaci používá laserové záření o vlnové délce kolem 600 nm (oblast červené), emitované světelné záření má vlnovou délku kolem 400 nm (oblast modré). Viditelné světlo vyvolané osvitom SPS laserem se zachytí ve fotonásobiči-detektoru, kde je převedeno na elektrický impuls. Před detektorem musí být vložen filtr, který odfiltruje světlo budícího laseru, neboť intenzita tohoto světla je vyšší, než intenzita světla vznikajícího osvitom SPS. Tento světelný signál se přes fotonásobič konvertuje do digitální formy a je dále zpracován obrazovým počítačem. Pro každý pixel je v binární stupnici k dispozici určitá škála šedi. Současné CR systémy používají 10 až 12 bitovou hloubku. 10 bitová hloubka odpovídá 1024 stupňům šedi ($2^{10} = 1024$), 12 bitová hloubka 4096 stupňům šedi ($2^{12} = 4096$). Proti tomu film-fóliová kombinace dosahuje jen asi 100 až 200 stupňů šedi. RTG snímek je pak zobrazen na monitoru.

Po přečtení (po skenování laserovým paprskem) se musí paměťová fólie „vymazat“, např. velmi intenzivním osvětlením nebo jinou technologií. Tím je zaručeno, že předchozí informace nebude zdrojem šumu při následném použití. Pak je tato fólie připravena k nové expozici. Udává se, že se, paměťová fólie může při šetrném zacházení použít až 30 000 krát. Doba čtení a mazání je cca 1 minuta. Tato činnost je zcela automatizována.

Rozlišovací schopnost na vysokém kontrastu u současných CR systémů dosahuje hodnot 5 až 10 lp/mm a závisí nejen na kvalitě fólie, ale i na hustotě snímání laserovým paprskem. Rozlišovací schopnost na nízkém kontrastu je nesrovnatelně vyšší než u film-fóliové kombinace a je omezena prakticky jen kvantovým šumem. Pro paměťové fólie a jejich lineární charakteristiku je příznačné právě umožnění kvalitního následného zpracování obrazové informace posunem jasů škály a jasového výřezu (okna) po této charakteristice. Lze tak i z nesprávně exponované paměťové fólie získat dobrou diagnostickou informaci, kterou by na filmu už nebylo možné „zachránit“. Tím klesá procento opakovaných snímků a radiační zátěž pacienta.

3.1.1 CR systémy v mamografii

CR systémy pro mamografii jsou speciálně konstrukčně i programově upravená zařízení, zpravidla schopná oboustranného záznamu a čtení informací splňující požadavky zobrazení geometrických objektů s vysokým kontrastem (mikrokalcifikací) menších než 100 μm .

Ověření této skutečnosti lze provést snímkem mamografického fantomu, který simulace těchto mikrokalcifikací obsahuje.

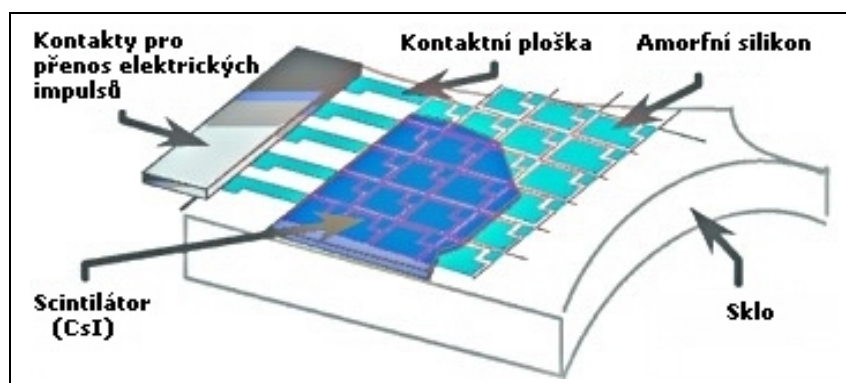
3.2 DR systémy

Digitální detektory jsou tvořeny maticí pixelů, které detekují příslušné vstupní signály. Je to v podstatě tenká tranzistorová vrstva označována jako TFT (Thin Film Transistor). S touto vrstvou je podle typu konverze spojena buď scintilační a detekční vrstva (u detektorů s nepřímou konverzí) nebo vrstva amorfního selenu (u detektorů s přímou konverzí). Tomuto celku pak říkáme „Flat panel“.

Flat panel s nepřímou konverzí je technologicky tvořen přidáním matice polovodičových fotodiod z amorfního křemíku a luminoforu na tenkovrstvý tranzistorový sendvič TFT.

Flat panel s přímou konverzí je pak technologicky tvořen přidáním detekční polovodičové vrstvy využívající vnitřního fotoelektrického jevu ke generaci dvojice nábojových nosičů elektron-díra na elektronický tranzistorový sendvič TFT.

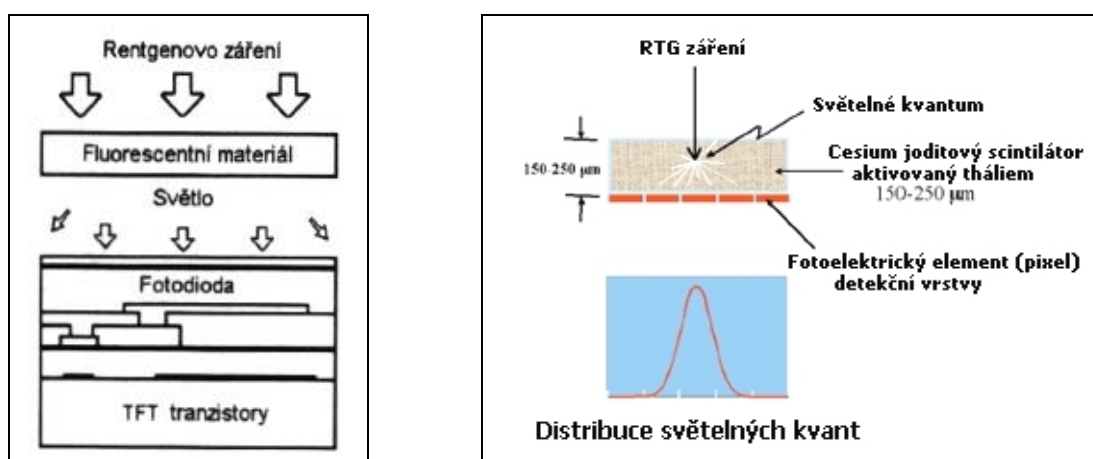
Technologie TFT je společná pro většinu systémů s nepřímou i přímou konverzí. Používá se i u LCD displejů. Detekční elementy Flat panelu spolu s nábojovými kolektory – dexely a čtecí elektronikou sousedí přímo s rtg citlivou vrstvou. Každý detekční element obsahuje TFT a kondenzátor k akumulaci signálového náboje. TFT matice pak bývá většinou umístěna na skleněné podložce v několika vrstvách, které začínají čtecí elektronikou na nejnižších pozicích a končí vrstvou nábojových kolektorů na pozicích nejvyšších.



Obrázek 12: Schematické znázornění řezu Flat panelem pro nepřímou konverzi [1]

3.2.1 Detektory pro nepřímou konverzi

V těchto detektorech se uplatňuje konverze rtg záření na elektrický signál ve dvou krocích. V prvním se pomocí scintilační vrstvy, tvořené cesium iodidovou vrstvou legovanou thaliem dopadající fotony konvertují na světelná kvanta. Tato světelná kvanta, jak ukazuje obrázek 13 jsou pak v další vrstvě detektoru tvořené fotodiodami konvertována na elektrický signál, který je pak dále upravován.



Obrázek 13: konstrukce – vlevo [1] a funkce – vpravo [2] detektoru pro nepřímou konverzi

Stejně jako u filmového mamografického zobrazení se i v tomto případě řeší kompromis mezi dopadovou dávkou, prostorovou rozlišovací schopností a detekční

kvantovou účinností. Se zvětšující-se tloušťkou scintilační vrstvy se sice snižuje dopadová dávka, zvyšuje detekční kvantová účinnost, ale zároveň i snižuje prostorové rozlišení. Použití scintilátorů u digitálních detektorů s nepřímou konverzí je problematičtější než u filmových systémů a to z toho důvodu, že vzhledem k netransparentnosti detekční vrstvy pro rtg záření se tato umísťuje pod scintilační vrstvu na rozdíl od filmové mamografie, kde je detekční vrstva (film) umístěna nad zesilující fólií. Z praktického hlediska tedy u detektorů pro nepřímou konverzi prochází rtg záření celou scintilační vrstvou a tím dochází k jeho zeslabení a snížení prostorového rozlišení (u filmových systémů prochází rtg záření pouze podložkou filmu a povrchovou vrstvou zesilující fólie).

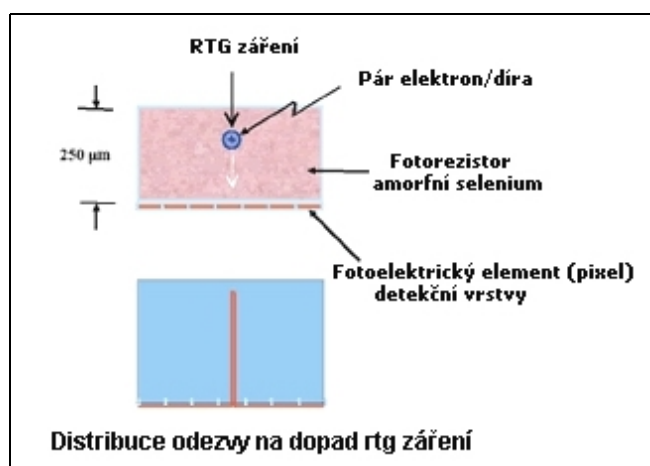
V současné době používané scintilační vrstvy CsI(Tl) v mamografických detektorech se vyrábějí v tloušťkách od 150 do 250 μm a proto konverze prováděná pomocí těchto detektorů je z geometrického pohledu srovnatelná s filmovou mamografií. Přesto však prostorová rozlišovací schopnost je u těchto detektorů horší, než u filmových systémů.

3.2.2 Detektory pro přímou konverzi

Přímá konverze reprezentuje technologický pokrok k eliminaci problémů spojených s rozptylem světelných kvant jak je tomu u detektorů s konverzí nepřímou. U těchto detektorů, jak ukazuje obrázek 14, dopadající fotony rtg záření generují přímo elektrický signál k dalšímu zpracování. Technologicky je tvořen detekční polovodičovou vrstvou, ve které je využíván vnitřní fotoelektrický jev ke generaci dvojice nábojových nosičů elektron-díra v detekčním materiálu. Typickým materiálem je amorfní selen vzhledem k jeho výborným detekčním vlastnostem a extrémně vysoké dosahované prostorové rozlišovací schopnosti. K využití se hledají a ověřují i nové polovodiče ve složení TiBr, CdZnTe a další.

Konstrukční provedení fotoelektrické detekční vrstvy není omezováno potřebou minimalizovat účinky rozptýlených světelných kvant. Proto může být její tloušťka větší, což vede ke zvýšení detekční kvantové účinnosti bez snížení prostorové rozlišovací schopnosti. Vzhledem k tomu, že elektrony a díry se v materiálu detektoru pohybují ve směru elektrických silnic, odezva na dopad fotonu rtg záření je velmi úzká bez parazitního rozptylu a dosahuje šířky asi 1 μm .

Při použití 250 μm silné vrstvy amorfního selenu je dosahováno více než 95% detekční účinnosti. Pro srovnání detekční účinnost filmového materiálu je 50 – 70%, u scintilátoru CsI(Tl) 50 – 80%.



Obrázek 14: Detektor pro přímou konverzi

3.2.3 CCD kamera

V současné době „dožívají“ snímací elektronky (superortikon a vidikon) a začínají dominovat světlocitlivé snímače **CCD** (Charge Coupled Devices).

CCD jsou optoelektrické akumulární měniče, které pracují na principu nábojově vázaných struktur. Vyrábí se jako řádkové (až několik desítek tisíc bodů v řádku) nebo plošné (až několik set tisíc bodů ve čtvercové nebo obdélníkové matici) struktury. Ve struktuře CCD se dopadající elektromagnetické vlnění převede na shluky minoritních nosičů, které jsou žádaným způsobem rozmístěny v povrchových oblastech polovodiče. Zpracování této informace se pak provádí přemísťováním těchto shluků (pomocí posuvných registrů).

U CCD kamery je rozlišovací schopnost dána hustotou pixelů ve vztahu k rozměru přenášeného obrazu. CCD struktury nemají zesilovací schopnosti, jen náboj ve struktuře je úměrný ozáření.

3.3 Požadavky na rozlišení

V mamární diagnostice je požadováno zobrazení extrémně malých objektů – mikrokalcifikací o velikosti 50 až 100 μm . Jakýkoliv digitální mamografický systém musí být schopen zobrazení těchto objektů zabezpečit. U detektorů s přímou konverzí je rozlišení limitováno velikostí pixelů, u detektorů s nepřímou konverzí je vlivem rozptylu světelných kvant ve scintilátoru velikost pixelů relativně zvětšená, což vede ke snížení absolutního rozlišení systému.

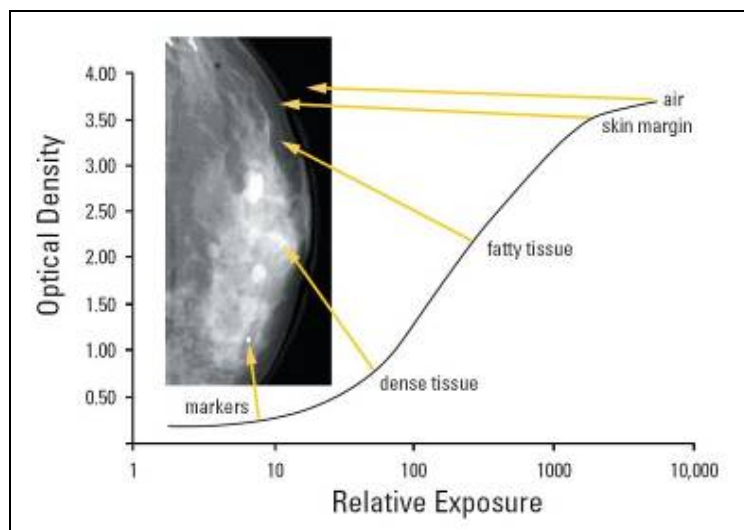
Detektory s nepřímou konverzí mají schopnost rozlišit objekty o velikosti 100 μm , kdežto detektory s přímou konverzí objekty o velikosti 50 – 100 μm .

3.4 Výkonové charakteristiky detektorů

Jsou parametry charakterizující detektor. Na základě jejich zhodnocení lze usuzovat, jak kvalitní bude výsledný obraz. Z pohledu mamografického zobrazení za zmínku stojí dynamický rozsah, modulační přenosová funkce a detekční kvantová účinnost.

3.4.1 Dynamický rozsah

Na rozdíl od filmových systémů, které mají dynamický rozsah omezený, nabízejí digitální systémy širší rozsah zobrazení stupnice šedi s možností úpravy obrazu tak, aby zobrazení jednotlivých struktur obsažených v tkáni bylo optimální. Obrázek 15 ukazuje potřebný dynamický rozsah k zobrazení reálné tkáně.

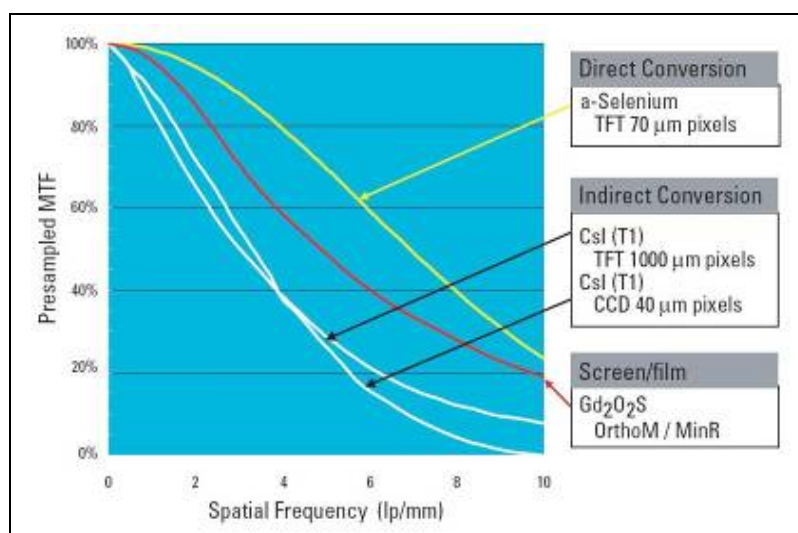


Obrázek 15: Potřebný dynamický rozsah mamografického zobrazení [2]

Digitální mamografické systémy svými parametry a možnostmi zobrazení nezpůsobují ztrátu informace, ba naopak převyšují požadavky pro rozsah zobrazení mamární tkáně.

3.4.2 Modulační přenosová funkce (MTF)

V kapitole 2.2.2 byla popsána rozlišovací schopnost v prostorové doméně. Mnohem výhodnější a v poslední době také častěji používaná, jsou kritéria definována ve frekvenční doméně. Tato kritéria využívají reverzibilitu Fourierovy transformace funkce odezvy na bodový nebo čárový model scény. Kvantitativně se následně hodnotí tvar modulační přenosové funkce (šířka přenášeného pásma prostorových frekvencí). MTF tedy popisuje účinnost přenosu kontrastu na jednotlivých prostorových frekvencích. Čím vyšší a s čím větší účinností jsou přenášené prostorové frekvence, tím lépe budou zobrazovány detaily vyšetřovaného prsu, jak je znázorněno na obrázku 16. Z obrázku je zřejmé, že nejlepších výsledků v této oblasti je dosahováno použitím detektoru pro přímou konverzi s detekční seleniovou vrstvou.



Obrázek 16: Grafické znázornění závislosti MTF na prostorové frekvenci [2]

Modulační přenosová funkce MTF a detekční kvantová účinnost DQE poskytují kvantitativní hodnocení výkonu systému. MTF popisuje prostorové rozlišení, zatímco DQE charakterizuje přenos poměru signál/šum procesem detekce, tedy i efektivní dávku a rozlišení v kontrastu. Hodnocení systému je nutné proto provádět na základě posouzení obou veličin. Hodnoty obou veličin nám pak udávají jak systém zobrazí informaci prostřednictvím daného rozsahu prostorových frekvencí.

3.4.3 Detekční kvantová účinnost (DQE)

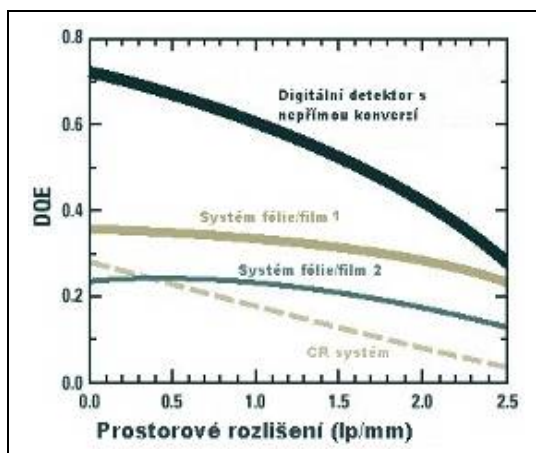
Udává vedle šumových parametrů detekčního procesu také kolik procent dopadajících fotonů se přemění na elektrický signál. Systémy s vyšší kvantovou detekční účinností poskytují při menší dopadové dávce kvalitnější zobrazení.

Ani vysoká hodnota MTF na vysokých prostorových frekvencích nemusí zabezpečit zobrazení malých objektů na pozadí šumu. Obecně platí, že zvyšováním intenzity signálu a potlačováním šumu (zlepšováním poměru signál/šum) se zvyšuje viditelnost malých struktur. Jak bylo popsáno v kapitole 3, detekční kvantová účinnost DQE je závislá na dávce a prostorové frekvenci.

Následující obrázek 17 graficky znázorňuje průběh veličiny DQE pro filmové systémy, CR systémy a digitální detektory. Zatímco filmové systémy ve srovnání s digitálními detektory s nepřímou konverzí vykazují vysokou hodnotu MTF v oblasti vysokých prostorových frekvencí, neplatí toto tvrzení pro hodnocení detekční kvantové účinnosti DQE. To je důvod, proč potenciální prostorové rozlišení není u filmových systémů uváděno pomocí DQE.

Detektory pro nepřímou konverzi mají vzhledem k filmu vyšší hodnotu DQE, zvláště v nižších prostorových frekvencích. Pokles DQE na vysokých prostorových frekvencích je způsobován vznikem rozptýleného světla ve scintilátorech.

Seleniové detektory pro přímou konverzi jsou v porovnání s detektory pro nepřímou konverzi charakteristické vyšší hodnotou DQE v celém spektru prostorových frekvencí z důvodu nepřítomnosti parazitních vlivů jako v předchozím případě. Systémy s přímou konverzí nabízejí tedy při nižších dávkách shodnou kvalitu zobrazení (dávka jen 1/2 až 1/3 v porovnání s filmovými systémy). Z klinického hlediska se od systémů s přímou konverzí očekává vyšší diagnostický přínos při snížení dávky.



Obrázek 17: Grafické znázornění závislosti detekční kvantové účinnosti a prostorového rozlišení [3]

4. Formát obrazové dokumentace

Veškeré poskytování digitálního obrazu začíná rozhodnutím v jaké kvalitě obraz potřebujeme. Toto rozhodování probíhá až překvapivě často jen na základě subjektivního názoru opřené o tradované nebo převzaté myšlenky. Přitom rozhodnutí, jak pořizovat, zpracovávat a uchovávat data, může zcela zásadně ovlivnit náklady na projekty i spokojenost uživatelů.

Informační obsah

Praktického uživatele zajímají dosažitelné informace a dostane-li je, bude spokojen. Je mu zcela lhostejné z jak objemných dat své informace získá. Lze však položit rovnítko mezi objemem dat a množstvím informací, které obsahují? Jak hodnotit množství a kvalitu zachované informace? Při posuzování hranic možností zachování detailu ve fotografii se používají čárové testy. Frekvence čar (počet čar/mm), které filmový materiál spolehlivě zaznamená spolu s plochou filmu, naznačuje hranice možnosti záznamu detailů na filmový materiál. Stejně principy platí při záznamu elektrických signálů reprezentujících zvuk. V oblasti signálové analýzy je tato problematika velmi detailně teoreticky zvládnuta (Fourierova transformace, spektrální charakteristiky signálu). Našla již dávno své praktické využití nejprve ve stanovení technických norem pro digitální záznam zvuku a posléze i v celém vývoji komprimovaného ukládání zvuku o jehož účelnosti nikdo nepochybuje.

Podobné vývojové trendy zákonitě pronikly i do oblasti zpracování obrazu. S promyšlenou komprimací obrazových dat, s optimalizovaným a účelu přiměřeným rozlišením se setkáváme díváme-li se na televizi, používáme-li počítač na internet. Příchod nových technologií zpracování a komprese obrazu využívá logiku již dříve dobře zvládnutou a osvědčenou v audio a video technice. Základem je plnohodnotné zachování signálů nesoucích člověku užitečnou informaci a vědomé potlačení pro člověka nedůležitých resp. nevnímání informací.

4.1 DICOM standard

Digital Imaging and **C**ommunications in **M**edicine (DICOM) je celosvětový standard pro digitální medicínská obrazová data používaný v systémech PACS.

Vraťme se o kousek zpět k filmovému provozu. Snímek na rentgenovém filmu, ať už byl zhotoven na kterémkoli pracovišti si mohl prohlédnout prakticky kdokoli a kdekoli, aniž by disponoval nějakým zvláštním vybavením. Šlo jen o to, ho „fyzicky“ doručit. S nástupem éry digitalizace se objevila potřeba vnést do systému určitá pravidla. Jde totiž o to, aby si digitální obrazovou dokumentaci, ať už vznikla na kterémkoli diagnostickém přístroji mohl kdokoli prohlédnout, tedy zajištění kompatibility. Pro datovou komunikaci mezi jednotlivými uživateli (poskytovateli zdravotní péče) se jako optimální řešení jeví využití stávající síť internet. Vzhledem k tomu, že přenášená data obsahují choulostivé informace, podléhají zákonu na ochranu osobních údajů. Je třeba je zabezpečit k eliminaci rizika zneužití.

Předchůdcem dnešní podoby DICOM standardu je ACR-NEMA, verze 1.0 z roku 1985 a verze 2.0 z roku 1998. ACR (American College of Radiology) a NEMA (National Electrical Manufacturers Association). V letech 1992 až 1993 se tento standard dále rozšiřoval a označuje se jako DICOM 3.0. Poslední revize tohoto dokumentu z roku 2006, je již velmi rozsáhlá (přes 1000 stran). Postupně se vyvíjí a reaguje na požadavky z klinické praxe.

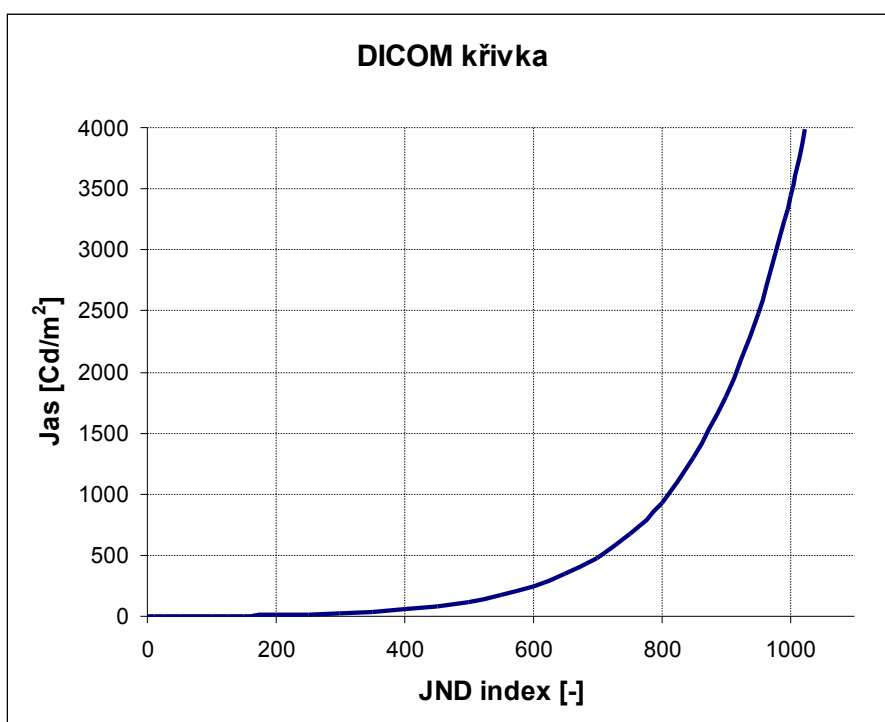
Komplexně řeší jak obrazová data, tak přiloženou textovou informaci, včetně popisu snímku lékařem (nálezů). Jednotlivé údaje jsou zaznamenány v tzv. Tagu, jehož adresa i struktura je přesně definována.

Před následujícím výkladem je třeba zavést několik pojmů:

- **JND** Just Noticeable Difference (právě znatelný rozdíl) – dá se říct, že je to jakási "vnímavostní linearizace", aby změna v kontrastu na vstupu (na modalitě, kde byla data pořízena) byla vnímána lidským pozorovatelem jako stejná změna v kontrastu na výstupu (na displeji).
- **LUT** Look-up Table (vyhledávací tabulka)
- **DDL** Digital Driving Level (digitální řídící úroveň)
- **GSDF** Grayscale Standard Display Function

Lidské oko je relativně méně citlivé pro vnímání tmavých oblastí obrazu než oblastí světlých. Proto i snáze rozeznáme malé změny kontrastu ve světlejších oblastech, než v oblastech tmavých. Tento rozdíl mezi citlivostí lidského oka pro vnímání kontrastu je fyziologický základ toho, co nazýváme "DICOM křivka".

Jednotlivé diagnostické modality již s touto skutečností počítají, rekonstrukční algoritmus pro zpracování obrazové dokumentace je pro tuto křivku optimalizován a diagnostické monitory jsou na DICOM křivku kalibrovány. V grafu 1 je průběh této křivky znázorněn. Na ose x je vynesena JND index (v našem případě pro 10 bitovou hloubku šedi).



Graf 1: DICOM křivka odpovídající LUT 10 bit

Pro konstrukci DICOM křivky se vychází z vyhledávací tabulky – **LUT**. K tomu, aby se škála šedi realizovala stejným způsobem na kterékoliv diagnostické či klinické stanici je nutné, aby monitory této stanice byly pro tuto DICOM křivku kalibrovány.

Tabulka 2: Ukázka části vyhledávací tabulky – LUT 10 bit

JND	L[cd/m2]	JND	L[cd/m2]	JND	L[cd/m2]	JND	L[cd/m2]
1	0.0500	2	0.0547	3	0.0594	4	0.0643
5	0.0696	6	0.0750	7	0.0807	8	0.0866
9	0.0927	10	0.0991	11	0.1056	12	0.1124
13	0.1194	14	0.1267	15	0.1342	16	0.1419
17	0.1498	18	0.1580	19	0.1664	20	0.1750
21	0.1839	22	0.1931	23	0.2025	24	0.2121
25	0.2220	26	0.2321	27	0.2425	28	0.2532
29	0.2641	30	0.2752	31	0.2867	32	0.2984

↓
↓
↓
↓

993	3286.3460	994	3307.7620	995	3329.3180	996	3351.0140
997	3372.8520	998	3394.8310	999	3416.9540	1000	3439.2210
1001	3461.6330	1002	3484.1910	1003	3506.8970	1004	3529.7500
1005	3552.7520	1006	3575.9030	1007	3599.2060	1008	3622.6610
1009	3646.2680	1010	3670.0300	1011	3693.9460	1012	3718.0180
1013	3742.2480	1014	3766.6350	1015	3791.1810	1016	3815.8880
1017	3840.7550	1018	3865.7850	1019	3890.9780	1020	3916.3350
1021	3941.8580	1022	3967.5470	1023	3993.4040		

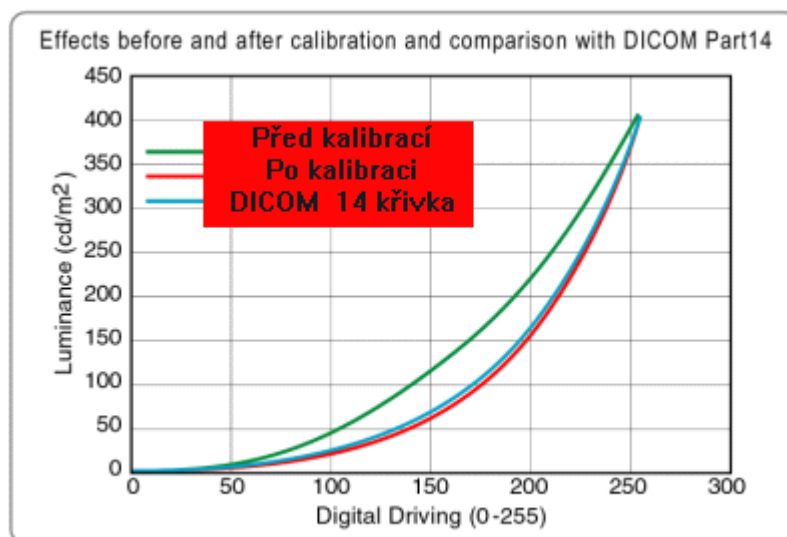
5. Zobrazovací zařízení – monitory

Výstupní zařízení jsou determinujícími prvky pro kvalitu zobrazení mamografického systému. Diagnostické monitory musí svojí kvalitou, zejména pak rozlišením, kontrastem a jasnem zabezpečit věrnou reprodukci obrazu vytvořeného digitálními detektory. Je třeba si uvědomit, že nevhodně zvolený monitor může zcela degradovat všechny výhody digitálních detektorů uvedené výše a může vést až ke stanovení falešně pozitivních nebo falešně negativních diagnóz.

V předchozí kapitole byla rozebrána DICOM křivka. Na základě toho již lze tušit, proč nejsou vhodné konvenční LCD panely (kancelářské a všeobecně veškeré LCD panely bez DICOM kompatibility) pro prohlížení a diagnostiku v medicíně.

Diagnostické LCD panely, všeobecně využívají vjemového spektra lidského oka, kde je lidské oko nejcitlivější. Laicky řečeno se jedná o spektrum, které je lidskému oku stejně jako DICOM standard pro digitální obrázky a komunikaci pro medicínské účely "jemné v odstínech šedi". V tomto spektru dokáže cvičené oko lékaře lépe rozeznat zdravou tkáň například od tkáně zasažené nádorovým bujením. Nastavení takového spektra je možné optimálním nastavením GAMMA spektra a jasu (Luminance). U běžných LCD panelů, které nejsou primárně určeny pro medicínské účely dochází k několika závažným problémům díky kterým tyto panely nejsou použitelné ani pro prohlížení obrázků v DICOM formátu a pro eventuální diagnostiku jsou již zcela nevhodné.

- Prvním problémem je možnost GAMMA korekce. Již při pohledu do menu běžného kancelářského LCD panelu můžeme zjistit, že ne všechny LCD panely mají tuto veličinu zavedenu v základním ovládání panelu.
- Dalším problémem je převod analogových hodnot signálu na digitální. Ne každý LCD panel disponuje DVI (digitálním) vstupem. Při eventuálním převodu signálu dochází ke ztrátám a zkreslení.
- Nativní rozlišení LCD panelů je bohužel poměrně značnou nevýhodou. Vše spočívá ve faktu, že již zmíněné diagnostické a prohlížečské LCD panely jsou určeny pro zobrazení digitálních obrazů. Nepředpokládá se tedy, že uživatel bude u tohoto panelu psát chorobopis pacienta v textovém editoru (proveditelné to však je). Běžně používané LCD panely disponují úhlopříčkou okolo 20" a rozlišením cca 1600 x 1200. U medicínských panelů je to například pro mamografii 2560 x 2048, což již představuje zásadní rozdíl.
- Dalším limitem je jas běžných LCD panelů, který je prakticky na třetinové hodnotě oproti medicínským LCD panelům.
- Dalším závažným limitním faktorem je skutečnost, že pokud u běžného LCD panelu zvýšíte jas, změní se bohužel na tomto panelu kontrast, což je zcela neakceptovatelné například pro mamografické snímky.
- Další nevýhodou je v našem výčtu nevýhod běžných vs. medicínských LCD panelů fakt, že pouze LCD panel nedělá kvalitní výstup. Jedná se o tandem, který může být funkční pouze za předpokladu adekvátní grafické karty.
- A konečně posledním problémem je nutnost kalibrace LCD panelu pod zmíněným standardem DICOM. Na obrázku 18 můžete sledovat rozdíl nastavení medicínského LCD panelu před a po kalibraci dle standardu DICOM part 14.



Obrázek 18: Ukázka rozdílu nastavení medicínského diagnostického panelu před a po kalibraci

5.1 Medicínské diagnostické monitory

V současné době je na trhu k dispozici celá řada vhodných diagnostických monitorů. Z nejznámějších bych jmenoval (řazeno abecedně): BARCO, EISO, NEC, SIEMENS, TOTOKU... Při výběru vhodného monitoru je nutno mít jasno v tom, co od něj očekáváme. Nákupní cena takového monitoru se pohybuje řádově ve stotisících korun.

V klinické praxi se diagnostické stanice řeší jako dvoumonitorové, obvykle bývají doplněny ještě dalším „obyčejným“ monitorem, který slouží lékařům pro práci s textem. Pro hodnocení obrazů z CT nebo MR se obvykle používají barevné LCD monitory s rozlišením 1MP. K hodnocení běžných skiagrafických aplikací s výjimkou snímku hrudníku) plně dostačuje monochromatický monitor s rozlišením 1 až 2MP. Pro snímky hrudníku se preferuje monochromatický monitor s rozlišením 3MP. U mamografických aplikací se ukazuje, že monitor s rozlišením 5MP je nutností. Parametry diagnostických medicínských displejů:

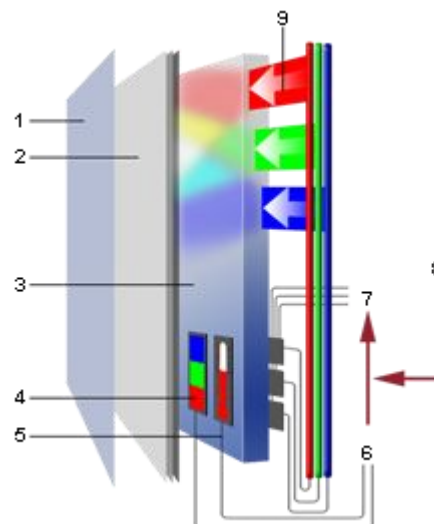
- Velikost LCD panelu a typ: Dle účelu použití se volí obvykle monitor o úhlopříčce 18,1 až 21,3 palce. Používá se monochromatický, výjimku tvoří CT, MR a UZ aplikace, kde se volí většinou barevný monitor.
- Maximální jas: současné monochromatické diagnostické medicínské displeje disponují maximálním jasnem 600 až 750 cd/m^2 , dnes jsou k dispozici i monitory se zvýšeným jasnem až 1500 cd/m^2 . Barevné diagnostické medicínské displeje mají jas nižší (asi 250 až 300 cd/m^2), ale v oblasti jejich použití to není na závadu. Maximální jas ale není limitujícím faktorem. Pro diagnostické účely se monitory kalibrují na maximální jas 390 až 410 cd/m^2 , což je oblast jejich běžného použití (viz obrázek 18). Je třeba si ale uvědomit, že jas světelného zdroje časem klesá. U monitorů s vyšším jasnem máme tedy dostatečnou rezervu a jistotu, že jas 390 až 410 cd/m^2 budou schopny zabezpečit i po několika letech provozu.
- Kontrastní poměr (mezi černou a bílou): 600 až 800:1
- Maximální rozlišení:

1MP	1024 × 1280
2MP	1200 × 1600
3MP	1536 × 2048
5MP	2048 × 2560

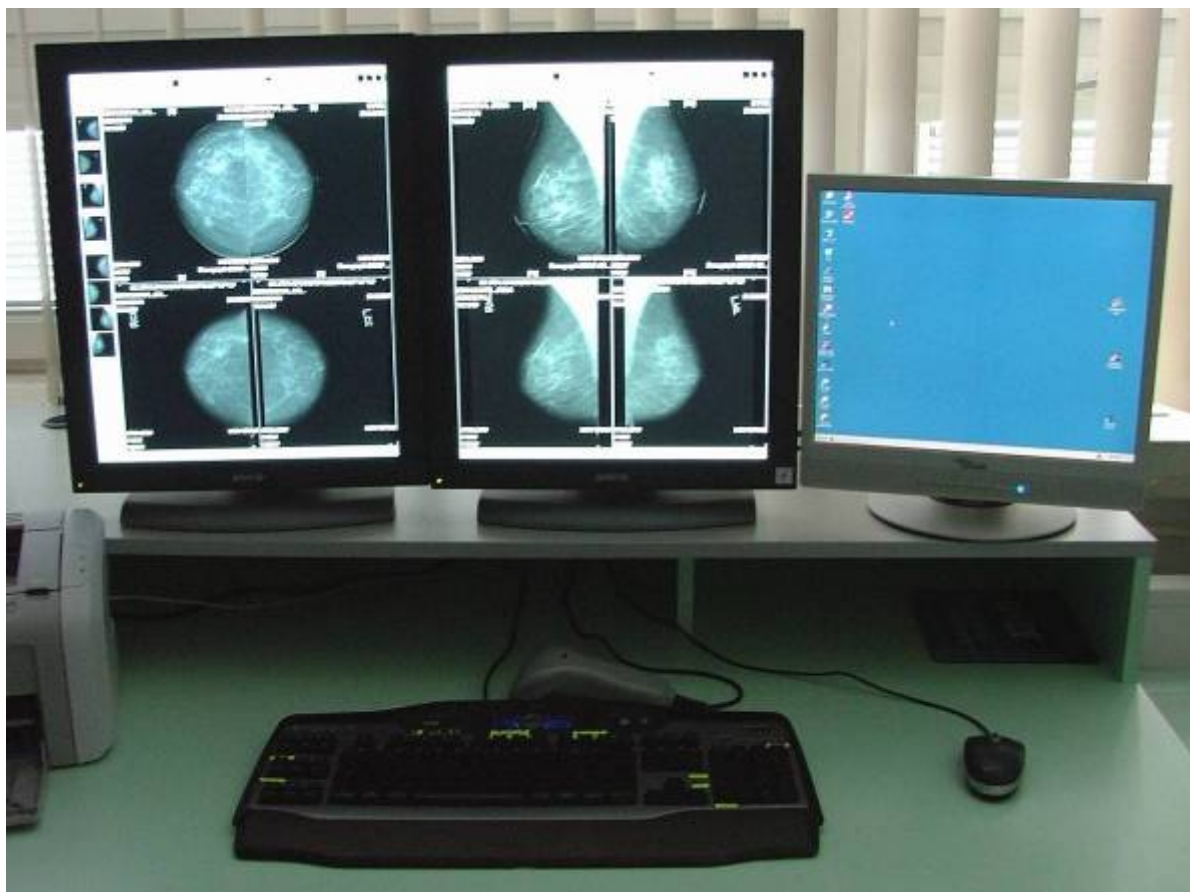
- Škála odstínů šedi (bit): Medicínské diagnostické displeje mají 8 až 11 bitovou škálu odstínů šedi.
- LUT (bit): Udává kolika bitovou LUT monitor používá. Současné medicínské diagnostické monitory používají 10 až 12 bitovou LUT.
- Dicom kompatibilita: Jak již bylo uvedeno výše, je nutné aby tyto monitory byly kompatibilní s DICOM 3.0 Part 14.

Podsvícení displeje je realizováno pomocí světelného zdroje (zářivky), emitujícího bílé spektrum světla. V průběhu používání displeje dochází postupně ke změně barvy spektra směrem ke žluté. Za zmínku stojí řešení firmy NEC, která nabízí **X-light® technology**. Spočívá v tom, že bílé spektrum světla se realizuje skládáním spekter R, G a B. I zde pochopitelně dochází časem ke změně jasu a barvy jednotlivých složek, ale protože se dá měnit jas každé základní barvy samostatně, je pomocí autokalibrace zabezpečeno, že „bílá bude stále bílou“. Struktura takového řešení je znázorněna na obrázku 19.

- 1 LCD panel
- 2 polarizátor
- 3 světlovod
- 4 senzor barvy
- 5 senzor barevné teploty
- 6 aktuální data senzoru barvy a teploty
- 7 kontrolní prvek
- 8 kalibrace bílé
- 9 světelný zdroj



Obrázek 19: Řešení X-light® technology [13].



Obrázek 20: Ukázka dvoumonitorové diagnostické stanice doplněnou třetím monitorem pro práci s textem

5.2 Medicínské klinické monitory

Do této kategorie patří monitory, na kterých se již neprovádí primární diagnostika, ale slouží klinikům jako „orientační“ například při vizitách. Nároky na tyto monitory zejména v oblasti rozlišení nejsou již tak vysoké, nicméně alespoň možnost kalibrace podle DICOM křivky zůstává stále aktuální. Jejich cena je pochopitelně nižší, než cena monitorů diagnostických.

5.3 Monitory a mamografie

Význam LCD panelů v medicíně je nesporný. Kvalita finálního výstupu hraje a bude hrát nejenom v diagnostice významnou roli a vzhledem k této skutečnosti je nezbytně nutné klást nejvyšší kvalitativní požadavky na odpovídající vybavení. U mamografie se tato skutečnost ukazuje obzvláště důležitá. Mamografické zobrazení klade ze všech radiodiagnostických aplikací nejvyšší nároky na vysokokontrastní i nízkokontrastní zobrazení. Má-li mamografie zodpovědně odpovědět na otázku, zda není v prsu vyšetřované ženy patologie, je bezpodmínečně nutné, aby diagnostický monitor splňoval všechny požadavky uvedené výše. Nevhodně zvolený monitor může zcela degradovat celý zobrazovací řetězec a tím i diagnostickou výtěžnost celého vyšetření.

6. Archivace digitálních obrazů

Archivace se provádí pomocí serverového řešení s možností postupného rozšiřování kapacity. Pro představu 1 CT vyšetření představuje asi 100 MB, 1 vyšetření MR několik set MB, snímek plic asi 10 MB, mamografické vyšetření asi 40 až 100 MB. Co do objemu dat se tedy budeme pohybovat řádově v TB.

Co se týče doby archivace pořízených dat, současná legislativa ji neřeší. Zákon, který stanovoval minimální dobu archivace obrazové zdravotní dokumentace byl zrušen bez náhrady a novelizace zatím není. Ministerstvo zdravotnictví doporučuje, aby si v tomto „přechodném období“ otázku archivace řešilo každé zdravotnické zařízení dle svého vnitřního archivačního řádu.

Počítáme-li s tím, že pořízená data nebudeme používat jen pro sebe, ale v případě potřeby je poskytneme i jiným zdravotnickým zařízením, která zase „na oplátku“ nám poskytnou data svých pacientů, nebude již řešení tak jednoduché. Stejně jak DICOM standard řeší velmi detailně formát obrazových, ale i přibalených textových dat, řeší akvizici, archivaci a distribuci obrazových dat PACS.

6.1 PACS

Picture **A**rchiving and **C**ommunication **S**ystem – (informační systémy pro archivaci a přenos obrazů) je významnou součástí telemedicíny. Poskytují rychlý přístup k digitalizovaným obrazům vytvářených zobrazovacími vyšetřovacími metodami.

Základní funkce

Obraz je pořízen v některém primárním zdroji, případně projde prvotní úpravou (např. popis, zvýraznění či zvětšení vybraných částí. atd.). Před vlastním přenosem obrazu do archivu dochází k šifrování (ochrana obrazu před neoprávněným přístupem). Po provedeném přenosu do archivu je obraz dlouhodobě archivován pro další využití (včetně zálohování - ochrany před technickou či organizační chybou). Při požadavku na využití dat je zálohovaný obraz vyhledán a přenesen do prohlížeče, ještě před zobrazením je dešifrován a dekomprimován. Vyspělejší prohlížeče umožňují zpracování obrazu (zvětšení, barevné zvýraznění patologických změn, srovnání se staršími snímky apod.). Toto řešení umožní nejen nahlížení do archivu obrazů, ale také mezioborovou spolupráci mezi více odděleními jedné nemocnice či spolupráci mezi více zdravotnickými zařízeními. Jako přednosti tohoto přístupu lze uvést zejména následující:

- Ukládání obrazové informace získané při vyšetření přímo na centrální server.
- Dlouhodobá archivace medicínské obrazové informace.
- Výměna obrazové informace mezi pracovišti jednotlivých zdravotnických zařízení.
- Výuka a výzkum v oblasti medicínské obrazové informace.

6.2 Dicom prohlížeče

Protože data jsou v DICOM formátu, je k jejich prohlížení nutný software, který tento formát podporuje. Takových jednoduchých prohlížečů je opět celá řada. Aby byl prohlížeč plně použitelný k diagnostice, musí nejen respektovat DICOM a PACS, ale měl by umožňovat celou řadu dalších pokročilých funkcí. Z těchto prohlížečů bych zmínil například TomoCon firmy TatraMed [11] a Centricity Radiology firmy GE Medical Systems [12].

7. Srovnání přímé a nepřímé digitalizace mamografie z hlediska dávky pro pacienta

7.1 Úvod do měření

V této kapitole bylo z hlediska pracovních režimů a jím odpovídajícímu radiačnímu zatížení provedeno srovnání dvou mamografických zařízení na Radiologickém oddělení MOÚ Brno. Porovnávány byly:

SENOGRAPHE 2000D (dále jen 2000D) firmy GE jako zástupce přímé digitalizace. Detekčním prvkem tohoto zařízení je flat panel s nepřímou konverzí rtg záření na elektrický signál.

SENOGRAPHE DMR+ (dále jen DMR+) firmy GE jako zástupce nepřímé digitalizace. Detekčním prvkem a nosičem informace jsou CR kazety Kodak DirectView s paměťovými fóliemi Kodak HR. Čtení informace je prováděno pomocí CR zařízení Kodak DirectView 850.

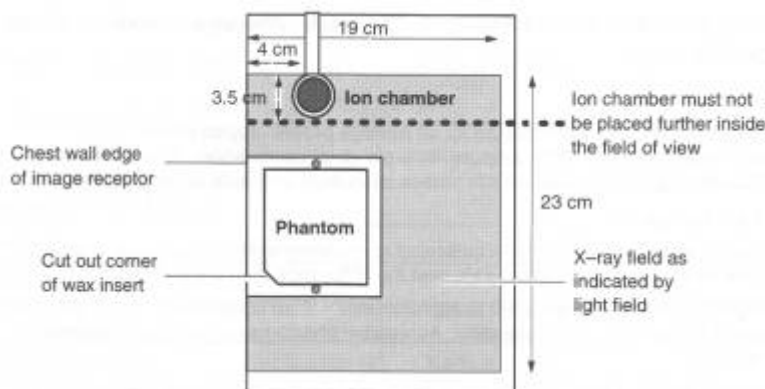
Obě mamografická zařízení měla v době měření platnou „zkoušku dlouhodobé stability“ s výsledkem „v souladu“ a rovněž CR zařízení je provozováno s parametry doporučenými výrobcem.

7.2 Použité prostředky a přístroje, geometrické uspořádání

K měření dopadové dávky byl použit profesionální dozimetr NOMEX PTW s platným ověřením s mamografickou ionizační komorou typu 77334 PTW. V naměřených hodnotách je již zahrnut kalibrační faktor a korekce pro teplotu a tlak vzduchu. Kalibrační faktor je trvale uložen v paměti dozimetru, hodnoty teploty a tlaku vzduchu jsou zadány před vlastním měřením. Protože tato komora je průchozí, ani korekci zpětného rozptylu není třeba uvažovat. Před měřením bylo rovněž provedeno „nulování“ (ofset na úroveň pozadí).

Simulace prsu byla prováděna pomocí přesných homogenních bloků PMMA rozměrů 30×30 cm od firmy PTW o tloušťkách 1, 2, 5 a 10 mm, s možností simulace tloušťky s krokem 1 mm.

Geometrické uspořádání měřicí soustavy bylo provedeno podle doporučení výrobce mamografu 2000D. S cílem srovnání výsledků se stejné geometrické uspořádání použilo i u mamografu DMR+ a je zobrazeno na obrázku 21.



Obrázek 21: Geometrické uspořádání měřicí soustavy při měření dopadové dávky na mamografickém zařízení [8]

7.3 Posouzení vhodnosti zvolené metody

K posouzení použitelnosti zvolené metody bylo využito možnosti mamografického zařízení 2000D, které indikuje mimo jiné jak vstupní povrchovou dávku ESE (tedy v podstatě dopadovou dávku měřenou NOMEXem), tak střední absorbovanou dávku AGD. Je však nutné vzít v úvahu, že hodnoty dávek nejsou měřeny přímo dozimetricky, ale jsou počítané na základě akvizičních parametrů každé expozice a dalších konstant uložených v paměti zařízení.

Metodický postup měření spočíval ve volbě kroku tloušťky PMMA 5 mm s výchozí tloušťkou 10 mm PMMA. Po zjištění, že ve dvou po sobě následujících krocích došlo ke změně spektra záření (změně volby materiálu anody nebo filtru), byla odpovídající tloušťka PMMA při které k této změně došlo přesně nalezena přidáváním nebo ubíráním PMMA desek s krokem 1 mm.

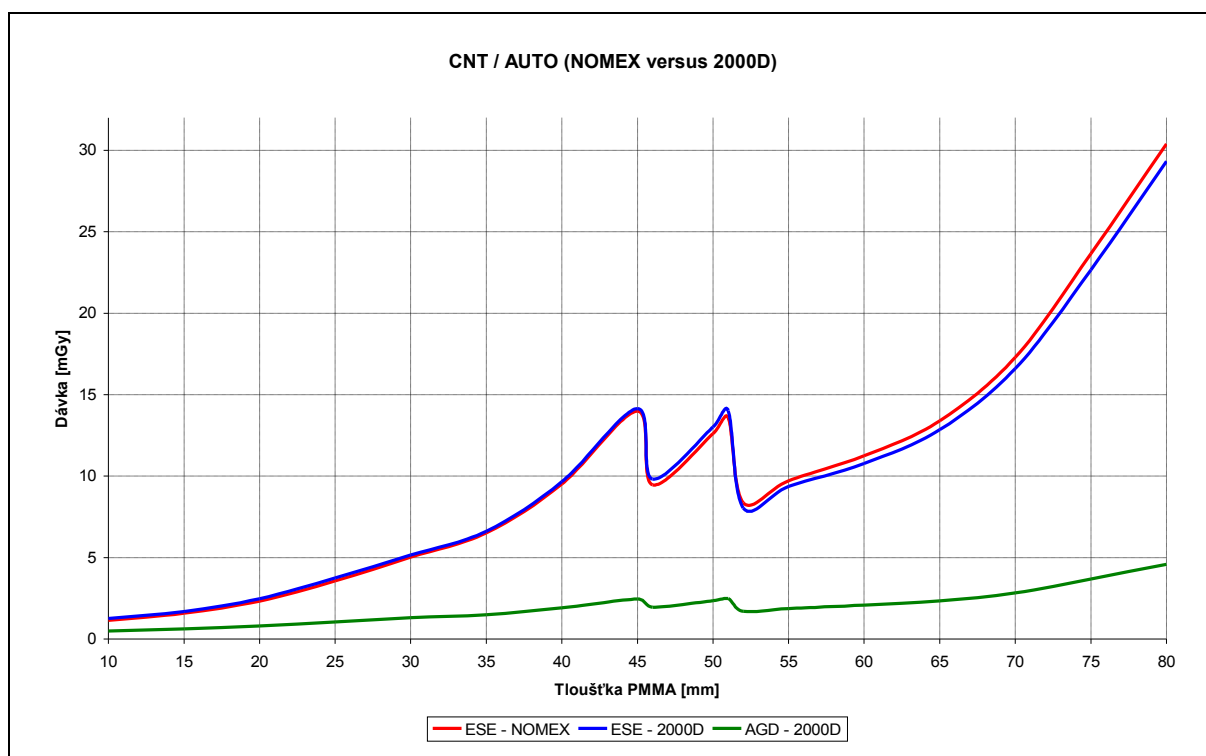
Výchozím problémem bylo zjištění, jak se bude lišit dopadová dávka měřená NOMEXem od dopadové dávky vypočtené a indikované rtg zařízením 2000D. Výsledky jsou zobrazeny ve grafech 2 – 4.



Graf 2: Srovnání změřené a indikované ESE pro režim STD/AUTO



Graf 3: Srovnání změřené a indikované ESE pro režim DOSE/AUTO



Graf 4: Srovnání změřené a indikované ESE pro režim CNT/AUTO

Z grafu 2 až 4 je zřejmé, že do tloušťky cca 45 mm PMMA jsou rozdíly ve vypočtených a měřených hodnotách dopadových dávek zanedbatelné a od této tloušťky se liší pouze nepatrně. Na základě tohoto zjištění lze učinit závěr, že zvolená metoda je pro další zkoumání vhodná a dostatečně přesná.

Pro další rozbor použitelnosti zvolené metody byly porovnány tyto hodnoty střední absorbované dávky:

- Hodnota AGD indikovaná zařízením 2000D.
- Hodnota AGD vypočtené ze změřené dopadové dávky (dále „metoda 1“).
- Hodnota AGD vypočtená s pomocí vstupních údajů ze ZDS a expozičních parametrů aktuálního měření (dále „metoda 2“).

Metoda 1

Relevantní veličinou vyjadřující riziko nežádoucích účinků pro mamografické vyšetření je *střední dávka v mléčné žláze* D_G , pro kterou platí:

$$D_G = K_i \cdot g \cdot c \cdot s, \quad (4)$$

kde:

- K_i je dopadová kerma [mGy],
 g je konverzní faktor převádějící dopadovou kermu na střední dávku v mléčné žláze pro prs s 50% glandularitou a Mo/Mo spektrum rentgenky [-],
 c je korekční faktor na složení prsu odlišné od 50% glandularity [-],
 s je korekční faktor na spektrum rentgenky odlišné od kombinace Mo/Mo [-].

Pro ověření spolehlivosti obou metod byla zvolena tloušťka PMMA 40 mm a pracovní režim STD/AUTO viz. následující tabulka 3.

Tabulka 3: Indikované a změřené hodnoty pro tloušťku 40 mm PMMA

Tloušťka PMMA	Anodové napětí	Indikované elektrické množství	Použitý materiál anody	Použitý materiál filtru	Dávka změřená NOMEXem	AGD indikovaná přístrojem	ESE indikovaná přístrojem
mm	kV	mAs	(Mo/Rh)	(Mo/Rh)	mGy	mGy	mGy
40	28	71,5	Mo	Rh	5,52	1,32	5,61

Ke stanovení konverzního faktoru g je potřebná hodnota polotloušťky HVL pro příslušnou kombinaci materiálu anody a filtru. Hodnoty těchto HVL jsou vždy uváděny v protokolu o přejímací zkoušce každého mamografického zařízení. Nejsou ale uváděny pro všechny dostupné hodnoty anodového napětí. Závislost HVL na anodovém napětí není sice lineární, ale pro interpolaci mezi dvěmi známými hodnotami ji linearizovat lze, aniž bychom se dopustili větší chyby. V tabulce 4 jsou uvedeny HVL stanovené při přejímací zkoušce s označením použité HVL (zde označeno jako $d_{1/2}$). Pro tuto expozici nebyla interpolace nutná.

Tabulka 4: Polotloušťky z „Přejímací zkoušky“

Výsledky z přejímací (výchozí) zkoušky:

protokol č.:	OLE0012185M		
datum:	18. prosinec 2000		
	d _{1/2} [mm Al] (s kompresní deskou)		
U [kV]	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
22	0,270	-	-
24	0,300	-	-
28	0,340	0,390	0,390
30	0,360	0,410	0,420
32	-	0,430	0,450
34	-	0,440	0,460

Poznámky:
JE v souladu s požadavky.

Pro hodnotu *HVL* nalezneme v tabulce 5 odpovídající *g* – faktor pro potřebnou tloušťku PMMA. I v tomto případě bude většinou nutné interpolovat.

Tabulka 5: *g* – faktory pro simulaci prsu pomocí PMMA [7]

Table A5.1: g-factors for breasts simulated with PMMA

PMMA thickness (mm)	Equivalent breast thickness (mm)	g-factors (mGy/mGy)							
		HVL (mm Al)							
		0.25	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	0.329	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.585
30	32	0.222	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448
40	45	0.155	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
45	53	0.130	0.155	0.177	0.198	0.220	0.245	0.272	0.295
50	60	0.112	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
60	75	0.088	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210
70	90		0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172
80	103		0.074	0.085	0.096	0.106	0.117	0.133	0.149

Dále je nutné nalézt odpovídající *c* – faktor. Hodnoty *c* – faktorů pro odpovídající *HVL* a tloušťku PMMA jsou uvedeny v následující tabulce 6. I v tomto případě bude většinou nutné interpolovat.

Tabulka 6: c – faktory pro simulaci prsu pomocí PMMA [7]

Table A5.2: c-factors for breasts simulated with PMMA									
PMMA thickness (mm)	Equivalent breast thickness (mm)	Glandularity of equivalent breast	c-factors						
			HVL (mm Al)						
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	97	0.889	0.895	0.903	0.908	0.912	0.917	0.921
30	32	67	0.940	0.943	0.945	0.946	0.949	0.952	0.953
40	45	41	1.043	1.041	1.040	1.039	1.037	1.035	1.034
45	53	29	1.109	1.105	1.102	1.099	1.096	1.091	1.088
50	60	20	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134
60	75	9	1.254	1.245	1.235	1.231	1.225	1.217	1.207
70	90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249
80	103	3	1.307	1.299	1.292	1.287	1.283	1.273	1.262

Další potřebnou hodnotou je s – faktor, který nalezneme v následující tabulce 7.

Tabulka 7: s – faktory pro korekci spektra [7]

Table A5.4: s-factors for clinically used spectra [Dance et al. 2000]	
Spectrum	s-factor
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.042
W/Al	1.05*

* This value is not given in the paper of Dance et al. The value in the table has been estimated using the S-values of other spectra.

Nyní máme k dispozici všechny potřebné hodnoty:

K_i	5,517 mGy
HVL	0,390 (ekvivalent mm Al)
g – faktor	0,228
c – faktor	1,040
s – faktor	1,017

Střední dávka v mléčné žláze s použitím metody 1 po dosazení do (4):

$$D_G = 5,517 \cdot 0,228 \cdot 1,040 \cdot 1,017 \approx 1,33 \text{ mGy}$$

Metoda 2

Pokud nemáme k dispozici dozimetr pro měření dopadové kermy, můžeme ji spočítat z výtěžnosti uvedené v protokolu ZDS podle:

$$K_i = Y_r \cdot \left(\frac{r}{FSD} \right)^2 \cdot P_{it}, \quad (5)$$

kde:

- Y_r je výtěžnost v definované vzdálenosti r [mm] od ohniska [mGy/mAs],
- FSD je vzdálenost ohnisko-kůže [mm],
- P_{it} je součin proudu rentgenky a expozičního času (elektrické množství) [mAs].

Hodnotu výtěžnosti nalezneme v protokolu ZDS viz tabulka 8.

Tabulka 8: Stanovení výtěžnosti při ZDS

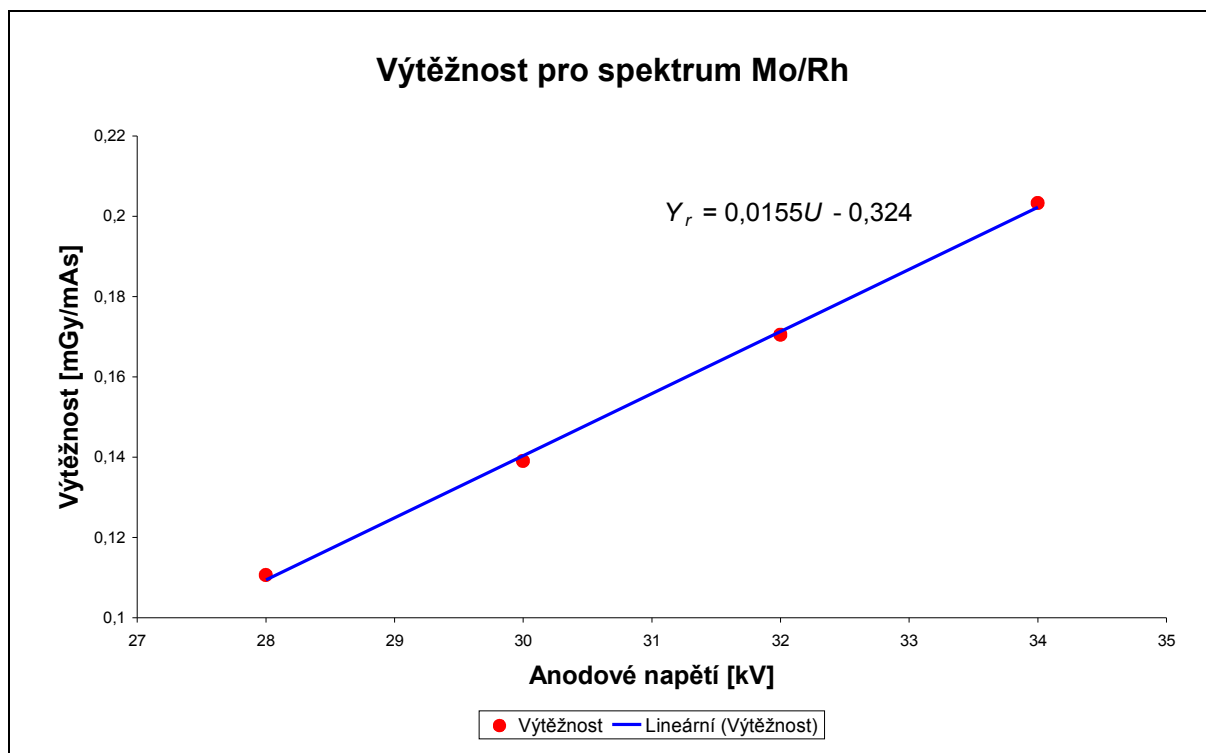
5.6.3. Stanovení výtěžnosti záření

OK = 50 cm

Q [mAs]	U [kV]	K_a [μGy]			Výtěžnost [mGy.A ⁻¹ .s ⁻¹]		
		Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
20	23	1320	-	-	66,0	-	-
20	25	1805	-	-	90,3	-	-
20	28	2681	2211	2330	134,1	110,6	116,5
20	30	3329	2780	2903	166,5	139,0	145,2
20	32	-	3410	3533	-	170,5	176,7
20	34	-	4066	4193	-	203,3	209,7

Poznámky: S kompresní deskou bez fantomu.
Hodnoty výtěžnosti jsou přepočteny na vzdálenost 50 cm.

Výtěžnost je lineárně závislá na anodovém napětí. Není-li k dispozici její hodnota pro požadované anodové napětí, lze ji jednoduše určit viz následující graf 5. Výtěžnost pro požadovanou hodnotu anodového napětí získáme dosazením tohoto napětí do rovnice regrese spojnice trendu. V našem případě sice nebyl tento krok nezbytný, ale pro zvýšení přesnosti je akceptovatelný.



Graf 5: Stanovení výtěžnosti pro požadované anodové napětí

Po dosazení do rovnice regrese: $Y_r = 0,0155 \cdot 28 - 0,324 = 0,11 \text{ mGy/mAs}$

Dále potřebujeme hodnotu r , která je uvedena v protokolu ZDS viz. tabulka 8, kde je označena jako OK a byla pro toto měření 50 cm.

Hodnota FSD je vzdálenost ohnisko-kůže (ohnisko-detektor) a je rozdílem vzdáleností ohnisko-podpěra prsu a tloušťky prsu (PMMA). Vzdálenost ohnisko-podpěra prsu by měla být uvedena v technické dokumentaci výrobce a je měřena v rámci přejímací zkoušky (viz. obrázek 22), kde je označena jako OK.

5.8. Poměr zeslabení materiálu mezi pacientem a rovinou receptoru obrazu

Test

– fantom = 40 mm PMMA				
– $U = 30 \text{ kV}$				
– Bucky clonaa 18x24 cm				
– na podpěře pro pacienta :	$K_a = 132,9 \text{ } \mu\text{Gy}$	v.k. = 0,0 %		OK = 64,5 cm
– v rovině receptoru :	$K_a = 80,1 \text{ } \mu\text{Gy}$	v.k. = 0,0 %		OK = 64,5 cm
– $T_R = 1,66$				
– fantom 40 mm PMMA				
– $U = 30 \text{ kV}$				
– Zvětšovací stůl				
– na podpěře pro pacienta :	$K_a = 1128 \text{ } \mu\text{Gy}$	v.k. = 0,0 %		OK = 63,0 cm
– v rovině receptoru :	$K_a = 831 \text{ } \mu\text{Gy}$	v.k. = 0,2 %		OK = 63,0 cm
– $T_R = 1,36$				

JE v souladu se specifickými hodnotami.

Obrázek 22: Vzdálenost ohnisko-podpěra prsu

Hodnota K_i po dosazení do (5):

$$K_i = 0,11 \cdot \left(\frac{500}{605} \right)^2 \cdot 71,5 \approx 5,372 \text{ mGy}$$

Střední dávka v mléčné žláze s použitím metody 2 po dosazení do (4):

$$D_G = 5,372 \cdot 0,228 \cdot 1,040 \cdot 1,017 \approx 1,30 \text{ mGy}$$

Rekapitulace:

AGD indikovaná přístrojem:	1,32 mGy
AGD vypočtená metodou 1:	1,33 mGy
AGD vypočtená metodou 2:	1,30 mGy

Spolehlivost použité metody lze považovat za zdůvodněnou a dostatečně přesnou.

7.4 Vzťah provozního režimu a dávky

Posuzovaná mamografická zařízení umožňují práci pomocí jednoho z následujících tří provozních režimů:

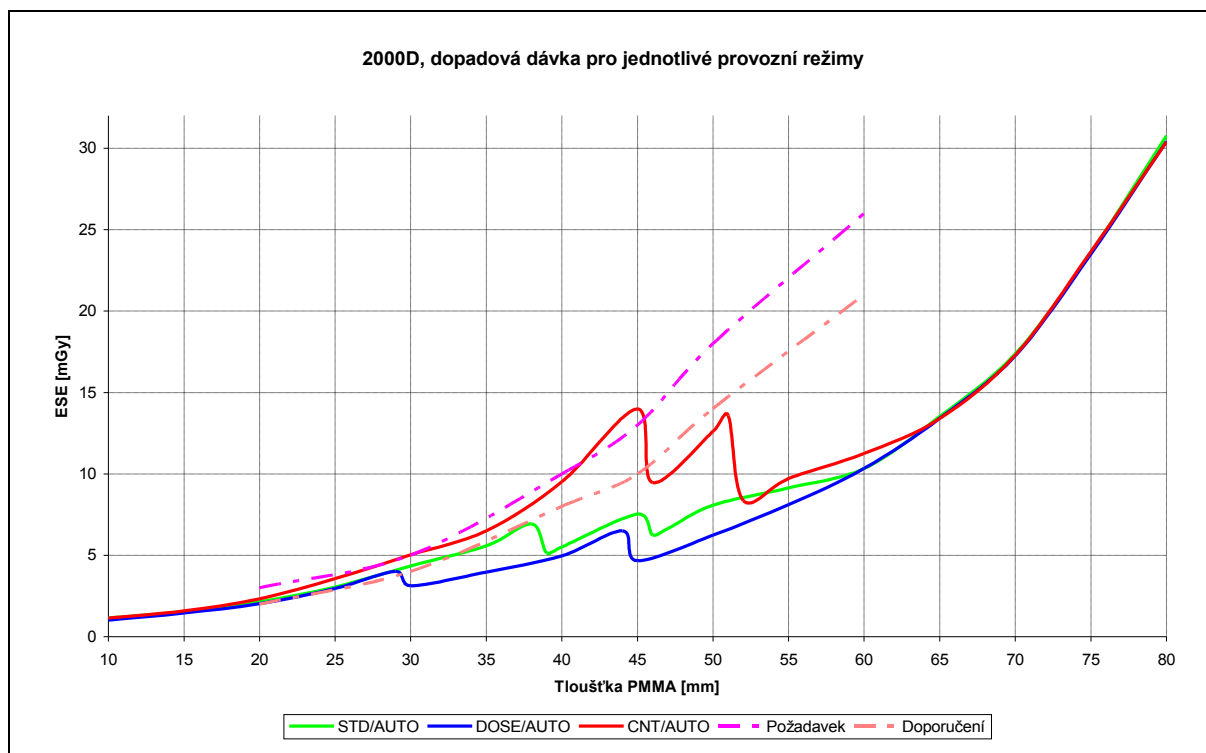
DOSE/AUTO – je režim, při kterém je minimalizována dávka za cenu snížení diagnostické výtěžnosti.

CNT/AUTO – je režim při kterém je dosaženo zvýšení kontrastu za cenu zvýšení dávky.

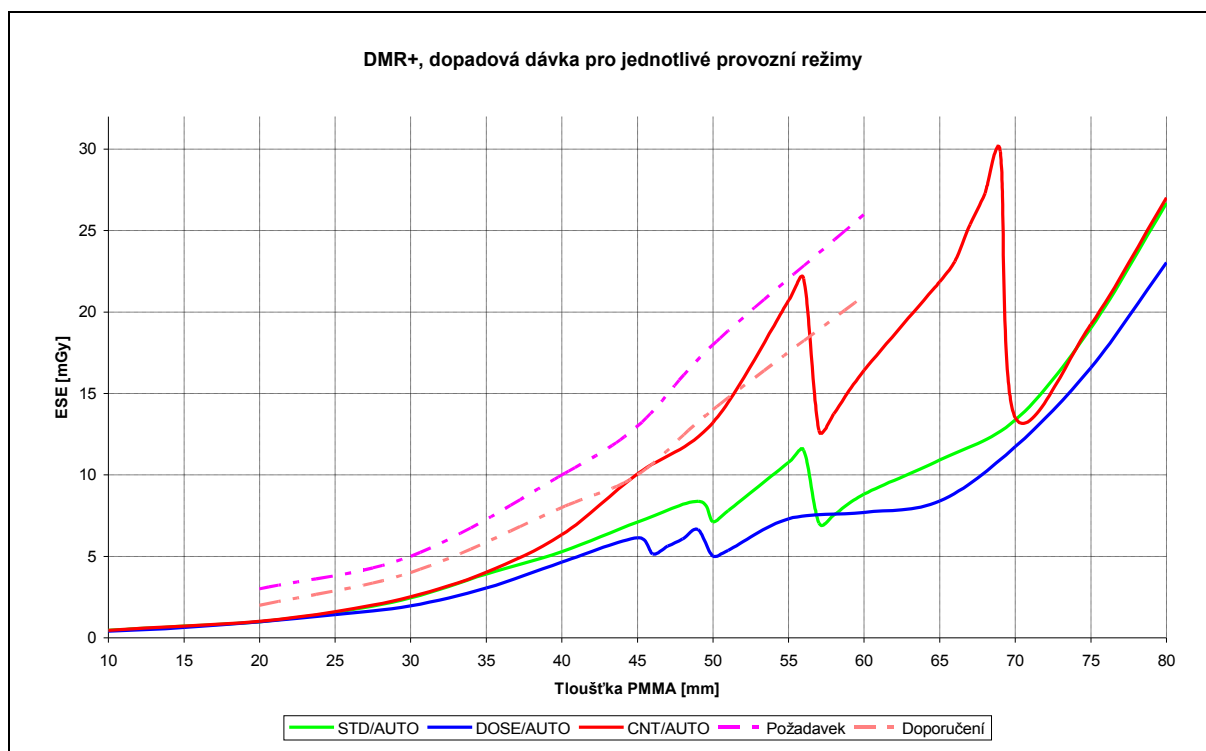
STD/AUTO – je nejčastěji používaný režim, je to jakýsi kompromis mezi dvěma předchozími režimy.

Z fyzikálního hlediska rozdíl mezi jednotlivými režimy spočívá v různých anodových napětích a různých kombinacích materiálů anody a filtru pro určitou tloušťku PMMA.

Naměřené závislosti dopadové dávky na tloušťce PMMA pro uvedené pracovní režimy jsou ukázány na následujících grafech. K posouzení praktické využitelnosti jednotlivých režimů jsou zde vyznačeny hranice požadavku a doporučení maximálních přípustných dopadových dávek pro tloušťky PMMA dané legislativou.



Graf 6: Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro jednotlivé režimy u zařízení 2000D

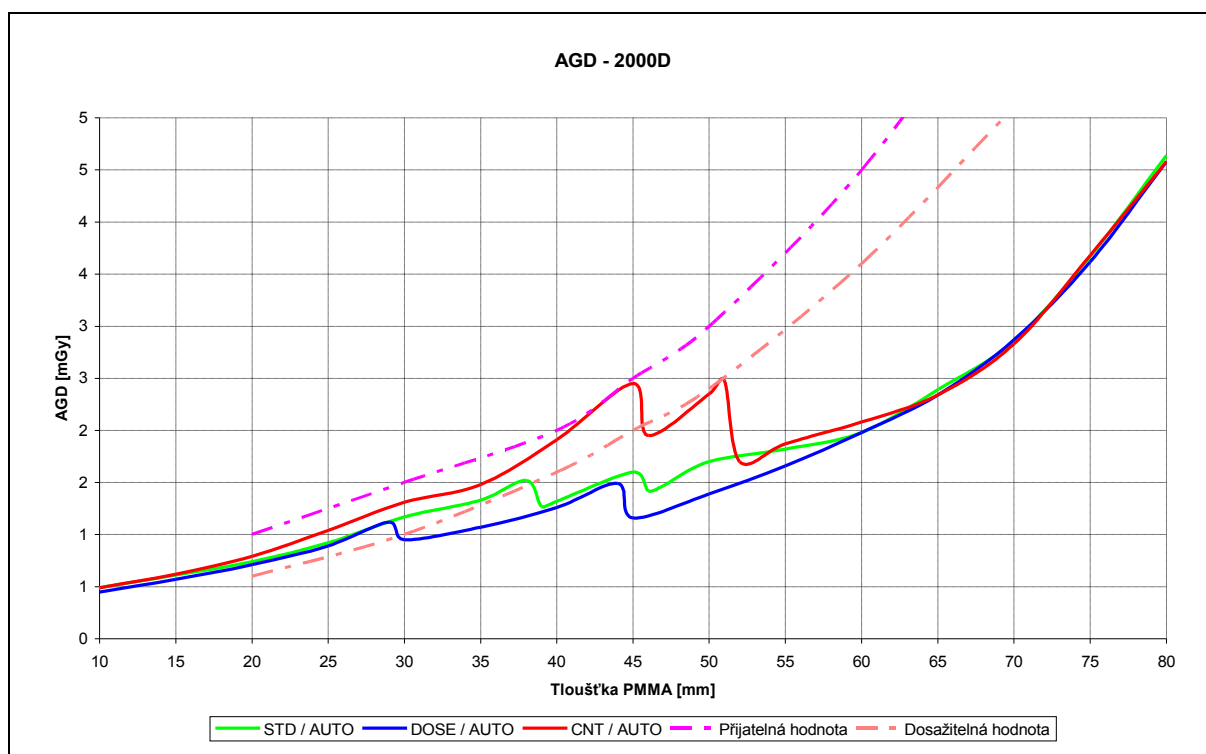


Graf 7: Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro jednotlivé režimy u zařízení DMR+

Z uvedených grafů lze učinit tyto závěry:

- Největší dopadová dávka je dosahována v režimu CNT/AUTO, nejmenší v režimu DOSE/AUTO což je v souladu s očekáváním, neboť při volbě režimu CNT/AUTO dochází ke snížení anodového napětí vůči ostatním režimům o cca 2 kV a tím automaticky k nárůstu elektrického množství [mAs]. Z grafů zřejmé odchylky od výše uvedeného očekávání lze vysvětlit změnou spektra při rozdílných tloušťkách PMMA při jednotlivých režimech.
- Rozdíly v dopadových dávkách pro jednotlivé režimy jsou při tloušťkách do cca 30 mm PMMA minimální pro oba přístroje.
- Se zvětšující se tloušťkou PMMA se rozdíly v dávce pro jednotlivé režimy u obou přístrojů zvětšují, pro přístroj DMR+ jsou tyto rozdíly mezi jednotlivými režimy podstatně větší.
- K opětovnému srovnání dávek pro jednotlivé režimy dochází u přístroje 2000D při cca 52 mm PMMA, u přístroje DMR+ při cca 70 mm PMMA.
- Pro oba přístroje a pro všechny režimy a je dosahováno hodnot dopadových dávek pod stanoveným limitem daným legislativou s výjimkou krátké oblasti režimu CNT/AUTO přístroje 2000D.

Pro ilustraci uvádím ještě další graf, na kterém je zachycen vztah mezi tloušťkou PMMA a střední absorbovanou dávkou AGD pro jednotlivé pracovní režimy zařízení 2000D. AGD pro jednotlivé pracovní režimy jsou zde vyjádřeny ve vztahu k přijatelným a dosažitelným hodnotám, které jsou převzaty z [7].

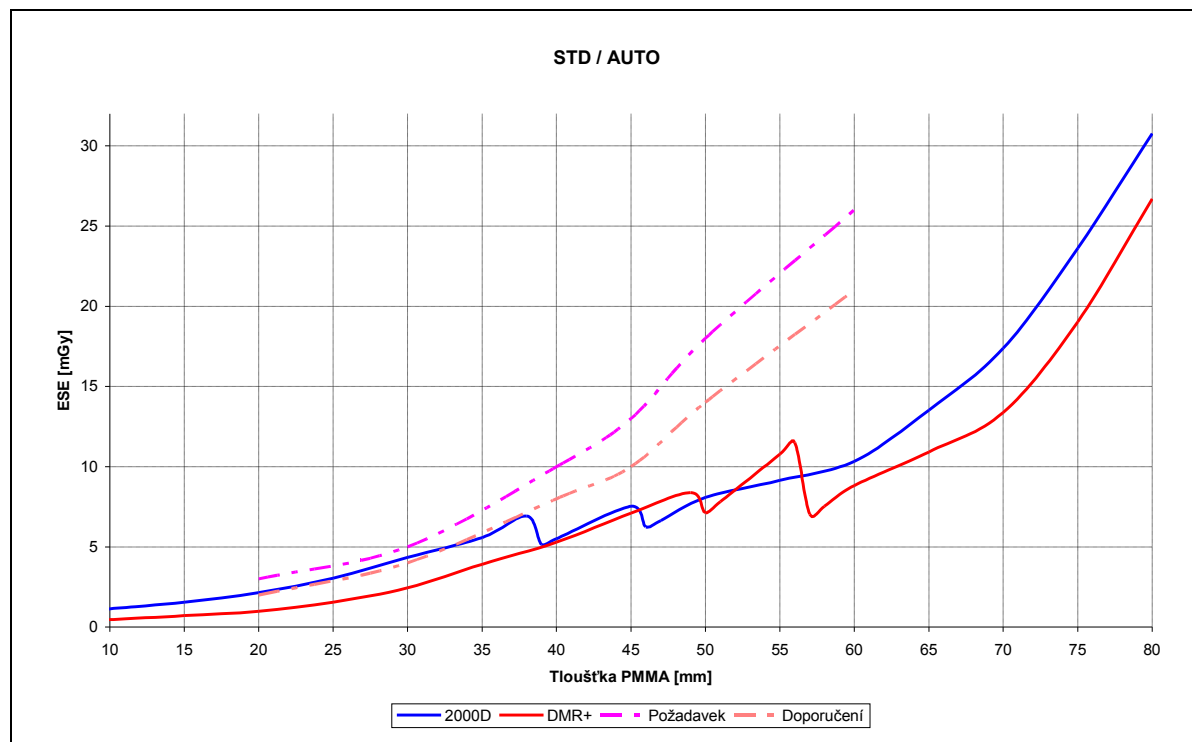


Graf 8: AGD pro jednotlivé pracovní režimy ve vztahu k legislativním požadavkům

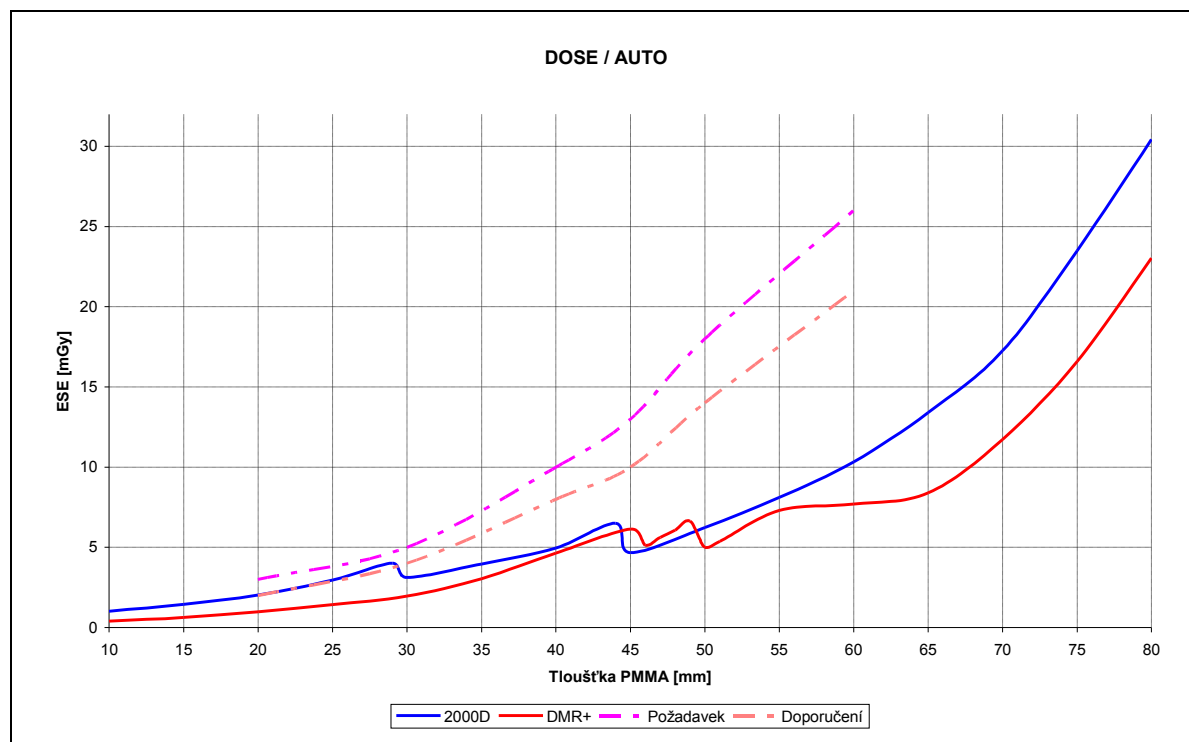
Z uvedeného grafu je zřejmé, že AGD pro všechny 3 pracovní režimy leží pod přijatelnou hodnotou.

7.5 Srovnání dávek stejného provozního režimu pro obě zařízení

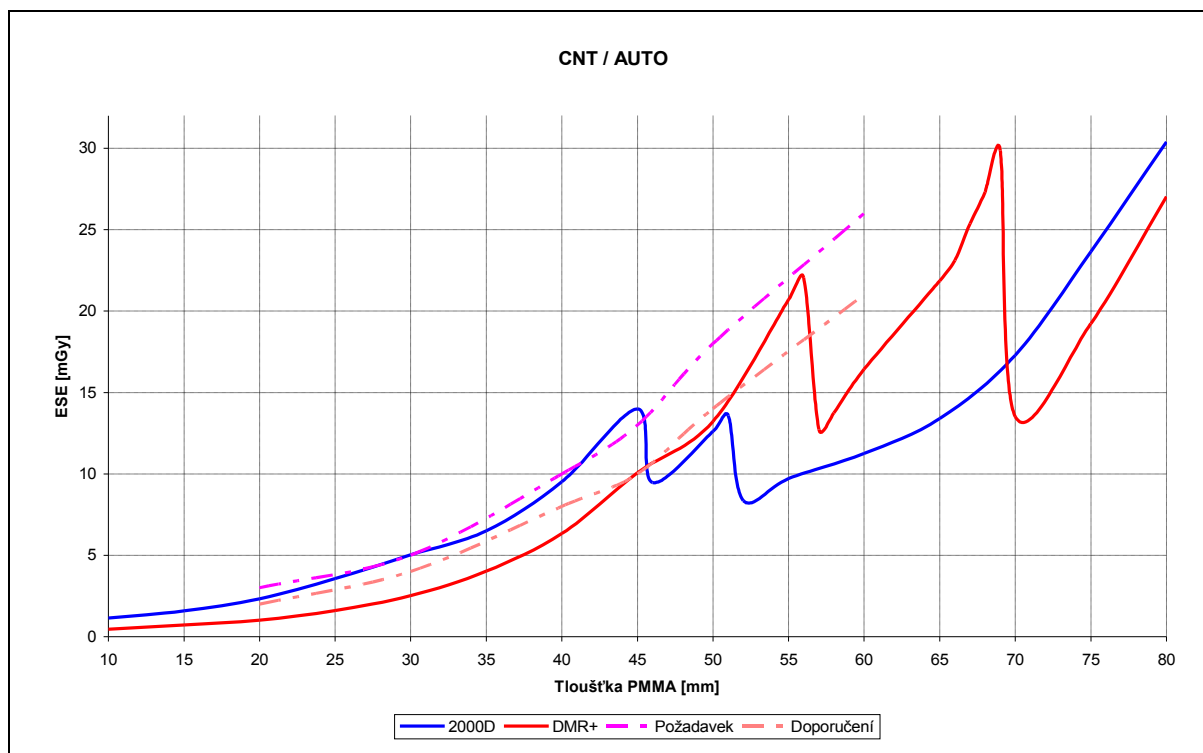
Na dalších grafech je rozdíl v dávce mezi oběma přístroji vždy v rámci stejného provozního režimu. I zde jsou tyto hodnoty vyjádřeny ve vztahu k přijatelným a dosažitelným hodnotám, které jsou převzaty z [7].



Graf 9: Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro obě mamografické zařízení v režimu STD/AUTO



Graf 10: Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro obě mamografické zařízení v režimu DOSE/AUTO



Graf 11: Závislost měřené dopadové dávky na tloušťce PMMA pro obě mamografické zařízení v režimu CNT/AUTO

Z uvedených grafů lze učinit následující závěry:

- Z hlediska hodnocení dopadové dávky vychází o něco lépe přístroj DMR+. Z tohoto trendu vybočuje pouze v režimu CNT/AUTO pro tloušťky cca 46 až 69 mm PMMA. Pro tyto tloušťky tohoto režimu je ale rozdíl v dávce značný.
- Pro všechny režimy pro oba přístroje je dosahováno hodnot dopadové dávky pod stanoveným limitem s výjimkou krátké oblasti režimu CNT/AUTO přístroje 2000D.

7.6 Srovnání v radiační zátěži pacienta

Lze tedy konstatovat, že z hlediska dávky pro pacienta je šetrnější přístroj DMR+. Hodnocení dávky ale není jediným kritériem. Je třeba si uvědomit, že při činnostech spojených s používáním IZ je nutno dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko škodlivých účinků bylo optimálně nízké, nakolik je lze rozumně dosáhnout z technických a ekonomických hledisek. Tento princip optimalizace radiačního ozáření se někdy označuje zkratkou ALARA ("As Low As Reasonably Achievable"), dosažení tak nízkých dávek, jaké jsou přiměřené objektivním možnostem a potřebám.

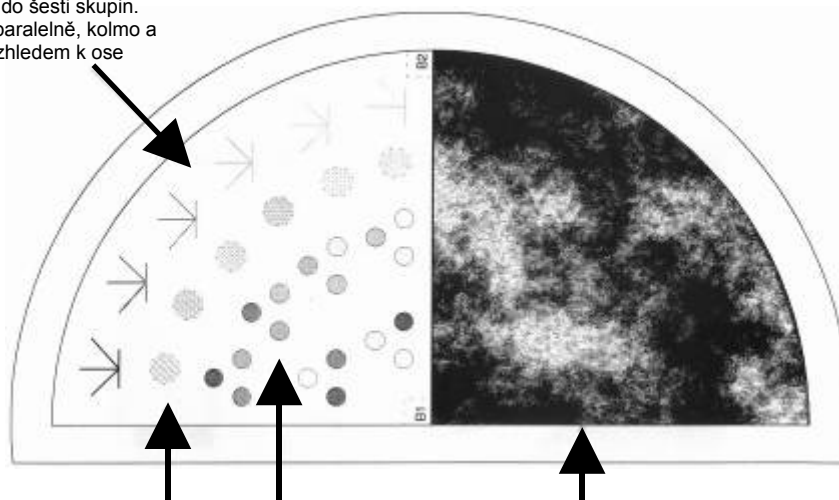
8. Srovnání přímé a nepřímé digitalizace mamografie z hlediska diagnostické výtěžnosti

V předchozí kapitole bylo zjištěno, že z hlediska dávky pro pacienta je z posuzovaných mamografických zařízení šetrnější DMR+. Na základě tohoto zjištění ale nelze tvrdit, že je toto zařízení „lepší“. Aby bylo možné obě zařízení srovnat, je nutné provést hodnocení nejen z hlediska dávky pro pacienta, ale i z hlediska diagnostické výtěžnosti.

8.1 Úvod do měření

Pro objektivní posouzení diagnostické výtěžnosti je vhodné použít mamografický fantom, kterých je na trhu celá řada. Je nutné, aby fantom obsahoval objekty pro hodnocení geometrického rozlišení, objekty pro hodnocení vysokého kontrastu a objekty pro hodnocení nízkého kontrastu. Pro následující měření byl zvolen fantom TOR [MAM] společnosti Leeds X-ray imaging (Lxi), jehož schéma je na obrázku 23.

Vlákna o šesti průměrech uspořádaná do šesti skupin. Vlákna leží paralelně, kolmo a v úhlu 45° vzhledem k ose rentgenky.



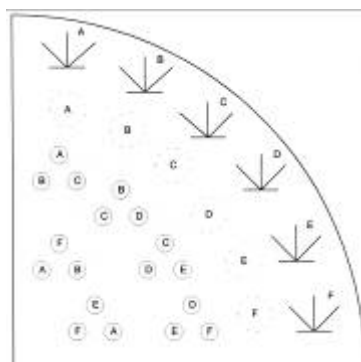
Simulace mikrokalcifikací –
částice o šesti různých
velikostech.

Kruhy o šesti různých
kontrastech (smíšené
skupiny po třech).

Simulace prsní tkáně.

Obrázek 23: Přehledné schéma fantomu TOR [MAM] [14]

Popis detailů fantomu je znázorněn na obrázku 24 a jejich rozměry, popř. vlastnosti jsou uvedeny v tabulce 9.



Obrázek 24: Popis detailů fantomu TOR [MAM] [14]

Tabulka 9: Rozměry a vlastnosti jednotlivých objektů fantomu TOR [MAM]

	A	B	C	D	E	F
Vlákna (délka 10 mm): Průměr (mm)	0,40	0,35	0,30	0,25	0,225	0,20
Částice : Rozsah velikostí (μm)	354 až 224	283 až 180	226 až 150	177 až 106	141 až 90	106 až 63
Kruhy (průměr 3 mm): Jmenovitý kontrast (%)	4	3	2	1,5	1	0,5

Fantom TOR [MAM] se používá spolu se třemi zeslabovacími vrstvami PMMA (3×10 mm) a geometrické uspořádání měřicí soustavy je uvedeno na obrázku 25.



Obrázek 25: Geometrické uspořádání měřicí soustavy

8.2 Vlastní měření

Vlastní měření bylo provedeno pro oba přístroje a ve všech třech pracovních režimech, stejně jako při měření dávky. Hodnocení každého objektu se provádí dle doporučení výrobce fantomu následujícím způsobem:

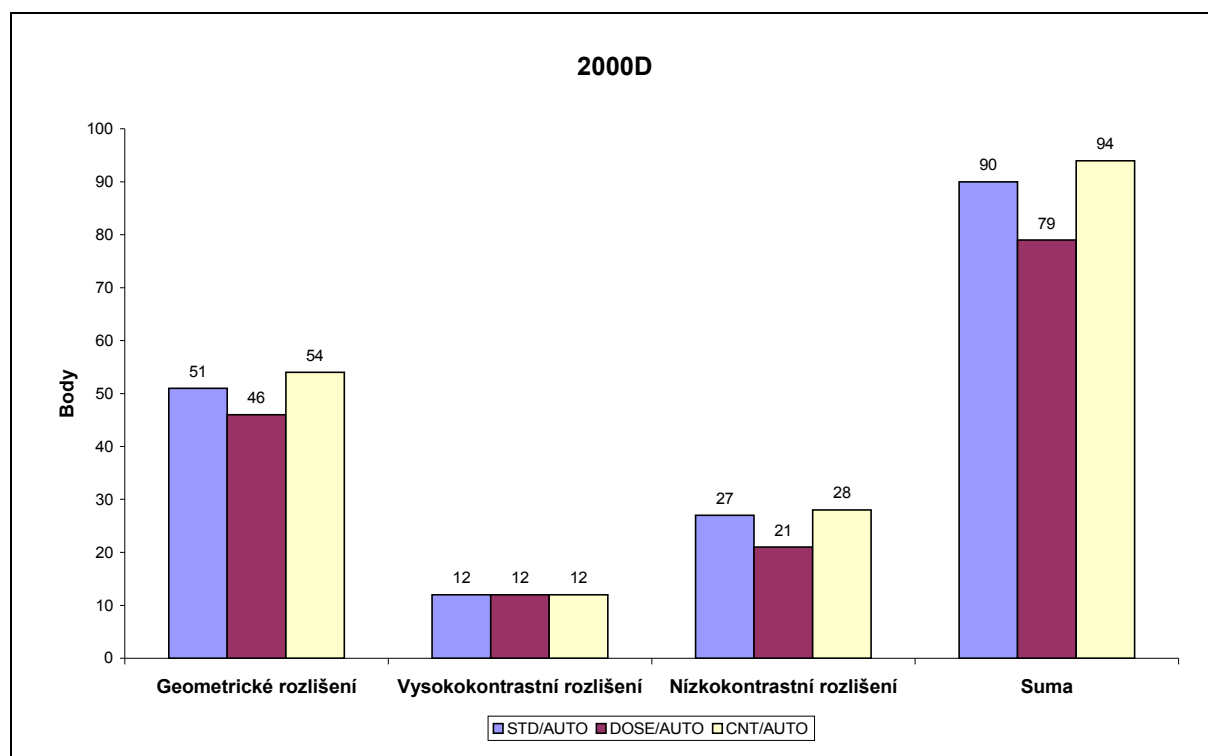
dobře viditelný:	3 body
hůře viditelný:	2 body
prahová viditelnost:	1 bod
není viditelný:	0 bodů

Bodové hodnocení a příslušné expoziční parametry jsou uvedeny v tabulce 10.

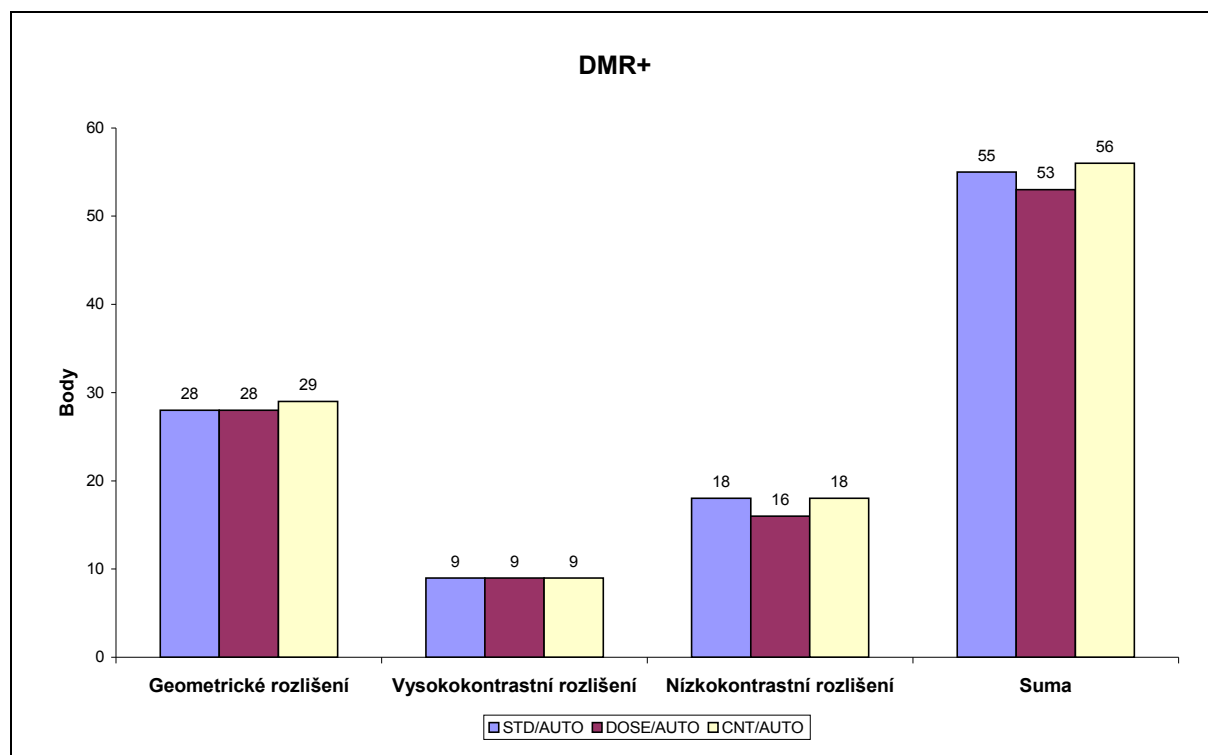
Tabulka 10: Bodové hodnocení fantomu TOR [MAM]

Provozní režim:	STD/AUTO		DOSE/AUTO		CNT/AUTO	
Mamografické zařízení:	DMR+	2000D	DMR+	2000D	DMR+	2000D
Anodové napětí [kV]:	27	28	28	31	25	26
Elektrické množství [mAs]:	58	91,1	45	58,2	103	173,2
Použitý materiál anody:	Mo	Mo	Mo	Mo	Mo	Mo
Použitý materiál filtru:	Mo	Rh	Mo	Rh	Mo	Mo
Vlákna [body]:	28	51	28	46	28	54
Částice [body]:	9	12	9	12	9	12
Kruhy [body]:	18	27	16	21	18	28
Suma [body]:	55	90	53	79	56	94

V následujících grafech je prezentována diagnostická výtěžnost, vždy v rámci jednoho mamografického zařízení a pro jednotlivé pracovní režimy.



Graf 12: Srovnání bodového hodnocení mamografického zařízení 2000D pro jednotlivé pracovní režimy



Graf 13: Srovnání bodového hodnocení mamografického zařízení DMR+ pro jednotlivé pracovní režimy

Dle teoretických předpokladů by nejvyšší diagnostické výtěžnosti mělo být dosaženo v režimu CNT/AUTO, nejnižší v režimu DOSE/AUTO.

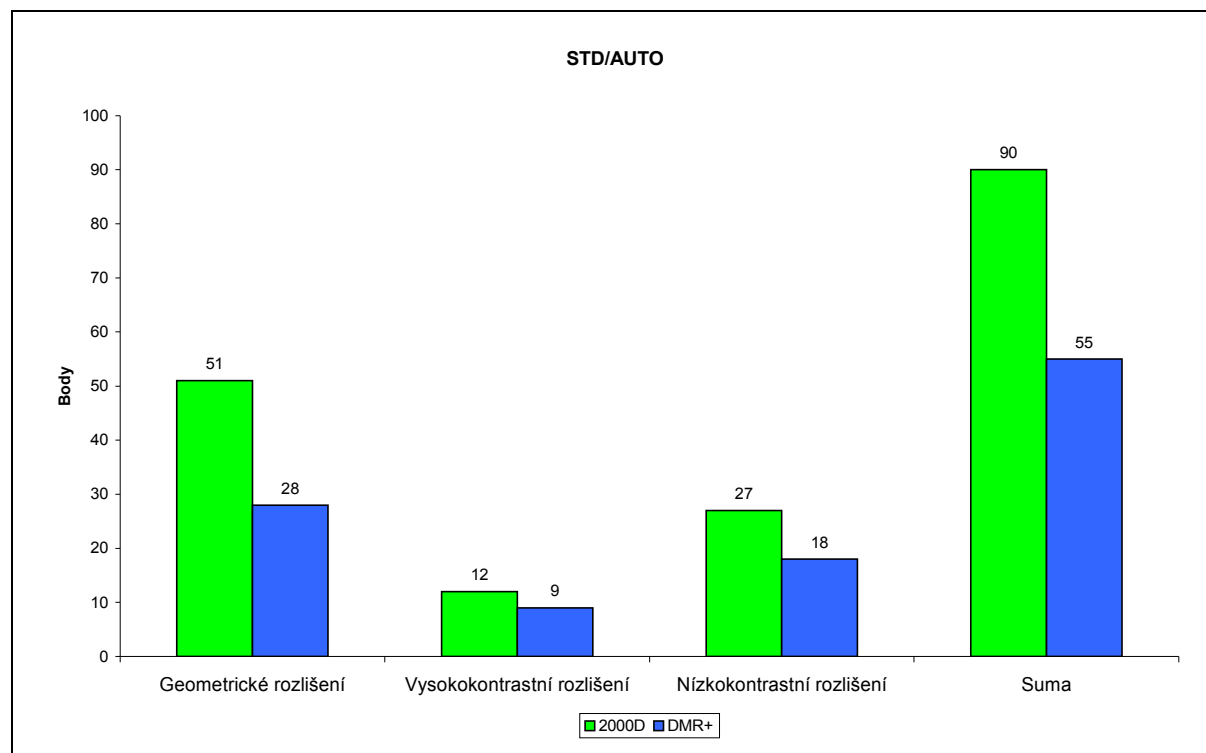
V oblasti geometrického rozlišení se tento trend potvrdil u zařízení 2000D a to pro všechny tři pracovní režimy. Pro zařízení DMR+ je geometrické rozlišení v režimech STD/AUTO a DOSE/AUTO stejné a v režimu CNT/AUTO se zvýšilo o jeden bod.

V oblasti vysokokontrastního rozlišení se neprojevila změna v diagnostické výtěžnosti na použitém pracovním režimu u žádného z posuzovaných mamografických zařízení.

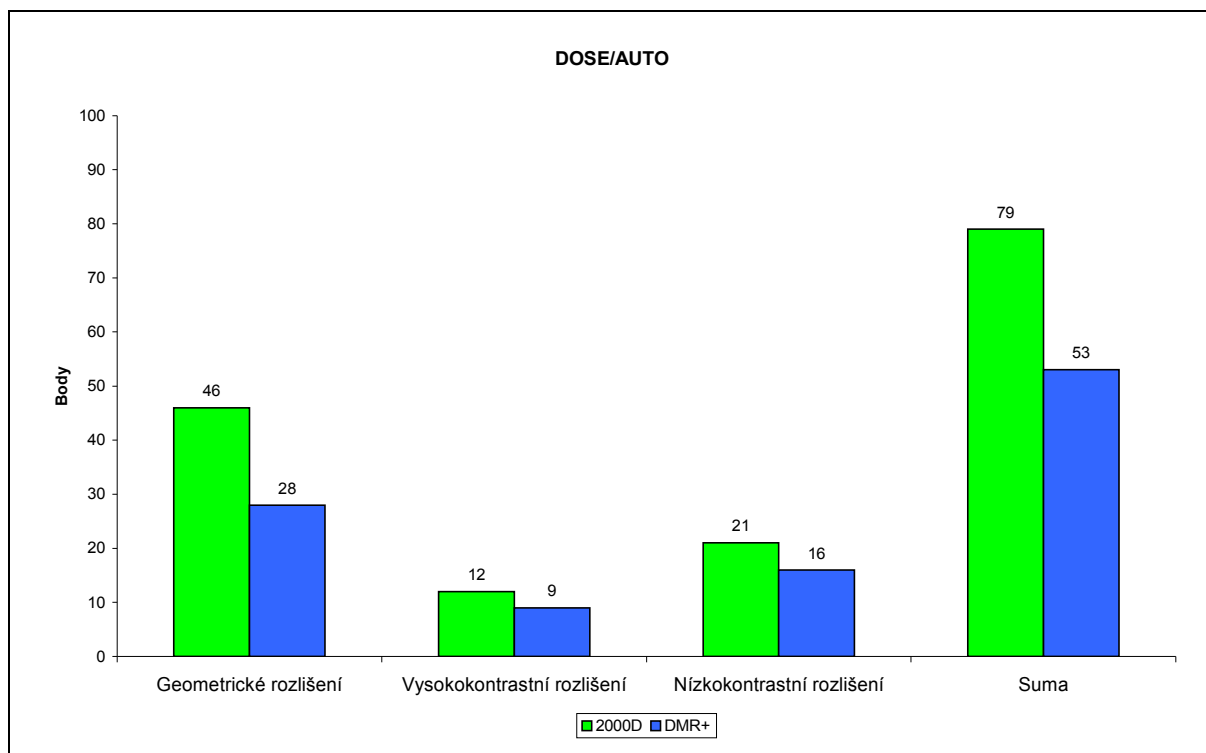
V oblasti nízkokontrastního rozlišení zařízení 2000D opět potvrdilo teoretický předpoklad, kdežto u zařízení DMR+ byla diagnostická výtěžnost v režimu STD/AUTO a CNT/AUTO stejná.

Lze tedy konstatovat, že změna pracovního režimu zařízení 2000D má větší vliv na změnu diagnostické výtěžnosti, než u zařízení DMR+.

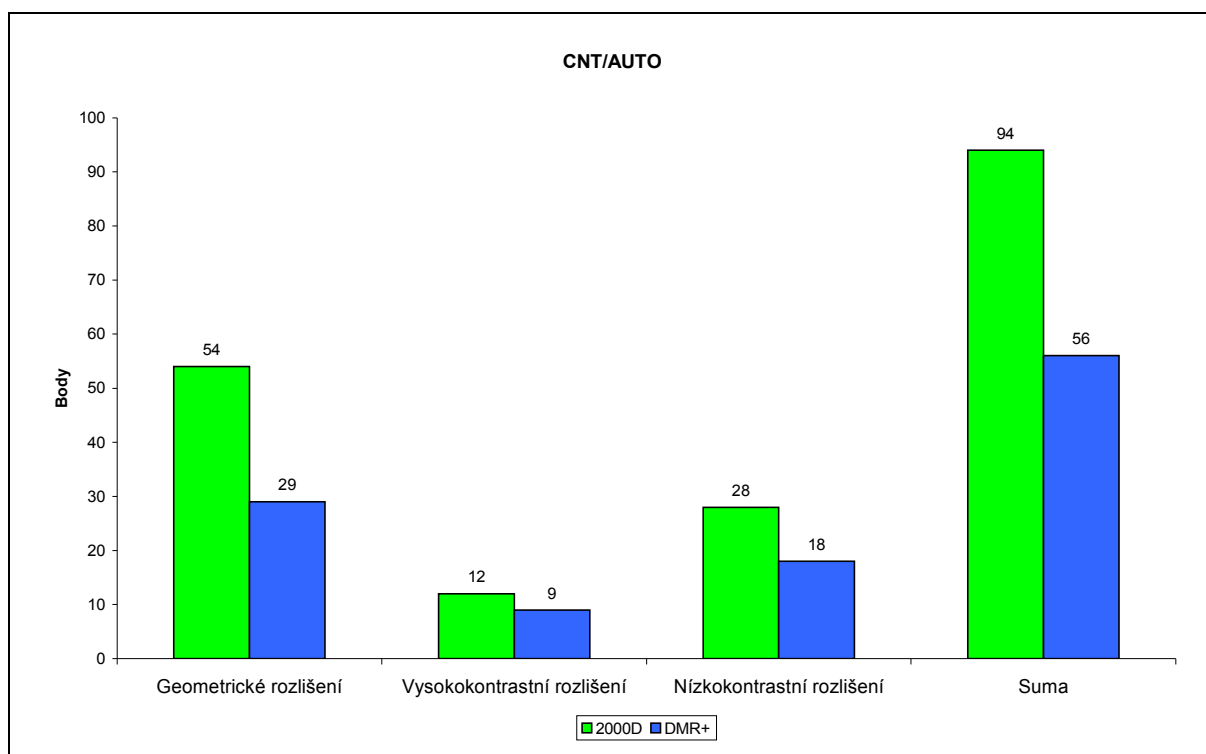
V následujících grafech jsou graficky prezentovány výsledky bodového hodnocení fantomu tak, že jsou vždy srovnávána obě mamografická zařízení v rámci jednoho pracovního režimu.



Graf 14: Srovnání bodového hodnocení v režimu STD/AUTO.



Graf 15: Srovnání bodového hodnocení v režimu DOSE/AUTO.



Graf 16: Srovnání bodového hodnocení v režimu CNT/AUTO.

8.3 Srovnání diagnostické výtěžnosti

Měřením bylo ověřeno, že z hlediska diagnostické výtěžnosti vychází podstatně lépe mamografické zařízení 2000D. Tento trend je výrazný pro všechny 3 pracovní režimy a pro všechny posuzované oblasti. Situace je dobře patrna v následující tabulce 11, ve které je prezentováno, kolikrát větší bodové hodnocení v každé oblasti získalo mamografické zařízení 2000D než zařízení DMR+.

Tabulka 11: Poměrné srovnání bodového hodnocení

Provozní režim:	STD/AUTO		DOSE/AUTO		CNT/AUTO	
Mamografické zařízení:	DMR+	2000D	DMR+	2000D	DMR+	2000D
Vlákna [body]:	1	1,82	1	1,64	1	1,86
Částice [body]:	1	1,33	1	1,33	1	1,33
Kruhy [body]:	1	1,5	1	1,31	1	1,55
Suma [body]:	1	1,63	1	1,49	1	1,67

8.4 Závěr pro srovnání v obou oblastech

Z výsledků měření obou posuzovaných oblastí vyplývá, že vést diskuzi o tom, jestli jsou perspektivnější CR nebo DR systémy nelze vést na základě posouzení jen v jedné oblasti. Z hlediska dávky pro pacienta vychází o něco lépe představitel CR systémů, maximální přípustné limity byly ale dodrženy u obou systémů. Z hlediska diagnostické výtěžnosti ale dopadl podstatně lépe představitel systémů DR, což je zřetelně vidět v tabulce 11. Mírné zvýšení dávky DR systému je tedy vykoupeno podstatným zvýšením diagnostické výtěžnosti.

Lze tedy konstatovat, že budoucnost mamografie patří digitálním systémům s přímou nebo nepřímou konverzí a že digitalizace mamografických pracovišť pomocí CR systémů je dočasná, náhradní varianta, byť v jednotlivých případech ekonomicky, organizačně či jinak zdůvodnitelná.

9. Systém kontroly kvality

Systém kontroly kvality vychází z legislativních požadavků bezpečného provozu pracovišť se zdroji IZ.

Výchozím dokumentem je zákon č. 18/1997 Sb. (Atomový zákon), novelizovaný zákonem č. 13/2002 Sb. Tento zákon je ale příliš obecný, problematiky ZIZ ve zdravotnictví se dotýká pouze okrajově.

Problematiku ZIZ ve zdravotnictví konkretizuje Vyhláška č. 307 SÚJB ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně, ve které se vymezují podmínky bezpečného provozu – mimo jiné zavedení systému jakosti, který řeší vyhláška č. 214/1997 SÚJB. Součástí systému jakosti je soubor: přijímacích zkoušek, zkoušek dlouhodobé stability a zkoušek provozní stálosti.

- **Přijímací zkoušky:**

- V rozsahu stanoveném českými technickými normami nebo v rozsahu stanoveném při typovém schvalování ZIZ.
- Zkoušky mohou provádět jen osoby mající příslušné povolení SÚJB.
- Výsledky přijímací zkoušky se zaznamenávají do protokolu o této zkoušce, který obdrží jak osoba, která ZIZ předává, tak osoba, která zdroj přebírá.

- **Zkoušky dlouhodobé stability:**

- V rozsahu stanoveném při typovém schvalování zdroje a způsobem odpovídajícím českým technickým normám.
- Rozsah se upřesňuje při přijímací zkoušce nebo při prvně vykonávané zkoušce dlouhodobé stability nazvané výchozí zkouška dlouhodobé stability.
- Četnost se stanovuje pro významné zdroje ZIZ, mezi které patří i všechna mamografická zařízení na 12 měsíců a další případy uvedené v § 71 vyhlášky č. 307 SÚJB.
- Tyto zkoušky zajišťuje držitel povolení k nakládání se ZIZ.
- Mohou je provádět jen osoby mající příslušné povolení SÚJB.

- **Zkoušky provozní stálosti:**

- Ověřování charakteristických provozních vlastností a parametrů v rozsahu stanoveném českými technickými normami nebo v rozsahu stanoveném při typovém schvalování ZIZ a to na základě návrhu výrobce nebo dovozce zařízení.
- Provádí se periodicky s intervaly dle „Programu zabezpečování jakosti“ mezi výchozí zkouškou provozní stálosti a následnou zkouškou dlouhodobé stability. Mimo tyto intervaly se provádí při každém podezření na špatnou funkci přístroje nebo některé jeho periferie.
- Nastavované expoziční parametry a podmínky těchto zkoušek se musí shodovat s parametry a podmínkami výchozí zkoušky provozní stálosti.
- O provedení se pořizuje „Zkušební zpráva“, která se ukládá na příslušném pracovišti po dobu nejméně jednoho roku a poté se archivuje dle archivního řádu.
- Přehled tolerancí parametrů a ověřovaných skutečností pro zkoušky provozní stálosti mamografických rtg pracovišť včetně jejich četnosti je

uveden v přílohách „Podmínek k udělení Osvědčení o způsobilosti k provádění mamárního screeningu“.

9.1 Systém kontroly kvality v mamografii

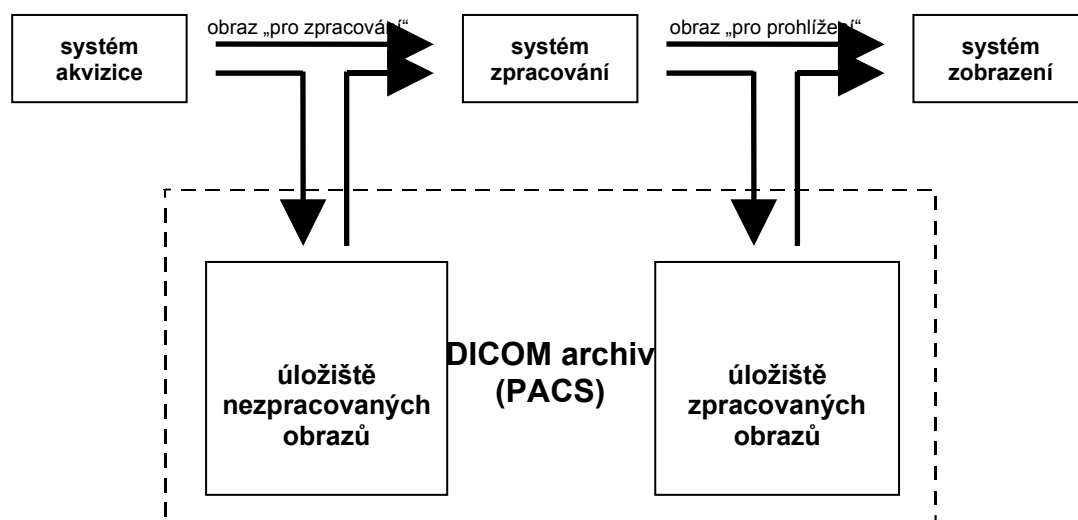
Systém kontroly kvality v mamografii upravuje Věstník MZČR, částka 2 vydaný v únoru 2007. Je zde uveden přehled sledovaných parametrů a ověřovaných skutečností, četnost zkoušek a tolerance. Tento Věstník sice řeší problematiku konvenční (filmové) mamografie, digitální mamografií se ale nezabývá a pouze odkazuje na evropské doporučení „European Guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis“ z roku 2006 (ISBN 92-79-01258-4) [7].

9.2 Kontrola kvality digitálních mamografických zobrazovacích systémů

Prudký rozmach nových technologií digitálních detektorů v posledních letech přiměl výrobce mamografických zobrazovacích systémů k jejich implementaci do mamografického zobrazovacího řetězce. Tyto technologie jsou natolik odlišné od konvenčních (film-fóliových) zobrazovacích systémů, že je nezbytné nastavit nové jakostní normy, postupy a zkoušky specifické pro digitální systémy.

Přístup k metodice provádění jednotlivých zkoušek je takový, že měření by měla být nezávislá na typu a značce měřeného zařízení. Měření jsou založena na parametrech obrazů fantomu známých fyzikálních vlastností pořízených definovanou expozicí. Mezní hodnoty jsou odvozeny od hodnot které jsou nastaveny pro film-fóliové systémy a které splní požadavky evropských směrnic.

K vytvoření obrazů s odpovídající kvalitou musí každý článek zobrazovacího řetězce pracovat v rozmezí určeného výkonu. Zkušenosti ukazují, že neshody výsledků skutečně snižují kvalitu informace přenášenou k pozorovateli. Pro umožnění relevantní kontroly jakosti musí být uživatel schopný posoudit stav systému akvizice včetně detektoru, systému zpracování a systému zobrazení. Tento návod sleduje technická doporučením podle DICOM standardu. Přístroj tudíž musí být schopný přenášet a přijmout digitální záznam obrazu vyšetření prsu z modalit MG (mammography) nebo CR (computed radiography). Modalita MG je preferovaná proti modalitě CR, protože MG zahrnuje i expoziční parametry a rozlišuje pojmy "pro zpracování" (for processing) a „pro prohlížení“ (for presentation) pro „nezpracované“ (unprocessed) a „zpracované“ (processed) obrazy.



Obrázek 26: Schéma digitalizovaného zobrazovacího řetězce

Obecné zásady pro kontrolu tří hlavních částí zobrazovacího řetězce ilustrovaného na obrázku 26 jsou diskutovány níže.

Systém akvizice včetně receptoru obrazu

Systém akvizice je hodnocen:

- **Kontrolou „mapy“ vadných pixelů.** Tato mapa (buď grafická nebo formou tabulky) popisuje pozici všech pixelů, jejichž hodnota (odpověď) není založena na očekávání. Měla by být přístupná uživateli kdykoliv a použitelná nezávisle na vybavení a povolení výrobců.
- **Stanovením vztahu mezi parametry expozice, dávkou v rovině receptoru obrazu a hodnotou pixelu.** Vztah mezi dávkou na diskrétní element a hodnotou pixelu nezpracovaného obrazu, představuje lineární nebo jiný známý matematický vztah a musí být výrobcem stanoven.
- **Indikací jmenovitého nastavení senzitivity systému pro každý obraz.** Protože kvalita obrazu vzrůstá s dávkou, může být očekávaná preference pro vyšší systémovou dávku. Toto ale bezesporu vede k vyšší AGD, tedy k vyššímu riziku pro pacienty. U film-foliových systémů koresponduje dávka s průměrnou optickou hustotou filmu, a je dána citlivostní třídou systému (citlivostní třída 100 koresponduje zhruba s 10 μGy vzdušné kerry v místě receptoru obrazu). U CR systémů by měl výrobce poskytnout údaje umožňující porovnání senzitivity systému s citlivostní třídou. U DR systémů je doporučeno, aby výrobce zajistil v hlavičce souboru parametry potřebné k výpočtu AGD každého jednotlivého pacienta.

Systém zpracování

- Zpracovací algoritmy jsou založené na zvýšení viditelnosti specifických detailů obrazu. V současnosti je k této problematice velmi málo zkušeností a literatury. Proto nejsou k hodnocení systému zpracování zatím žádné metodiky testů ani tolerance parametrů.
- Do budoucna se počítá s tím, že systém zpracování může být hodnocen pomocí sady zkušebních obrazů (buď záznamů vyšetření prsu nebo obrazů fantomu), které byly zpracovány vhodným standardním zpracovacím algoritmem.
 - Tyto obrazy mají být vloženy uživatelem jako „nezpracované obrazy“ a před zobrazením zpracovány programovým vybavením výrobce.
 - Výrobce musí poskytnout informaci o zpracovacím algoritmu a umožnit vložení zkušebních obrazů.

Systém zobrazení

- Zobrazovací soustavu lze hodnotit kontrolou zkušebních obrazců vytvořených v DICOM formátu na zobrazovací soustavě (tiskárně nebo monitoru). Uživatel musí mít možnost vložit tyto obrazy jako „zpracované obrazy“ do zobrazovací soustavy. Zhodnocení těchto obrazů slouží k potvrzení plnění jakostních norem.

Úvod do měření

Metodika jednotlivých testů popisovaných níže je obecně platná a vychází z [7]. Některé testy se provádějí stejným způsobem jako u film-fóliových systémů, u některých testů je rozdíl v provedení mezi CR a DR systémy.

Pro hodnocení systému v klinickém použití se zavádí pojem rutinní expozice. Není-li uvedeno jinak, tato rutinní expozice se použije při všech realizovaných testech.

Parametry rutinní expozice:	
tloušťka testovacího fantomu:	45 mm
materiál testovacího fantomu:	PMMA
anodové napětí:	jako v klinické praxi
materiál anody:	jako v klinické praxi
materiál filtru:	jako v klinické praxi
kompresní zařízení:	v kontaktu s testovacím fantomem
protirozptylová mřížka:	jako v klinické praxi
ohnisková vzdálenost:	jako v klinické praxi
komůrka AEC (pro CR):	v pozici nejbližší hrudní stěně
AEC:	jako v klinické praxi
korekce expozičního kroku:	jako v klinické praxi
doba od expozice po čtení (pro CR):	méně než 1 minuta
zpracování obrazu:	vypnuto

V dalším textu se budeme často setkávat s pojmem „**hodnota pixelu**“. Tato hodnota udává úroveň šedi v použité bitové hloubce. Současné systémy používají 10 až 14 bitovou hloubku. Rozsah hodnot pixelu (odstínů šedi) může tedy nabývat hodnot 0 až $2^n - 1$, kde n je bitová hloubka. Hodnotě 0 odpovídá bílá, hodnotě $2^n - 1$ černá. Střední hodnoty pixelu se měří obvykle v referenční ROI, která má plochu 4 cm², její střed je umístěn 60 mm od hrudní stěny a je postranně vycentrován. Následně se stanovují standardní odchylky od střední hodnoty a posuzuje se jejich význam.

Na následujícím obrázku 27 je demonstrováno, jaké údaje jsou zobrazeny v DICOM prohlížeči při použití nástroje ROI. Nejdůležitějšími hodnotami, se kterými se bude pracovat v následujícím textu je **střední hodnota pixelu** (Průměr) a **standardní odchylka** (St. odch.)



Obrázek 27: Použití nástroje ROI

Tolerance hodnot parametrů systému důležitých pro výslednou kvalitu obrazu vycházejí z tolerancí hodnot parametrů film-fóliových systémů.

Vztah mezi dávkou a hranicí viditelnosti detailů pro jistý kontrast se opírá o měření velkého počtu film-fóliových systémů v UK, Nizozemí, Německu, Belgii a Francii. V některých případech není stanovena přijatelná hodnota ale typická hodnota jako indikace toho, co můžeme za normálních podmínek očekávat.

Četnost měření zde uváděná je minimální požadovaná. Je-li při měření zjištěno překročení přípustné mezní hodnoty, měření je třeba opakovat. V některých případech se může vyskytnout potřeba provést další dodatečná měření. Je-li odchylka potvrzena, je třeba učinit příslušné kroky ke sjednání nápravy (např. servisní zásah).

Pro některé testy jsou mezní hodnoty prozatímní, to znamená že potřebuje další zhodnocení a do budoucna může být změněna.

9.2.1 Systém akvizice

9.2.1.1 Rentgenka

9.2.1.1.1 Velikost ohniska

Velikost ohniska je nejdůležitějším parametrem pro geometrické rozlišení systému. Popisuje se jmenovitou hodnotou, pro každou jmenovitou hodnotu jsou stanoveny maximální dovolené hodnoty délky a šířky. Měření velikosti ohniska se uskutečňuje s cílem určit jeho geometrické rozměry po instalaci, nebo při významném snížení rozlišení. Velikost ohniska musí být stanovena pro všechna dostupná jmenovitá ohniska mamografického zařízení a pro oba rozměry – rovnoběžný i kolmý k ose rentgenky.

Vhodnou a dostatečně přesnou metodou k určení skutečných rozměrů ohniska je použití štěrbinové komory (slit camera) 10 μm. Po odstranění kompresní desky se vytvoří 2 zvětšené obrazy štěrbin (zvětšení 2,5 až 3 krát), pro směr rovnoběžný a kolmý k ose rentgenky. Rozměry ohniska jsou odvozeny měřením dvojice obrazů s použitím nástroje lupa a měření vzdáleností dle vztahu:

$$f = \frac{F}{m_{slit}}, \quad (6)$$

kde:

F je šířka obrazu štěrbin [mm],
 m_{slit} je faktor zvětšení [-], pro který platí:

$$m_{slit} = \frac{d_{slit-to-film}}{d_{focal\ spot-to-film}}, \quad (7)$$

kde:

$d_{slit-to-film}$ je vzdálenost štěrbin-receptor obrazu [mm],
 $d_{focal\ spot-to-film}$ je ohnisková vzdálenost [mm].

V rámci systému ZPS se velikost ohniska posuzuje zprostředkovaně hodnocením MTF.

Mezní hodnoty: délka i šířka pro jmenovitou hodnotu každého ohniska by měla vyhovovat uvedeným tolerancím.

f (jmenovitá hodnota)	rozměr ohniska – dovolená hodnota [mm]	
	šířka	délka
0,1	< 0,15	< 0,15
0,15	< 0,23	< 0,23
0,2	< 0,30	< 0,30
0,25	< 0,38	< 0,38
0,3	< 0,45	< 0,65
0,4	< 0,60	< 0,85

Četnost: při přejímací zkoušce a při změně rozlišení.

Vybavení: štěrbinová komora 10 μm s vhodným zkušebním podstavcem, SW nástroje lupa a měření vzdáleností.

9.2.1.1.2 Ohnisková vzdálenost

Znalost skutečné hodnoty ohniskové vzdálenosti je nutná pro výpočet AGD. Poloha ohniska rentgenky by měla být vyznačena na krytu rentgenky. Ohnisková vzdálenost je vzdálenost této značky k povrchu podpěry prsu zvětšená o vzdálenost

povrch podpěry prsu-povrch receptoru obrazu. Tato ohnisková vzdálenost může být určena přesněji zobrazením objektu známého rozměru (≥ 10 cm) při umístění na podpěru prsu a při umístění ve známé vzdálenosti (≥ 20 cm) nad podpěrrou prsu. Ohnisková vzdálenost se vypočte podle vzorce:

$$f = \frac{d}{a \cdot \left(\frac{1}{p_1} - \frac{1}{p_2} \right)}, \quad (8)$$

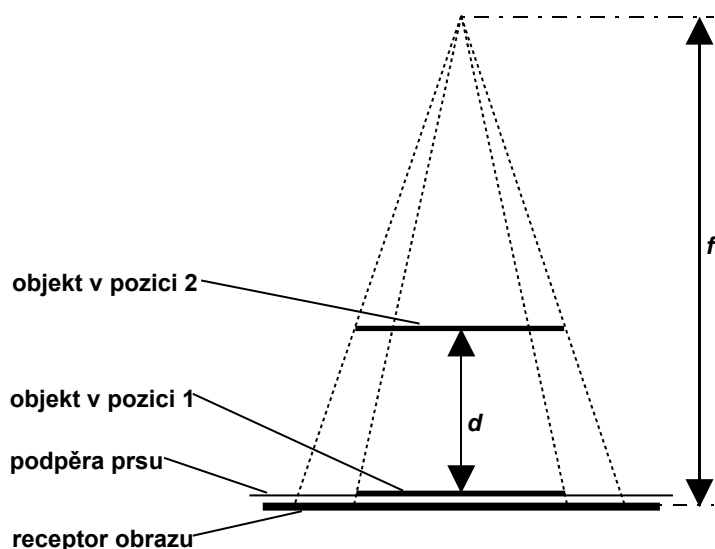
kde:

f je ohnisková vzdálenost [mm],

d je vzdálenost mezi objektem v pozici 1 a 2, *a* je velikost objektu [mm],

***p*₁** je velikost objektu na obrazu 1 (objekt na podpěře prsu) [mm],

***p*₂** je velikost objektu na obrazu 2 (objekt ve známé vzdálenosti *d* nad podpěrrou prsu) [mm].



Obrázek 28: Geometrické uspořádání měřicí soustavy

Mezní hodnota: dle specifikace výrobce, typická hodnota 600 – 650 mm.

Četnost: při přejímací zkoušce. Je-li ohnisková vzdálenost nastavitelná, každých šest měsíců.

Vybavení: délkové měřidlo, kontrastní objekt známých rozměrů, SW nástroj měření vzdáleností.

9.2.1.1.3 Souhlas radiačního s plochou receptoru obrazu

Smyslem testu je ověřit případný přesah pole rtg záření přes okraj podpěry prsu (na straně hrudní stěny), nebo přes plochu receptoru obrazu (pro ostatní strany). Při zjištěném přesahu se nezdůvodněně zvyšuje radiační zátěž pacienta.

Pro CR i DR systémy lze tento test provést s použitím jak film-fóliové kazety, tak CR kazety. Není-li však pro uživatele některých DR systémů tato možnost dostupná, je možné použít speciální, GAFCHROMIC dozimetrické samovyvíjecí filmy.

Souhlas pole rtg záření a receptoru obrazu na straně hrudní stěny může být stanoveno pro CR systémy pomocí dvou kazet a dvou rtg kontrastních měřítek. Kazeta 1 je umístěna v bucky cloně, kazeta 2 na podpěře prsu. Na oba okraje kazety 2 se umístí rtg kontrastní měřítko, rovnoběžně s osou rentgenky a s ohledem na

možnost identifikace okraje podpěry prsu. Po provedení expozice v automatickém režimu a zpracování obrazů se vyhodnotí nesoulad mezi polem rtg záření a okrajem podpěry prsu porovnáním zobrazených měřítek. Přesah radiačního pole přes plochu receptoru obrazu na bocích a na straně bradavky se ověřuje analogicky. Pro DR systémy je metodika stejná, pouze kazeta 1 je nahrazena digitálním detektorem.

Je-li používáno více rozměrů receptoru obrazu a více ohnisek, měření se provádí pro každý rozměr a každé ohnisko.

Mezní hodnota: všechny strany: pole rtg záření nesmí přesahovat receptor obrazu o více než 5 mm.
Hrudní stěna: vzdálenost mezi okrajem receptoru obrazu a okrajem podpěry prsu musí být ≥ 5 mm.

Četnost: ročně.

Vybavení: rtg kontrastní měřítko, vhodné receptory obrazu.

9.2.1.1.4 Unikající záření

Unikající záření je ionizující záření, které proniklo ochranným stíněním zdroje záření (krytem rentgenky). Měření unikajícího záření zahrnuje dvě části. Jeho lokalizaci a měření jeho intenzity.

Na výstupní okénko se umístí kryt (například plát olova) tak, aby z něj nevycházelo žádné primární záření. Kryt rentgenky se vhodným způsobem obloží kazetami a provede se několik expozic s maximálními zatěžovacími parametry. Obrazy se zpracují a detekují se všechny místa nadměrného úniku záření. Kvantitativně se změří množství záření v „aktivních oblastech“ ve vzdálenosti 50 mm od rentgenky pomocí vhodného detektoru. Změřená hodnota kermu ve vzduchu se přepočte na kermový příkon v mGy/h ve vzdálenosti 1 m od ohniska.

Mezní hodnota: ne více než 1 mGy za hodinu v 1 m od ohniska při maximálních zatěžovacích parametrech v oblasti nepřesahující 100 cm², a v souladu s místními předpisy.

Četnost: při přejímací zkoušce a po zásahu na krytu rentgenky.

Vybavení: dozimetr a vhodný detektor.

9.2.1.1.5 Radiační výstup (výtěžnost)

Vysoký radiační výstupní výkon je žádoucí z řady důvodů. Má za následek kratší expoziční časy, snížení rizika pohybové neostrosti a umožňuje kvalitnější zobrazení velkých/dezních prs. Každé podstatné změny radiačního výstupu vyžadují šetření.

Specifický radiační výstup [μ Gy/mAs] a výstupní příkon [mGy/s] by měly být měřeny v manuálním režimu při použití spektra Mo/Mo a při 28 kVp, na přímce, procházející ohniskem a referenční ROI, a to bez kompresní desky a s elektrickým množstvím [mAs] blízkým tomu, které je indikováno pro referenční expozici. Specifický radiační výstup / (výstupní příkon) se získá přepočtem dávky změřené ve známé vzdálenosti od ohniska na vzdálenost 1 m a dělením této hodnoty indikovaným elektrickým množstvím / (expozičním časem).

Jsou-li výsledky měření užívaná pro posuzování radiační ochrany, měření radiačního výstupu se provádí pro všechna používaná spektra, při několika hodnotách anodového napětí a s kompresní deskou.

Pro některé výpočty střední absorbované dávky je nutné zohlednit koeficient zeslabení kompresní desky, který je vyjádřen jako podíl dopadové dávky bez a s použitím kompresní desky při stejných expozičních parametrech.

Mezní hodnoty: přijatelná > 30 µGy/mAs v 1 metru, dosažitelná > 40 µGy/mAs v 1 metru, > 70% hodnoty při přejímací zkoušce pro všechna použitá spektra.

Četnost: každých šest měsíců a při výskytu problémů.

Vybavení: dozimetr, měřič expozičního času.

9.2.1.1.6 Reprodukovatelnost a přesnost anodového napětí

V rámci tohoto testu se kontroluje přesnost rozsahu klinicky užívaných hodnot anodového napětí. Reprodukovatelnost se měří opakovanými expozicemi jedné klinicky užívané hodnoty anodového napětí (obvykle 28 kVp).

Pro správné umístění použitého kVp metru je nutné respektovat návod výrobce.

Mezní hodnota: přesnost pro rozsah klinicky užívaných hodnot napětí < ± 1 kV, reprodukovatelnost < ± 0,5 kV.

Četnost: každých šest měsíců.

Vybavení: kVp-metr.

9.2.1.1.7 Polotloušťka (HVL)

Polotloušťku (Half Value Layer) je tloušťka specifikovaného materiálu (obvykle Al), který zeslabuje v podmínkách úzkého svazku rtg záření nebo záření gama s určitou energií záření nebo s určitým spektrem do té míry, že kermový příkon, expoziční příkon nebo dávkový příkon se sníží na jednu polovinu hodnoty naměřené bez tohoto materiálu. HVL lze stanovit měřením zeslabení svazku rtg záření přidáváním tenkého hliníku (Al filtry) do tohoto svazku.

Detektor dozimetru se umístí na referenční ROI (HVL je pozice závislý) na povrch podpěry prsu. Kompresní deska je v poloviční vzdálenosti mezi ohniskem a detektorem. Zvolí se spektrum Mo/Mo, anodové napětí 28 kVp, adekvátní elektrické množství (mAs) a provede se expozice. Filtry mohou být umístěné na kompresní desce a musí pokrývat celé pole záření. S použitím stejných expozičních parametrů se exponuje každý filtr. Při přejímací zkoušce se provádí pro všechna použitá spektra, pro možnost výpočtu AGD. HVL se vypočítá s použitím vzorce:

$$HVL = \frac{X_1 \cdot \ln\left(\frac{2Y_2}{Y_0}\right) - X_2 \cdot \ln\left(\frac{2Y_1}{Y_0}\right)}{\ln\left(\frac{Y_2}{Y_1}\right)}, \quad (9)$$

kde:

Y_0 je přímá dávka [mGy],

Y_1 a Y_2 jsou dávky změřené s přidanou tloušťkou hliníku X_1 a X_2 podle pořadí [mGy].

Poznámka:

- Požadovaná čistota hliníku je ≥ 99,9%. Přesnost tloušťky hliníkových fólií by měla být 1%.
- Toto měření vyžaduje stabilní radiační výstup.

- HVL pro další (klinické) anodové napětí a další materiály anody a filtru je nezbytné pro stanovení AGD.

Mezní hodnota: pro 28 kV Mo/Mo musí být *HVL* více než 0,30 mm ekvivalentu Al, a je typicky < 0,40 mm Al. Typické hodnoty *HVL* pro obvyklá spektra a anodová napětí jsou:

<i>U</i> [kV]	<i>HVL</i> [mm Al] pro různá spektra				
	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	W/Rh	W/Al
25	0,33±0,02	0,40±0,02	0,38±0,02	0,52±0,03	0,31±0,03
28	0,36±0,02	0,42±0,02	0,43±0,02	0,54±0,03	0,37±0,03
31	0,39±0,02	0,44±0,02	0,48±0,02	0,56±0,03	0,42±0,03
34		0,47±0,02		0,59±0,03	0,47±0,03
37		0,50±0,02			0,51±0,03

Četnost: ročně.

Vybavení: dozimetr, hliníkové fólie: 0,30; 0,40; 0,50; 0,60 mm.

9.2.1.2 Systém AEC (expoziční automatika)

Je obecně doporučeno, aby systémy užívané v mamografickém screeningu používaly AEC a to v režimu plné automatiky. Manuální ani poloautomatický režim totiž nebere v úvahu vnitřní strukturu prsu a proto nemůže optimalizovat poměr kvality obrazu a dávky.

AEC systém přizpůsobuje spektrum záření a anodové napětí tak, že kvalita obrazu je odpovídající a dávka leží uvnitř přijatelného rozsahu.

Výkon systému AEC se ověřuje v rámci reprodukovatelnosti a přesnosti při měnících se podmínkách (tloušťka objektu a kvalita svazku).

Pro měření dávky je nutné umístit komoru dozimetru tak, aby nezasahovala do oblasti, ve které se určují expoziční parametry. U CR systémů je to komůrka AEC, u DR systémů oblast detektoru určená výrobcem. Alternativně může být dávka vypočtena s použitím výtěžnosti (viz. výše) a elektrického množství [mAs].

9.2.1.2.1 Kontrola expozičního kroku

Tento test se provádí pouze pro mamografická zařízení s nastavitelnými expozičními kroky. Standardní testovací fantom se exponuje postupně s různými volbami expozičního kroku. Zaznamenaná se vstupní dávka (nebo elektrické množství) a vypočítá se přírůstek vstupní dávky (nebo elektrického množství) na expoziční krok.

Poznámka: je-li zaznamenáno, že systém přepíná mezi dvěma spektry, uvolní se kompresní deska a znovu stlačí nebo se použije jiná tloušťka PMMA (přidá se například 0,5 cm PMMA) k vynucení volby jednoho konkrétního spektra a měření se opakuje.

Typická hodnota: 5 – 15% přírůstek vstupní dávky (nebo elektrického množství) na expoziční krok.

Četnost: každých šest měsíců.

Vybavení: standardní testovací fantom, dozimetr.

9.2.1.2.2 Záložní časovač a bezpečnostní přerušení

AEC systém by měl být vybaven záložním časovačem nebo bezpečnostním přerušením, které ukončí expozici v případě selhání AEC systému nebo když požadovaná expozice není možná. Nesprávná funkce časovače by mohla vést

k poškození rentgenky. Abychom se vyvarovali jejího nadměrného zatížení, doporučuje se ověřit maximální přípustné zatížení v uživatelském manuálu.

Zaznamenaná se hodnota elektrického množství [mAs], při které systém ukončí expozici například při použití velkých tloušťek PMMA nebo olověného plechu.

Pro DR systémy se doporučuje pokrýt celou plochu detektoru např. olověným plechem, aby nedošlo k jeho poškození.

Mezní hodnota: rezervní časovač nebo bezpečnostní přerušení by měla fungovat správně.

Četnost: ročně.

Vybavení: PMMA fantomy nebo tabule olověného plechu.

9.2.1.2.3 Krátkodobá reprodukovatelnost

Je schopnost AEC přejít mezi po sobě rychle následujícími expozicemi do výchozího stavu. Ověřuje se zprostředkovaně pomocí vstupní povrchové dávky ESD. Dozimetr se umístí do primárního svazku tak, aby nezasahoval do komůrky AEC. Krátkodobá reprodukovatelnost AEC systému se posuzuje hodnocením odchylek ESD jednotlivých měření od průměrné hodnoty z 10 po sobě následujících rutinních expozic.

Poznámka: je-li zaznamenáno, že systém přepíná mezi dvěma spektry, uvolní se kompresní deska a znovu stlačí nebo se použije jiná tloušťka PMMA (přidá se například 0,5 cm PMMA) k vynucení volby jednoho konkrétního spektra a měření se opakuje.

Mezní hodnota: odchylky ESD od střední hodnoty všech expozic $< \pm 5\%$, dosažitelná $< \pm 2\%$.

Četnost: každých šest měsíců.

Vybavení: standardní fantom, dozimetr.

9.2.1.2.4 Dlouhodobá reprodukovatelnost

Je stabilita AEC v delším časovém úseku. Lze ji sledovat pomocí vývoje SNR. Pro hodnocení dlouhodobé reprodukovatelnosti je vhodné použít stejný obraz jako pro hodnocení homogenity. Tento se získá expozicí standardního fantomu pokrývající celý receptor v klinickém nastavení. Zaznamenají se expoziční parametry a v ROI (čtverci s plochou 1 cm^2) nezpracovaného obrazu se zjistí hodnota pixelu, standardní odchylka. Z těchto hodnot se vypočte SNR dle:

$$SNR = \frac{M}{SD}, \quad (10)$$

kde:

M je střední hodnota pixelu [-],

SD je standardní odchylka [-].

Mezní hodnota: odchylka SNR v referenční ROI $< \pm 10\%$.

Četnost: týdně.

Vybavení: standardní fantom.

9.2.1.2.5 Kompenzace tloušťky objektu a napětí

Kompenzace tloušťky objektu se měří s použitím PMMA fantomů v rozsahu tloušťek 20 – 70 mm (kroky po 10 mm), s použitím klinických AEC nastavení (napětí,

spektrum a provozní režim). Kompresní deska musí být v kontaktu s PMMA fantomem.

Zobrazí se PMMA fantom tloušťky 20 mm, s hliníkovým objektem o tloušťce 0,2 mm na povrchu, pokud je to nutné v manuálním režimu a s nastaveními co nejbližší klinickému. Hliníkový filtr je umístěn tak, jak znázorněno na obrázku 29. Změří se průměrná hodnota pixelu a standardní odchylka v jednotlivých ROI (4 cm²). ROI2 s a ROI1 bez Al filtru a CNR se vypočte podle vztahu:

$$CNR = \frac{M_1 - M_2}{SD}, \quad (11)$$

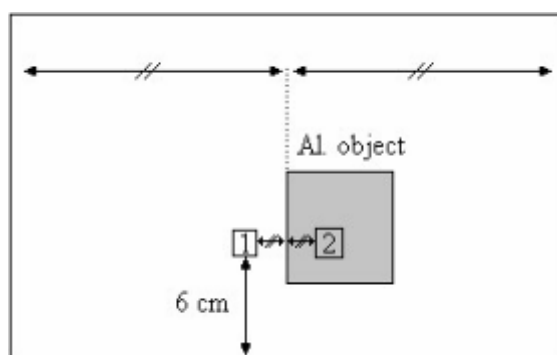
kde:

M_1 je střední hodnota pixelu v oblasti 1 [-],

M_2 je střední hodnota pixelu v oblasti 2 [-],

SD je standardní odchylka v oblasti 1 [-].

Toto měření se opakuje pro 30, 40, 45, 50, 60 a 70 mm PMMA.



Obrázek 29: Umístění Al filtru při měření CNR [7]

Obrazová kvalita pro měřenou tloušťku je vztažena k ekvivalentu 5,0 cm PMMA s použitím změřeného prahového kontrastu (viz. mezní hodnota). CNR pro jiné tloušťky jsou vztaženy k CNR pro PMMA tloušťku 5 cm.

Mezní hodnota: prozatímní mezní hodnoty CNR pro jednotlivé tloušťky PMMA jsou uvedeny v tabulce. Srovnajte hodnoty CNR s výsledky při přejímací zkoušce

Tloušťka PMMA [cm]	CNR (vztaženo k 5,0 cm PMMA) [%]
2,0	> 115
3,0	> 110
4,0	> 105
4,5	> 103
5,0	100
6,0	> 95
7,0	> 90

Četnost: každých šest měsíců.

Vybavení: sada 10 mm silných PMMA fantomů pokrývajících celý detektor, 0,2 mm silný Al plech (například užínavý pro měření HVL).

9.2.1.3 Komprese

Prs se komprimuje na minimální tloušťku s ohledem na snesitelnost komprese pacientkou. Neexistuje předepsaná ani optimální hodnota pro kompresní sílu a tloušťku, pozornost by však měla být věnována přesnosti indikované kompresní síly a tloušťky, zejména při opakovaných vyšetřeních.

Všechny přístroje musí být vybaveny číslíkovými indikátory síly a tloušťky komprese a automatickou dekompresí po ukončení expozice.

9.2.1.3.1 Kompresní síla

Smyslem testu je ověřit, zda kompresní síla indikovaná na konzole koresponduje s naměřenou hodnotou. V rámci tohoto testu se rovněž ověřuje, zda aplikovaná síla je udržena po dobu 1 minuty. Vizuelní kontrolou se kontroluje mechanická neporušenost kompresní desky a eventuelní přítomnost prasklin a ostrých okrajů.

Mezní hodnota: nejvyšší automaticky nastavitelná kompresní síla: 130 - 200 N musí být udržovaná nezměněná nejméně 1 minutu. Indikovaná síla komprese musí být v rozmezí ± 20 N naměřené hodnoty. Kompresní deska nesmí mít žádné trhliny nebo ostré hrany.

Četnost: roční.

Vybavení: vhodné kalibrované váhy.

9.2.1.3.2 Homogenita komprese

Homogenitu komprese při maximální nastavitelné síle lze ověřit komprimací pěnového plastu, který svým tvarem, velikostí a stlačitelností simuluje reálný prs. Měří se vzdálenost mezi povrchem podpěry prsu a kompresní deskou v každém rohu. Nehomogenity komprese bývají v praxi rozdílné. Větší pozornost musí být věnována hodnocení nehomogenity ve směru rovnoběžném s hrudní stěnou. Průmět svislého okraje kompresního zařízení nesmí zasahovat do plochy receptoru obrazu

Mezní hodnota: pro symetrickou zátěž nesmí být délkové rozdíly mezi naměřenými vzdálenostmi na levé a pravé straně kompresní desky ≥ 5 mm

Četnost: ročně.

Vybavení: pěnový plast, který svým tvarem, velikostí a stlačitelností simuluje reálný prs (měrná hustota asi 30 mg/cm^3), délkové měřidlo.

9.2.1.4 Podpěra prsu

Je-li zařízení vybaveno více než jedním formátem bucky nebo je-li do zobrazovacího řetězce možné začlenit více než jeden detektor, každý systém musí být hodnocen odděleně. Testy v této části se vztahují pouze na mamografická zařízení s odstranitelnou protirozptylovou mřížkou.

9.2.1.4.1 Faktor mřížky

Faktor mřížky je podíl ESD s mřížkou a ESD bez mřížky.

Standardní fantom se exponuje v klinickém nastavení s protirozptylovou mřížkou. Zaznamená se ESD a změří se průměrná hodnota pixelu v referenční ROI. Dále se exponují dva obrazy bez mřížky s průměrnými hodnoty pixelu nad a pod hodnotou obrazu s mřížkou a zaznamenají se hodnoty ESD. Interpolací se nalezne hodnota pixelu odpovídající obrazu s mřížkou a k ní příslušná hodnota ESD bez mřížky.

Mezní hodnota: dle specifikace výrobce, typická hodnota < 3 .

Četnost: při přejímací zkoušce.

Vybavení: standardní fantom, dozimetr.

9.2.1.4.2 Zobrazení mřížky

Pro zhodnocení homogenity mřížky v případě podezření na její poškození nebo hledání původu artefaktů může být mřížka zobrazena automatickou expozicí bucky s nejnižším nastavením expozičního kroku, bez přidané tloušťky PMMA. Toto nastavení obvykle postačí k dobrému zobrazení lamel mřížky.

Mezní hodnota: žádná významná nehomogenita.

Četnost: ročně.

Vybavení: žádné.

9.2.1.5 Receptor obrazu

9.2.1.5.1 Funkce odezvy

Funkce odezvy detektoru může být hodnocena zobrazováním standardního fantomu s různými zatěžovacími parametry pro klinicky užívanou kvalitu svazku. Pro toto měření se používá ruční režim a alespoň 10 rozdílných hodnot mAs. Řada hodnot mAs by měla být zvolena tak, aby měření pokrylo široký okruh vstupní povrchové vzdušné kermey (například 1/10 až 5 násobek vzdušné kermey pro obvyklou expozici).

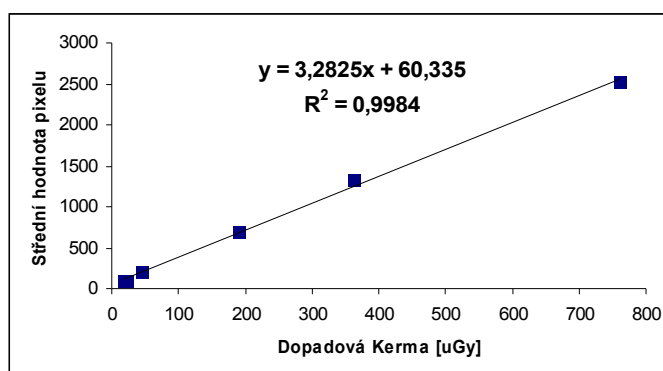
Pro systémy s lineární odezvou, jako jsou současně dostupné DR systémy, se měří průměrné hodnoty pixelu a standardní odchylky v referenční ROI na nezpracovaném obrazu. Z naměřených hodnot lze sestavit graf závislosti průměrné hodnoty pixelu na vstupní povrchové vzdušné kermě a vypočítat spolehlivost R^2 . Z rovnice regrese lze určit počátek, který je potřebný pro offset hodnoty pixelu. Výsledky se porovnají s předchozím měřením. Rovnice regrese uvedená v grafu 17 představuje linearizaci funkce odezvy:

$$y = a \cdot x + b, \quad (12)$$

kde:

a je gradient odezvy detektoru (strmost) [-],

b je offset hodnoty pixelu [-].



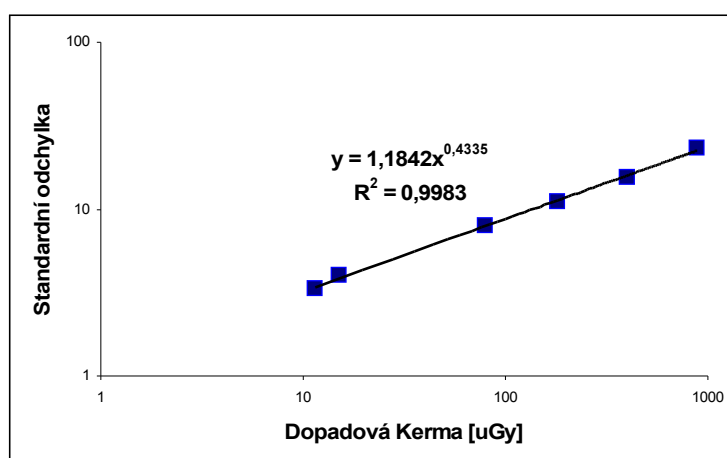
Graf 17: Funkce odezvy detektoru

Pro systémy s nelineární odezvou, jako jsou například některé současně dostupné CR systémy, se postupuje obdobně, ale vstupní povrchová vzdušná kerma se vynese v logaritmickém měřítku. Je-li vztah mezi hodnotou pixelu a vstupní povrchovou kermou použitého CR zařízení lineární nebo logaritmický zjistíme v manuálu výrobce. Zpracování obrazu by mělo být vypnuto.

Mezní hodnota:	$R^2 > 0,99$, výsledky z přejímací zkoušky jsou užívané jako referenční hodnoty.
Četnost:	každých šest měsíců. Při přejímací zkoušce: dodatečná měření při minimálním a maximálním anodovém napětí používaným v klinické praxi pro každou kombinaci anody a filtru.
Vybavení	Standardní fantom, dozimetr.

9.2.1.5.2 Hodnocení šumu

K hodnocení šumu je vhodné použít obrazy z měření funkce odezvy. V referenčních ROI se změří standardní odchylky a vynesou se v závislosti na vstupní povrchové kermě v logaritmickém měřítku. Proloží se mocninný typ spojnice trendu a zobrazí rovnice regrese. V případě, že v systému není přítomen žádný jiný šum, kromě kvantového, očekává se, že exponent bude 0,5. Případná nelinearita je indikací pro přítomnost dodatečných zdrojů šumu kromě kvantového.



Graf 18: Hodnocení šumu

Mezní hodnota:	výsledky z přejímací zkoušky jsou užívané jako referenční hodnoty.
Četnost:	každých šest měsíců. Při přejímací zkoušce: dodatečná měření při minimálním a maximálním anodovém napětí používaným v klinické praxi pro každou kombinaci anody a filtru.
Vybavení	Standardní fantom, dozimetr.

9.2.1.5.3 Vynechaná oblast hrudní stěny

Je dána vzdáleností mezi okrajem podpěry prsu a okrajem obrazu. Toto lze stanovit několika způsoby. V některých mamografických fantomech jsou značky, ze kterých lze tuto vzdálenost přímo odečíst. Variantou je rovněž použití kontrastních měřítek zarovnaných s podpěrou prsu. Pro CR systémy by toto měření mělo být opakováno 5 krát pro ověření reprodukovatelného umístění kazety.

Mezní hodnota:	šíře vynechané oblasti hrudní stěny ≤ 5 mm.
Četnost:	při přejímací zkoušce.
Vybavení:	fantom se značkami nebo jiné vhodné kontrastní měřítko.

9.2.1.5.4 Homogenita receptoru obrazu

Informaci o homogenitě receptoru obrazu lze získat expozicí standardního testovacího fantomu, pokrývajícím celý detektor v klinickém nastavení. Zaznamenají se expoziční parametry a na nezpracovaném obrazu se změří střední hodnota pixelu

v ROI (čtverci s plochou z 1 cm²), jak je znázorněno na obrázku 31 pro CR systémy a na obrázku 30 pro DR systémy. Šíře okna (WL) by měl být cca 10% průměrné hodnoty pixelu. Odchylka homogenity vzhledem ke střední ROI se vyjádří:

$$Dev = \frac{M_{centre} - M_{edge}}{M_{centre}} \times 100, \quad (13)$$

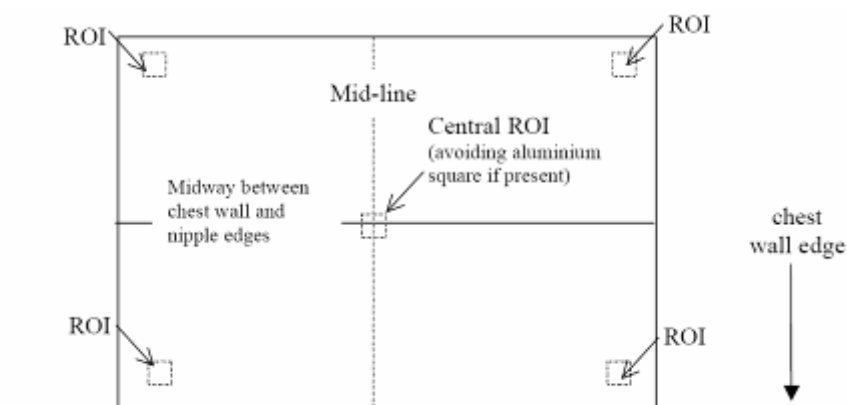
kde:

Dev je odchylka od středu [%],

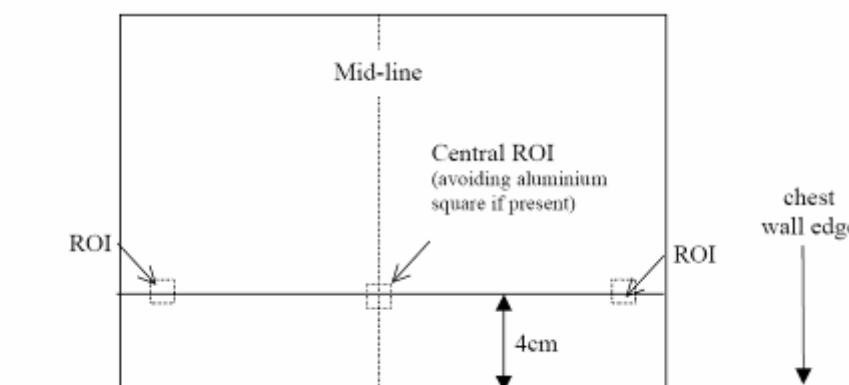
M_{centre} je střední hodnota pixelu v centrální ROI [-],

M_{edge} je střední hodnota pixelu hodnocené ROI [-].

Programové vybavení pro test homogenity detektoru je k dispozici na: www.euref.org.



Obrázek 30: Schéma pro hodnocení homogenity DR systémů



Obrázek 31: Schéma pro hodnocení homogenity CR systémů

Mezní hodnota: **(prozatímní)** maximální odchylka homogenity < ± 10%.

Četnost: týdně a po údržbě, při přejímací zkoušce také pro 20 a 70 mm tloušťky PMMA.

Vybavení: standardní testovací fantom pokrývající celý detektor, při přejímací zkoušce také PMMA bloky tloušťky 20 a 70 mm pokrývající celý detektor, popř. software pro stanovení homogenity detektoru.

9.2.1.5.5 Vadné elementy detektoru (DR systémy)

Vyšetří se aktuální „mapa“ vadných pixelů. Tato mapa (buď grafická prezentace nebo tabulka) definuje pozici všech pixelů, jejichž odezva je chybná. Musí být kdykoliv dostupná uživateli.

Ohodnotí se současná informace o vadných pixelech a srovná se jejich počet a pozice s předchozí mapou.

Mezní hodnota: v současné době nejsou stanoveny žádné mezní hodnoty. Je doporučeno použít toleranci výrobce.

Četnost: každých šest měsíců.

Vybavení: mapa vadných pixelů.

9.2.1.5.6 Neopravené vadné elementy detektoru (DR systémy)

Pro vymezení počtu a pozice neopravených vadných elementů detektoru je vhodný obraz standardního testovacího fantomu v klinickém nastavení. Provádí se hodnocení střední hodnoty pixelu pomocí nástroje ROI (čtverec s plochou 1 cm²) a srovnává se s průměrnou hodnotou celého obrazu. Některé mamografické přístrojeprovádějí toto hodnocení v rámci svých interních testů. Software pro stanovení počtu a pozice nekorigovaných vadných elementů detektoru je k dispozici na: www.euref.org.

Mezní hodnota: v současné době není stanovena.

Četnost: týdně.

Vybavení: standardní tesovací fantom pokrývající celý detektor. Při přejímací zkoušce také PMMA bloky tloušťky 20 a 70 mm pokrývající celý detektor.

9.2.1.5.7 Variace v senzitivitě mezi kazetami (CR systémy)

Ověřuje se zobrazením standardního fantomu s použitím klinického nastavení. Zaznamená se vstupní povrchová vzdušná kerma (nebo elektrické množství). Kazeta se zpracuje pomocí CR zařízení s vypnutím post-processingu. Změří se střední hodnotu pixelu a standardní odchylky v referenční ROI. Vypočte se SNR. Toto se opakuje pro všechny kazety.

Mezní hodnoty: odchylka v SNR referenční ROI mezi všemi kazetami $< \pm 15\%$, odchylka vstupní povrchové vzdušné kermu (nebo elektrickým množstvím) $< \pm 10\%$, na obrazech nejsou patrné žádné významné nehomogenity.

Četnost: ročně a po zavedení nových kazet.

Vybavení: standardní testovací fantom.

9.2.1.5.8 Vliv dalších zdrojů záření (CR systémy)

CR kazeta se vymaže a na její povrch se např. lepicí páskou připevní dvě různé mince, na každou stranu kazety jedna. Skladujte kazetu v obvyklém prostoru co nejdéle, například během kompletní ZDS. Poté se kazeta zpracuje. Dodatečné zpracování obrazu je vypnuto. Zhodnotí se viditelnost mincí na výsledném obrazu.

Mezní hodnota: mince by neměly být viditelné.

Četnost: při přejímací zkoušce a při změně uskladnění kazet.

Vybavení: dvě mince různé velikosti.

9.2.1.5.9 Únik latentního obrazu (CR systémy)

Zpracuje se obraz standardního fantomu získaný v manuálním režimu 1 minutu po provedení expozice. Změří se střední hodnota pixelu v referenční ROI. Měření se opakuje s různými dobami před zpracováním (2, 5, 10, 30 minut).

Mezní hodnota: výsledky z přejímací jskoušky jsou užívané jako referenční hodnoty.

Četnost: při přejímací zkoušce a při výskytu problémů.

Vybavení: standardní fantom.

9.2.1.5.10 Dozimetrie

Provede se expozice PMMA vrstvy 20 mm v klinickém nastavení. Zaznamená se vstupní povrchová vzdušná kerma a expoziční parametry zvolené AEC. Toto měření se opakuje pro 30, 40, 45, 50, 60 a 70 mm PMMA. Vypočítá se střední absorbovaná dávka pro ekvivalent každé PMMA tloušťky.

Detailní postup výpočtu střední absorbované dávky včetně příslušných vztahů byl uveden v kapitole 7.3.

Mezní hodnoty Maximální střední absorbovaná dávka je stanovena pomocí tlouštěk PMMA:

Tloušťka PMMA [cm]	Ekvivalentní tloušťka prsu [cm]	Maximální střední absorbovaná dose v ekvivalentním prsu	
		přípustná hodnota [mGy]	dosažitelná hodnota [mGy]
2,0	2,1	< 0,8	< 0,6
3,0	3,2	< 1,3	< 1,0
4,0	4,5	< 2,0	< 1,6
4,5	5,3	< 2,5	< 2,0
5,0	6,0	< 3,3	< 2,6
6,0	7,5	< 5,0	< 4,0
7,0	9,0	< 7,3	< 5,8

Četnost Každých 6 měsíců.

Vybavení Sada 10 mm a 5 mm tlouštěk PMMA pokrývajících celý detektor, dozimetr

9.2.1.6 Kvalita obrazu

9.2.1.6.1 Prahový detekovatelný kontrast

Prahový detekovatelný kontrast je stanoven pro kruhové detaily s ekvivalentní tloušťkou v rozsahu od 0,1 do 2 mm. Detaily jsou umístěny na pozadí fantomu s ekvivalentní tloušťkou (v rámci zeslabení) 50 mm PMMA. Objekty musí být umístěny ve výšce 20 až 25 mm nad podpěrou prsu. Test se provede v manuálním režimu s expozičními parametry, které by byly zvoleny v klinickém provozu. Zhotoví se šest obrazů fantomu s detaily vždy s mírným posunutím k zabezpečení různé vzájemné polohy detailů a elementů detektoru. Tři zkušební pozorovatelé určí minimální viditelný kontrast (každý u dvou obrazů). Celý rozsah specifikovaných tlouštěk v tabulce mezních hodnot níže musí být pokrytý. Šíře okna a úroveň zvětšení musí být přizpůsobené maximální viditelnosti objektů.

Mezní hodnota: uvedené mezní hodnoty jsou vztaženy k fantomu CDMAM. Při použití jiného fantomu je nutné použít hodnoty výrobce příslušného fantomu.

Tloušťka detailu [mm]	Prahový kontrast			
	Přijatelná hodnota		Dosažitelná hodnota	
	Radiační kontrast pro Mo/Mo a 28 kV [%]	Ekvivalentní tloušťka Au [μm]	Radiační kontrast pro Mo/Mo a 28 kV [%]	Ekvivalentní tloušťka Au [μm]
2	< 1,05	0,069	< 0,55	0,038
1	< 1,40	0,091	< 0,85	0,056
0,5	< 2,35	0,150	< 1,60	0,103
0,25	< 5,45	0,352	< 3,80	0,244
0,1	< 23,0	1,68	< 15,8	1,10

Četnost: ročně.

Vybavení: vhodný fantom.

9.2.1.6.2 Modulační přenosová funkce (MTF)

Pro stanovení MTF se doporučuje postupovat dle doporučení výrobce mamografického zařízení. Výrobce obvykle udává hodnotu MTF [%] pro určité prostorové frekvence a parametrické podmínky provedení testu. Hodnoty MTF udané výrobcem jsou považovány za referenční. MTF na určité prostorové frekvenci (lp/mm) lze vypočítat dle:

$$MTF_{(lp/mm)} = \frac{\pi}{\sqrt{2}} \cdot \frac{sd_{(lp/mm)}}{mean_{space} - mean_{bar}} \cdot 100 [\%], \quad (14)$$

kde:

MTF_(lp/mm) je modulační přenosová funkce na požadované prostorové frekvenci [%],

sd_(lp/mm) je standardní odchylka střední hodnoty pixelu na této frekvenci [-],

mean_{space} (mean_{bar}) jsou střední hodnoty pixelu mezery (čáry) [-].

Mezní hodnota: výsledky z přejímací zkoušky jsou používány jako reference.

Četnost: při přejímací zkoušce nebo nastanou-li problémy s jakostí obrazu.

Vybavení: pomůcka pro hodnocení MTF.

9.2.1.6.3 Expoziční čas

Dlouhý expoziční čas může vyvolat pohybovou neostrost. Expoziční čas lze měřit pomocí různých typů dozimetřů. Čas udávaný pro obvyklou expozici ve všech klinických AEC režimech je měřený ve standardní PMMA tloušťce (40 mm).

Mezní hodnota: přijatelná: < 2 s; dosažitelná: <1.5 s.

Četnost: ročně.

Vybavení: vhodný měřicí přístroj, standardní fantom.

9.2.1.6.4 Geometrické zkreslení a hodnocení artefaktů

Geometrické zkreslení se hodnotí měřením vzdáleností pomocí nástroje měření vzdáleností na obrazu fantomu s horizontálními, vertikálními a diagonálními

linkami. V různých digitálních systémech se mohou vyskytovat různé druhy artefaktů. Vhodnou pomůckou pro jejich detekci je mřížka pro kontrolu kontaktu mezi zesilující fólií a filmem používaná v konvenční mamografii.

Mezní hodnota: žádné rušivé artefakty, žádné viditelné zkreslení.

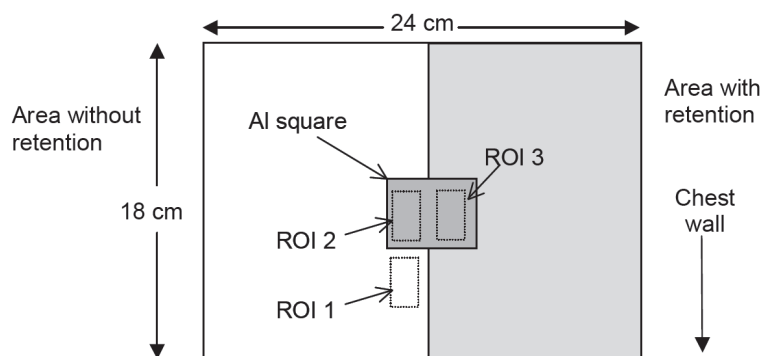
Četnost: každých šest měsíců.

Vybavení: vhodný testovací fantom s horizontálními, vertikálními a diagonálními linkami, mřížka pro kontrolu kontaktu.

9.2.1.6.5 Násobný obraz/důkladnost vymazání

Násobný obraz (Ghost Image) je zbytek předchozího obrazu v přítomném obrazu. V tomto měření je vztažen indukovaný násobný obraz ke kontrastu 0,1 mm Al v klinickém nastavení.

45 mm PMMA se umístí na podpěru prsu a zhotoví se dva obrazy v klinickém nastavení. Pro první obraz je PMMA je umístěn tak, že jedna polovina detektoru je krytá a druhá polovina ne. Pro druhý obraz se umístí 0,1 mm silná Al fólie formátu 10×10 mm na povrch PMMA (přesně vycentrovat). Tentokrát PMMA pokrývá celý detektor. Čas mezi oběma obrazy by měl být přibližně jedna minuta.



Obrázek 32: Geometrické uspořádání pro test násobného obrazu

Měří se střední hodnota pixelu v ROI 4 cm² v oblastech vyznačených na obrázku 32 na druhém obrazu a vypočte se faktor násobného obrazu dle:

$$\text{Ghost image factor} = \frac{\text{mean pixel value (ROI 3)} - \text{mean pixel value (ROI 2)}}{\text{mean pixel value (ROI 1)} - \text{mean pixel value (ROI 2)}}, \quad (15)$$

kde:

popis jednotlivých ROI pro měření středních hodnot pixelu je uveden na obrázku 32.

Mezní hodnota: faktor násobného obrazu < 0,3 (prozatímní hodnota).

Četnost: ročně.

Vybavení: standardní testovací fantom, hliníková fólie tloušťky 0,1 mm (například filtry které jsou užívané pro měření HVL).

9.2.2 Systém zpracování obrazu

V současné době neexistuje žádné doporučení pro kvantitativní hodnocení zpracování obrazu. Každý výrobce používá svůj algoritmus zpracování a interní testy pro jeho kontrolu.

Doporučuje se pouze kvalitativní hodnocení sady (například 50 nezpracovaných záznamů vyšetření prsu) po vložení do systému zpracování

zkušeným pozorovatelem. Zvláštní pozornost by měla být věnována zobrazení mikrokalcifikací a choulostivých struktur.

9.2.3 Systém zobrazení

Několik všeobecných poznámek

- Zkušební obrazce musí být zobrazeny v plném rozlišení (pixel na pixel) nebo vytištěny v plné velikosti, kontrast a jas zobrazených obrazců nesmí být upravován.
- Pro testy v této kapitole se předpokládá použití displeje primární nebo sekundární třídy a je nutno počítat s jejich mezními hodnotami.
- Některé testy v této kapitole jsou pouze pro CRT displeje, jiné pouze pro LCD displeje.
- Pro hodnocení tištěných obrazců lze použít lupu.
- Monitory by měly být testované v klinicky používaných podmínkách (se zapnutým třetím monitorem a s vloženými filmy na zapnutém negatoskopu).

9.2.3.1 Monitory

9.2.3.1.1 Osvětlení okolí

Výsledky většiny testů v této kapitole jsou velmi citlivé na intenzitu okolního osvětlení, proto by všechny měly být provedeny při klinických podmínkách (osvětlení místnosti, jas negatoskopů a dalších zobrazovacích jednotek). Osvětlení okolí se měří ve středu displeje s detektorem osvětlení aktivní plochou od displeje a při vypnutém měřeném displeji.

Mezní hodnota: osvětlení okolí by mělo být pro primární zobrazovací jednotky méně než 10 lux.

Četnost: každých šest měsíců (vždy za stejných klinických podmínek), při změně těchto podmínek.

Vybavení: luxmetr.

9.2.3.1.2 Geometrické zkreslení (CRT displeje)

Vizuálně se zkontroluje, zda je zkušební obrazec TG18-QC (viz. obrázek 33) zobrazený bez geometrického zkreslení. Hodnotí se linky a okraje zkušebního obrazce.

Mezní hodnota: hranice by měly být zcela viditelné, linky by měl být přímé, aktivní oblast zobrazení by měla být vycentrována na monitoru.

Četnost: denně.

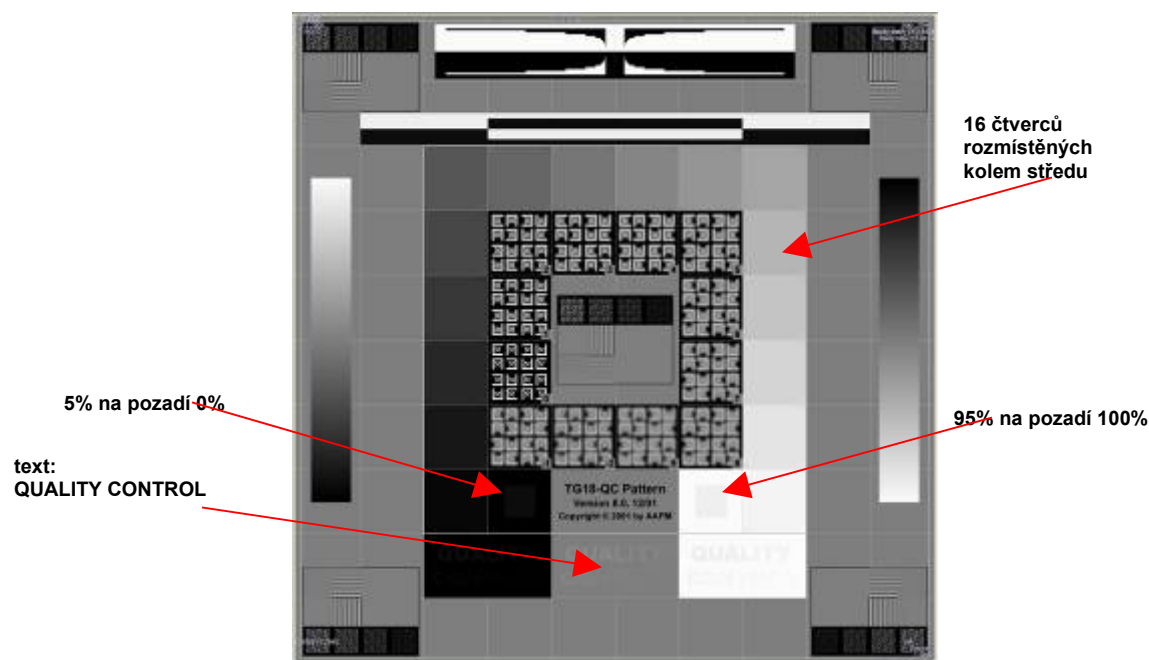
Vybavení: zkušební obrazec TG18-QC.

9.2.3.1.3 Viditelnost kontrastu

Zkušební obrazec TG18-QC obsahuje několik objektů pro hodnocení viditelnosti kontrastu. Šestnáct čtverců s klesající hodnotou pixelu (tedy s klesající úrovní šedi) je umístěno přibližně ve stejné vzdálenosti od středu obrazu. Jednotlivé úrovně šedi musí být rozeznatelné. Na pozadí dalších dvou čtverců s hodnotou pixelu odpovídající 100% (zcela bílá) a 0% (zcela černá) jsou umístěny menší čtverce s hodnotami pixelu odpovídající 95% a 5%. Tento 5% rozdíl kontrastu v černém i bílém čtverci musí být rozeznatelný. Ve třech obdélnících je nápis

QUALITY CONTROL s klesajícím kontrastem k pozadí. Sleduje se degradace viditelnosti těchto nápisů v porovnání k jejich viditelnosti při přejímací zkoušce.

Selže-li tento test, doporučuje se provést testy „Rozsah jasu“ a „GSDF“.



Obrázek 33: zkušební obrazec TG18-QC

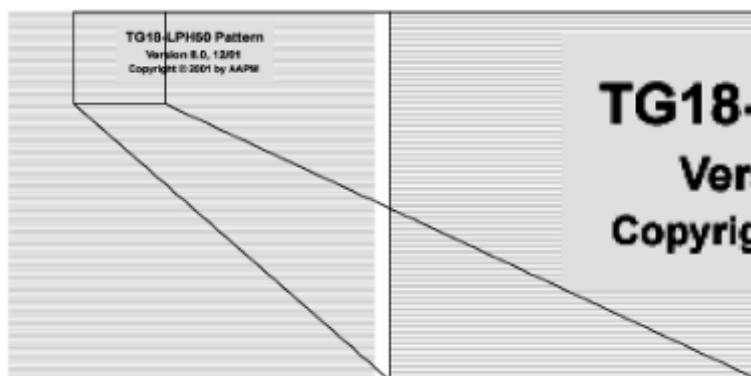
Mezní hodnota: všechny úrovně šedi 16 čtverců musí být rozlišitelné, 5% a 95% kontrast čtverců by měl být zřetelně viditelný.

Četnost: denně.

Vybavení: zkušební obrazec TG18-QC.

9.2.3.1.4 Rozlišení

Rozlišovací schopnost se hodnotí vizuální kontrolu horizontálních a vertikálních linek zkušebních obrazců zobrazených na monitoru. Na adrese <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/> je k dispozici 6 zkušebních obrazců s různou úrovní pozadí jasu (TG18-LPH10, TG18-LPH50 a TG18-LPH89 s horizontálními linkami a TG18-LPV10, TG18-LPV50 a TG18-LPV89 s vertikálními linkami).



Obrázek 34: Zvětšený výřez zkušebního obrazce TG18-LPH50

Mezní hodnota: všechny linky zkušebních obrazců by měly být rozpoznatelné.

Četnost: každých 6 měsíců.

Vybavení: zkušební obrazce TG18-LPH10, TG18-LPH50, TG18-LPH89, TG18-LPV10, TG18-LPV50 a TG18-LPV89 o velikosti 2k×2k.

9.2.3.1.5 Artefakty displeje

Zkušební obrazec TG18-QC obsahuje rovněž základní prvky, které mohou být použity pro detekci artefaktů. Obraz by měl být pečlivě kontrolovaný na vadné pixely (pouze LCD), přechody z černé do bílé a z bílé do černé krajních linek (toto může odhalit nedostatečnou bitovou hloubku), a artefakty blízko přechodů černá-bílá a bílá-černá (grafická karta). Také je nutné věnovat pozornost časové nestabilitě (blikání) a prostorové nestabilitě (chvění).

Mezní hodnoty Žádné rušivé artefakty by neměly být viditelné.

Četnost Denně.

Vybavení zkušební obrazec TG18-QC (2k×2k).

9.2.3.1.6 Rozsah jasu

Je poměr mezi maximálním jasnem (bílá) a minimálním jasnem (černá). Vhodný zkušební obrazec pro minimální jas je TG18-LN12-01 a pro maximální jas TG18-LN12-18. Poměr maximálního a minimálního jasu displeje, za přítomnosti osvětlení okolí, je indikátor odezvosvé schopnosti monitoru. Oba jasy by měl být měřené s použitím dalekohledného jasoměru, který zahrnuje i vliv osvětlení okolí. Je třeba počítat s tím, že jas LCD monitorů je závislý na úhlu prohlížení.



Obrázek 35: zkušební obrazce TG18-LN12-01 (vlevo) a TG18-LN12-18 (vpravo)

Mezní hodnoty: poměr maximálního a minimálního jasu by měl být pro primární zobrazovací jednotky alespoň 250, pro sekundární zobrazovací jednotky alespoň 100. Rozdíl maximálních jasů mezi displeji jedné zobrazovací stanice by neměl nepřesahovat 5% nižšího.

Četnost: každých šest měsíců nebo při změně kontrastní viditelnosti.

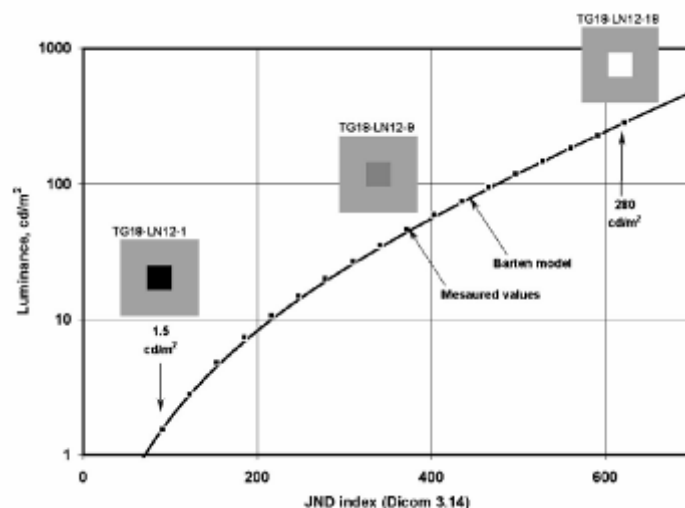
Vybavení: dalekohledný jasoměr, zkušební obrazce TG18-LN12-01 a TG18-LN12-18.

9.2.3.1.7 Zobrazení stupnice šedi (GDF)

Abychom se ubezpečili, že se záznam vyšetření prsu zobrazí podobně na různých prohlížečích stanicích a na tištěném filmu, měl by být přiřazen hodnotě pixelu odpovídající jas bodu displeje nebo optické hustotě filmu. Tímto měřením

ověříme, je-li displej přizpůsoben DICOM Greyscale Standard Display Function (DICOM GSDF).

GDF může být určena měřením jasů sady 18 zkušebních obrazců TG18-LN12-01 až TG18-LN12-18. Zkušební obrazce by měly být zobrazeny na celém displeji a jas měřen uprostřed. Tvar GDF závisí na okolním světle v místnosti, proto světla, negatoskopy a další zobrazovací jednotky jsou nastaveny tak, jako v klinické praxi. K zahrnutí vlivu osvětlení okolí by měl být použit dalekohledný jasoměr. Změřené údaje lze vložit do kalkulační tabulky „MonitorCheck“, která je dostupná na EUREF website www.euref.org a pomocí ní vypočítat souhlas s GSDF.



Obrázek 36: Příklad měření jasů 18 obrazců pro ověření shody GDF s GSDF

Mezní hodnota: vypočítaná kontrastní odezva GDF by měla ležet uvnitř $\pm 10\%$ GSDF pro displeje třídy A ($\pm 20\%$ pro displeje třídy B).

Četnost: každých šest měsíců a při změně viditelnosti kontrastu.

Vybavení: dalekohledný jasoměr, zkušební obrazce TG18-LN12-01 až TG18-LN12-18.

9.2.3.1.8 Homogenita jasů

Byl-li displej testován pro DICOM souhlas uprostřed, neznamená to, že kontrastní viditelnost je optimální v každé pozici v monitoru. Dalo by se sice měřit GDF pro několik lokalit na monitoru, ale více vhodné se jeví kontrolovat homogenitu displeje. Jas displeje se měří v pěti lokalitách pro každý monitor. Vhodné testovací obrazce jsou TG18-UNL10 a TG18-UNL80 (viz. obrázek 37).



Obrázek 37: Zkušební obrazce TG18-UNL10 (vlevo) a TG18-UNL80 (vpravo)

- Mezní hodnota:** maximální odchylka jasu displeje by měla být méně než 30% pro CRT displeje, pro LCD displeje $(L_{\max} - L_{\min}) / L_{\text{centr}} < 0,3$.
- Četnost:** každých šest měsíců a při změně kontrastní viditelnosti.
- Vybavení:** candelametr (dalekohledné jasoměry by měl být vybaveny pro toto měření kónusem), TG18-UNL10 a TG18-UNL80.

9.2.3.2 Tiskárny (Laser Printer)

9.2.3.2.1 Geometrické zkreslení

Vytiskne se zkušební obrazec TG18-QC (viz. obrázek 33) a vizuálně se kontroluje je-li vytištěný obraz bez geometrického zkreslení. K tomu užíváme pouze linky a okraje zkušebního obrazce.

- Mezní hodnota:** hranice by měly být zcela viditelné, linky by měly být přímé.
- Četnost:** denně.
- Vybavení:** zkušební obrazec TG18-QC.

9.2.3.2.2 Viditelnost kontrastu

Vytiskněte zkušební obrazec TG18-QC (viz. obrázek 33). Kontroluje se viditelnost jednotlivých objektů, stejně jako u testu 10.2.3.1.3. Ujistěte se, že má negatoskop, na kterém zkušební obrazec prohlížíte dostatečný jas.

Zobrazení zkušebního obrazce TG18-QC také závisí na odpovídajícím zobrazení hodnoty pixelu k optické hustotě. Selhal-li test, měly by být provedeny testy „Rozsah optické denzity“ a „GDF“.

- Mezní hodnota:** všechny úrovně šedi 16 čtverců musí být rozlišitelné, 5% a 95% kontrast čtverců by měl být zřetelně viditelný.
- Četnost:** denně.
- Vybavení:** zkušební obrazec TG18-QC.

9.2.3.2.3 Rozlišení

Rozlišení tiskárny se provádí hodnocením jemných horizontálních a vertikálních linek. Vhodným zkušebním obrazcem s jemnými těmito linkami je TG18-PQC (viz. obrázek 38).



Obrázek 38: zkušební obrazec TG18-PQC

Mezní hodnota: všechny linky zkušebního obrazce by měly být rozeznatelné.
Četnost: při přejímací zkoušce a při podezření na snížení rozlišení.
Vybavení: zkušební obrazec TG18-PQC.

9.2.3.2.4 Artefakty tiskárny

Hodnotí se na vytištěných zkušebních obrazcích TG18-QC (viz obrázek 33), TG18-PQC (viz obrázek 38), TG18-UN80 a TG18-UN10 (viz obrázek 39). Kontroluje se obraz pro tiskárnové artefakty, například páskování a pruhování, artefakty způsobené optickým válcem, atd.



Obrázek 39: zkušební obrazec TG18-UN10 (vlevo) a TG18-UN80 (vpravo)

Mezní hodnoty: neměly by být viditelné žádné rušivé artefakty.
Četnost: denně.
Vybavení: zkušební obrazce TG18-QC, TG18-PQC, TG18-UN10 a TG18-UN80.

9.2.3.2.5 Rozsah optické denzity (volitelné)

Na vytištěném zkušebním obrazci TG18-QC se změří $D_{\min}$ a $D_{\max}$.

Mezní hodnota: $D_{\min} < 0,25 \text{ OD}$, $D_{\max} > 3,40 \text{ OD}$ (prozatímní hodnoty).
Četnost: každých šest měsíců.

Vybavení: denzitometr, zkušební obrazec TG18-QC.

9.2.3.2.6 Zobrazení stupnice šedi (GDF)

Abychom se ubezpečili, že se záznam vyšetření prsu zobrazí podobně na různých prohlížečích stanicích a na tištěném filmu, měl by být přiřazen hodnotě pixelu odpovídající jas bodu displeje nebo optické hustotě filmu. Tímto měřením ověříme, je-li tiskárna přizpůsobena DICOM Greyscale Standard Display Function (GSDF).

GDF může být určena vytištěním zkušebního obrazce TG18-PQC a měřením optických denzit 18 polí. Vztah mezi jasnem L a optickou denzitou D je:

$$L = L_a + L_0 \cdot 10^{-D}, \quad (16)$$

kde:

L_a je příspěvek jasu odraženého od filmu v důsledku osvětlení okolí [cd/m^2],

L_0 je jas negatoskopu bez filmu [cd/m^2].

Pro standardní negatoskop se uvažuje L_a je 1 cd/m^2 a L_0 je 4000 cd/m^2 . Změřené údaje lze vložit do kalkulační tabulky „MonitorCheck“, která je dostupná na EUREF website www.euref.org a pomocí ní vypočítat souhlas s GSDF.

Mezní hodnota: vypočtená kontrastní odezva GDF by měla ležet uvnitř $\pm 10\%$ GSDF.

Četnost: každých šest měsíců a při změně viditelnosti kontrastu.

Vybavení denzitometr, zkušební obrazec TG18-PQC.

9.2.3.2.7 Homogenita optické denzity

Vytisknou se zkušební obrazce TG18-UNL10 a TG18-UNL80 a v pěti označených lokalitách se změří optická denzita.

Mezní hodnota: maximální odchylka optické denzity by měla být méně než 10%
 $(D_{\max} - D_{\min}) / D_{\text{centr}} < 0,1$.

Četnost: každých šest měsíců a při změně kontrastní viditelnosti.

Vybavení: denzitometr, zkušební obrazce TG18-UNL10 a TG18-UNL80.

10. Zkoušky provozní stálosti „ZPS“

V kapitole 9 byl proveden výčet všech testů digitálního mamografického řetězce dle [7]. Systém QA a QC, pro který je toto Evropské doporučení určeno je ale odlišný od systému, který je zaveden v našich národních podmínkách. Vychází z toho, že na mamografickém pracovišti je stále přítomen radiologický fyzik, který má k dispozici všechny potřebné přístroje a pomůcky a je schopen tyto testy nejen realizovat, ale i hodnotit a na základě výsledků jednotlivých testů vyvozovat patřičné závěry a organizovat příslušná nápravná opatření. V našich národních podmínkách je radiologických fyziků ve zdravotnictví v současnosti velmi málo, proto je systém QA a QC u nás takový, jak bylo popsáno v úvodu kapitoly 9. Testy s četností roční a některé náročnější testy se tedy realizují v rámci ZDS. K realizaci ZDS je ale třeba povolení SÚJB a subjekty s tímto povolením pro mamografii jsou v naší republice v současnosti 4. ZPS u nás ve většině případů realizují radiologičtí asistenti a to často nad rámec svých pracovních povinností.

Soubor jednotlivých testů ZPS a jejich četnosti se pro naše národní podmínky z výše uvedených důvodů redukuje takto:

Systém akvizice

Vizuální a funkční zkoušky (CR, DR)	denně
Ohnisková vzdálenost (je-li nastavitelná; CR, DR)	pololetně
Radiační výstup – výtěžnost (CR, DR)	pololetně
Přesnost a reprodukovatelnost anodového napětí (CR, DR)	pololetně
Kontrola expozičního kroku (CR, DR)	pololetně
Krátkodobá reprodukovatelnost (CR, DR)	pololetně
Dlouhodobá reprodukovatelnost (CR, DR)	týdně
Kompenzace tloušťky objektu a napětí (CR, DR)	pololetně
Síla komprese (CR, DR)	čtvrtletně
Tloušťka komprese (CR, DR)	čtvrtletně
Homogenita komprese (CR, DR)	čtvrtletně
Homogenita receptoru obrazu (CR, DR)	týdně
Vadné elementy detektoru (DR)	pololetně
Neopravené vadné elementy detektoru (DR)	týdně
Dozimetrie (CR, DR)	pololetně
Zobrazení fantomu (CR, DR)	týdně
Geometrické zkreslení a hodnocení artefaktů (DR, CR)	pololetně

Systém zobrazení

Osvětlení okolí (CRT, LCD)	pololetně
Geometrické zkreslení (CRT)	denně
Viditelnost kontrastu (CRT, LCD)	denně
Rozlišení (CRT, LCD)	pololetně
Artefakty (CRT, LCD)	denně
Rozsah jasu (CRT, LCD)	pololetně
Homogenita jasu (CRT, LCD)	pololetně
Geometrické zkreslení (LP)	denně
Viditelnost kontrastu (LP)	denně
Artefakty (LP)	denně
Rozsah optické denzity (LP)	pololetně
Homogenita optické denzity (LP)	pololetně

Uvedené testy by měly být realizovány v rámci ZPS na každém mamografickém pracovišti, naměřené hodnoty a ověřované skutečnosti je třeba hodnotit, porovnávat s požadavky a archivovat. Tato činnost, je-li vykonávána poctivě zabezpečí, že kvalita produkovaných snímků bude udržována na přijatelné úrovni a potenciální snížení jakosti bude včas odhaleno.

Jako vhodný nástroj pro pořizování, hodnocení a archivaci dat jsem zvolil sw produkt „ZPS“ fy. VF, a.s. Tento program je určený pro provádění ZPS radiologických pracovišť. Obsahuje volitelné moduly skiografie-skiaskopie, CT, mamografie a senzitometrie. Systém je otevřený pro vkládání nových modulů, proto jsem se s fy VF, a.s. dohodl, že tento sw rozšířím o další modul – digitální mamografii.

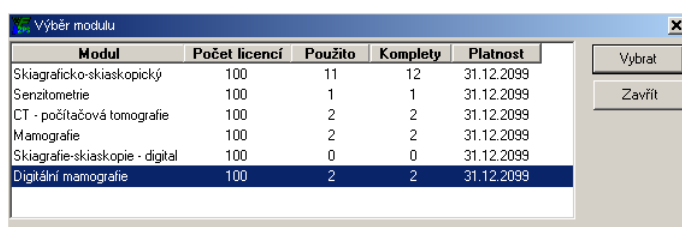
10.1 Popis programu

Informační systém ZPS je určen k rychlému a efektivnímu provádění zkoušek provozní stálosti RTG přístrojů s následným zpracováním, vyhodnocením a archivací dat ze zkoušek a umožňuje:

- plánování periodických a neperiodických zkoušek,
- automatické sestavení referenční zkoušky na základě vlastností RTG kompletu,
- automatické načtení dat z denzitometrů,
- automatické zpracování, vyhodnocování a prezentaci výsledků zkoušek ve formě tabulek s uvedením legislativně přípustných tolerancí,
- přehledné a snadné porovnávání testovaných parametrů periodických zkoušek s referenční zkouškou,
- zobrazení průběhu naměřených hodnot a jejich odchylek v čase ve formě grafu,
- archivaci dat z jednotlivých měření,
- třídění a filtrování dat v databázi podle různých kritérií (možnost kombinovat různá kritéria),
- vytváření a tisk protokolů o měření a zkouškách,
- export dokumentů do formátu xls, dbf, txt.

Popisovat uživatelskou příručku není smyslem této práce, nicméně pro objasnění možností programu a vzájemných souvislostí jednotlivých dialogových oken ji přikládám spolu s instalačním CD programu ZPS.

Po přihlášení do systému se otevře okno sloužící k výběru požadovaného modulu. Oblastí našeho zájmu bude nový modul „Digitální mamografie“.



Obrázek 40: Okno pro výběr požadovaného modulu

10.2 Definice modulu digitální mamografie

Nejdříve bylo nutno zadat názvy a četnosti jednotlivých testů, které byly vyselektovány pro ZPS. Následující okno tedy představuje výběr testů uvedený v úvodu této kapitoly.

Kap.	Pod.	Typ koušky	Název	Popis	Napověda	X
1	1	Denní zkouška	Vizuální a funkční zkoušky	Systém akvizice		
1	2	Půlroční zkouška	Ohnisková vzdálenost (je-li nastavitelná)	Systém akvizice		
1	3	Půlroční zkouška	Radiační výstup (výtežnost)	Systém akvizice		
1	4	Půlroční zkouška	Anodové napětí (přesnost a reprodukovatelnost)	Systém akvizice		
1	5	Půlroční zkouška	Kontrola expozičního kroku	Systém akvizice		
1	6	Půlroční zkouška	Krátkodobá reprodukovatelnost	Systém akvizice		
1	7	Týdenní zkouška	Dlouhodobá reprodukovatelnost	Systém akvizice		
1	8	Půlroční zkouška	Kompenzace tloušťky objektu a napětí	Systém akvizice		
1	9	Čtvrtletní zkouška	Přesnost síly komprese	Systém akvizice		
1	10	Čtvrtletní zkouška	Přesnost tloušťky komprese	Systém akvizice		
1	11	Čtvrtletní zkouška	Homogenita komprese	Systém akvizice		
1	14	Týdenní zkouška	Homogenita receptoru	Systém akvizice		
1	15	Půlroční zkouška	Vadné elementy detektoru	Systém akvizice		
1	16	Týdenní zkouška	Neopravené vadné elementy	Systém akvizice		
1	17	Půlroční zkouška	Dozimetrie	Systém akvizice		
1	18	Týdenní zkouška	Zobrazení fantomu	Systém akvizice		
1	19	Půlroční zkouška	Geometrické zkreslení a hodnocení artefaktů	Systém akvizice		
3	1	Půlroční zkouška	Osvětlení okolí	Systém zobrazení		
3	2	Denní zkouška	Geometrické zkreslení (CRT)	Systém zobrazení		
3	3	Denní zkouška	Viditelnost kontrastu	Systém zobrazení		
3	4	Půlroční zkouška	Rozlišení	Systém zobrazení		
3	5	Půlroční zkouška	Kontrast (rozsah jasu)	Systém zobrazení		
3	7	Půlroční zkouška	Homogenita jasu	Systém zobrazení		
3	8	Denní zkouška	Geometrické zkreslení (LP)	Systém zobrazení		
3	9	Denní zkouška	Viditelnost kontrastu (LP)	Systém zobrazení		
3	10	Půlroční zkouška	Rozlišení (LP)	Systém zobrazení		
3	11	Denní zkouška	Artefakty (LP)	Systém zobrazení		
3	12	Půlroční zkouška	Rozsah optické denzity	Systém zobrazení		
3	13	Půlroční zkouška	Homogenita optické denzity	Systém zobrazení		

Obrázek 41: Okno seznamu všech nadefinovaných testů vybraného modulu

Dále je třeba každý jednotlivý test nadefinovat, to znamená zadat názvy jednotlivých řádků, při jakém typu testu se mají zobrazovat, o jaký typ informace se jedná, sestavit potřebné vzorce, nastavit jaké informace se mají zobrazovat v reportu, nastavit barvy, styly a formáty. Dále je nutno nastavit, pro jaký typ komponenty kompletu má být test zařazen. Toto se provádí v okně „Detail testu“ viz. obrázek 42.

Kapitola: 1 6	Typ zkoušky: Půlroční zkouška	Test pro typy komponent		Pomůcky k testu	Skupina
Název: Krátkodobá reprodukovatelnost	Popis: Systém akvizice	Rentgenka			
Pořadí: 90 # 9	VZ	Typ: Vzorec	Barva: Black	Barva textu: Black	Pozadí: Light Gray
Text: Odch. od stř. hodnoty [%]	Nastavení: $\#8/((\#8+\#12+\#16+\#20+\#24)/5)*100-100$		Práva: N: 0	Report Ref:	
Pořadí: 100 # 10	PZ	Typ: Číslo	Barva: Black	Barva textu: Black	Pozadí: Cyan
Text: Expozice 1 [mGy]	Nastavení:		Práva: N: 0	Report Ref:	
Pořadí: 110 # 11	PZ	Typ: Vzorec	Barva: Black	Barva textu: Black	Pozadí: Light Gray
Text: Odch. od stř. hodnoty [%]	Nastavení: $\#10/((\#10+\#14+\#18+\#22+\#26)/5)*100-100$		Práva: N: 0	Report Ref:	
Pořadí: 120 # 12	VZ	Typ: Číslo	Barva: Black	Barva textu: Black	Pozadí: Green
Text: Expozice 2 [mGy]	Nastavení:		Práva: N: 0	Report Ref:	
Pořadí: 130 # 13	VZ	Typ: Vzorec	Barva: Black	Barva textu: Black	Pozadí: Light Gray
Text: Odch. od stř. hodnoty [%]	Nastavení: $\#12/((\#8+\#12+\#16+\#20+\#24)/5)*100-100$		Práva: N: 0	Report Ref:	
Pořadí: 140 # 14	PZ	Typ: Číslo	Barva: Black	Barva textu: Black	Pozadí: Cyan
Text: Expozice 2 [mGy]	Nastavení:		Práva: N: 0	Report Ref:	

Obrázek 42: Okno pro definici vybraného testu

Jakmile si uživatel sestaví komplet z jednotlivých komponent které chce testovat, jako první provede referenční zkoušku, při které jsou stanoveny referenční hodnoty sledovaných parametrů a referenční stavy ověřovaných skutečností, ke kterým bude komplet porovnáván v následujícím období. Okno pro tuto zkoušku je na následujícím obrázku 43. Okno je rozděleno na 3 podokna. V levém horním podokně jsou uvedeny základní informace o kompletu, ke kterému se zkouška vztahuje. V levém dolním podokně je seznam jednotlivých testů s uvedením jejich stavu (v souladu, není v souladu, nedokončeno). Pravé podokno slouží k zadání naměřených hodnot a zobrazení výsledku testu. Přesáhne-li množství informací výšku okna, objeví se rolovací lišta. Toto pravé podokno bylo nadefinováno v detailu testu (viz. výše).

Detail zkoušky

ZKOUŠKA: Referenční zkouška KOMPLET: 111111/0011

Datum provedení: 09.01.2008 Název: SENOGAPHE 2000D

Provedl: Glatzner Popis: Umístění: JRDG MOU

Výsledek: není dokončeno DR systém s nepřímou konverzí

Referenční ZK:

Poznámka: Po ZDS ze dne 4.1.2008 s výsledkem "v souladu". Pomůcky k testu

Kap. P.	Název testu	Název komponenty	X	Výsledek
13	... Radiční výstup (výžejnost)	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
14	... Anodové napětí (přesnost a reprodukovatelnost)	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
15	... Kontrola expozičního kroku	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
16	... Krátkodobá reprodukovatelnost	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
17	... Dlouhodobá reprodukovatelnost	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
18	... Kompenzace tloušťky objektu a napětí	Maxiray 70T.1	☒	v souladu
117	... Dozimetrie	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
118	... Zobrazení fantomu	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
119	... Geometrické zkreslení a hodnocení artefaktů	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
114	... Homogenita receptoru		☐	v souladu
115	... Vadné elementy detektoru		☐	v souladu
116	... Neopravené vadné elementy		☐	v souladu
31	... Osvětlení okolí	TOTOKU L	☐	nedokončeno
33	... Viditelnost kontrastu	TOTOKU L	☐	v souladu
34	... Rozlišení	TOTOKU L	☐	v souladu
35	... Kontrast (rozsah jasu)	TOTOKU L	☐	v souladu
37	... Homogenita jasu	TOTOKU L	☐	v souladu
31	... Osvětlení okolí	TOTOKU P	☐	v souladu
33	... Viditelnost kontrastu	TOTOKU P	☐	není v souladu
34	... Rozlišení	TOTOKU P	☐	v souladu
35	... Kontrast (rozsah jasu)	TOTOKU P	☐	v souladu

KOMPENZACE TLOUŠTKY A NAPĚTÍ

Parametrické podmínky testu

Provozní režim: **Fulliní expozice**

PMMA fantom: **20 až 70 mm PMMA**

AL plech: **0.2 mm Al**

Provedení testu

Pro 20 mm PMMA

M1: **318**

M2: **291**

SD1: **5.60**

CNR: **4.82**

CNR [%] z 50 mm PMMA: **124.92**

Výsledek: **v souladu**

Pro 30 mm PMMA

M1: **316**

M2: **290**

SD1: **5.60**

CNR: **4.64**

CNR [%] z 50 mm PMMA: **120.29**

Výsledek: **v souladu**

Pro 40 mm PMMA

M1: **312**

M2: **289**

SD1: **5.60**

CNR: **4.44**

Obrázek 43: Okno detailu referenční zkoušky

Po referenční zkoušce následují periodické zkoušky které jsou sestaveny z jednotlivých testů podle četnosti jejich provádění. V následujícím okně je ukázka periodické zkoušky s měsíční frekvencí. V pravém podokně je zobrazen detail testu dlouhodobé reprodukovatelnosti. Do testů, kde je užitečné sledovat vývoj určitého parametru v čase je vloženo tlačítko „Graf“, po jehož aktivaci se průběh tohoto parametru zobrazí (viz. obrázek 45). V dolní části pravého podokna se zobrazuje hodnocení testu, poznámka a požadavky. Úplně dole jsou zobrazeny tolerance ke kterým jsou určité parametry porovnávány. Platnost tolerancí je ošetřena datem, to znamená, že v případě jejich legislativní změny jsou nové testy porovnávány s novými tolerancemi, ale pro staré testy zůstanou tolerance původní.

Detail zkoušky

ZKOUŠKA: Měsíční zkouška KOMPLET: 111111/0011

Datum provedení: 12.02.2008 Název: SENOGRAFIE 2000D

Provedl: Glatzner Popis: Umístění: RDG MOU

Výsledek: je v souladu DR systém s nepřímou konverzí

Referenční ZK: 9.1.2008

Poznámka:

Pomůcky k testu

Kap. P.	Název testu	Název komponenty	✓	Výsledek
11	Vizuální a funkční zkoušky	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
17	Dlouhodobá reprodukovatelnost	Maxiray 70T.1	☒	v souladu
118	Zobrazení fantomu	Maxiray 70T.1	☐	v souladu
114	Homogenita receptoru		☐	v souladu
116	Neopravené vadné elementy		☐	v souladu
33	Viditelnost kontrastu	TOTOKU L	☐	v souladu
33	Viditelnost kontrastu	TOTOKU P	☐	v souladu

DLOUHODOBÁ REPRODUKOVATELNOST

Parametrické podmínky testu

Použitá expozice: Rutinní expozice

Standardní fantom: 40 mm PMMA

Provedení testu

Střední hodnota pixelu: 923,00

Standardní odchylka: 10,59

Poměr signál/šum v referenční ROI:

SNR - referenční hodnota: 83,09

SNR - periodická ZPS: 87,16

Odchylka [%]: 4,89

Průběh SNR v čase: **Graf**

HODNOCENÍ TESTU

Poznámka ke stanovení referenční hodnoty:

Měřeno v referenční ROI 2cm2, 6 cm od hrudní stěny

Periodická ZPS: v souladu

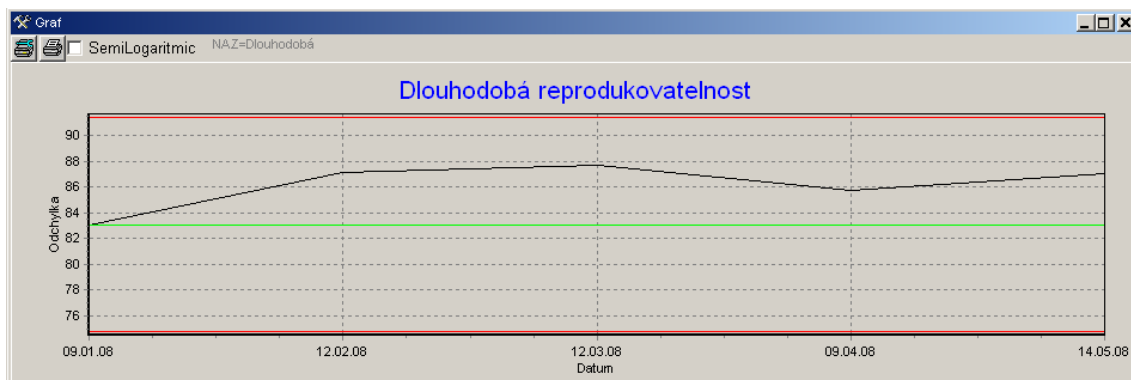
Poznámka k periodické ZPS:

Požadavky:

Odchylka SNR v referenční ROI < [%]: 10,00

Obrázek 44: Okno detailu měsíční zkoušky

Na následujícím obrázku je zobrazen grafický průběh parametru SNR pro test dlouhodobé reprodukovatelnosti. Červenými horizontálními linkami jsou vymezeny tolerance sledovaného parametru tak, jak byly nadefinovány v požadavcích. Zelená linka udává referenční hodnotu.



Obrázek 45: Okno grafického průběhu SNR v čase

Po provedení ZPS je možné vytisknout report, ve kterém jsou přehledně zobrazeny výsledky jednotlivých testů. Na následujícím obrázku 46 je ukázka reportu měsíční zkoušky.



Zkušební zpráva
o zkoušce provozní stálosti rentgenového zařízení
číslo protokolu: 8050005

Datum: 14.5.2008

Typ zkoušky: Měsíční zkouška

Datum: 12.2.2008

Datum ref. ZK: 9.1.2008

Zdravotnické zařízení: MOÚ Brno

Adresa: Žlutý kopec 7, 656 53 Brno

Odp. osoba za ZPS: Miloš Glatzner

IČO: 00209805

Telefon: +420 543 136 029

Telefon: +420 543 136 029

Fax: +420 543 136 060

Název oddělení: ORF

E-mail: glatzner@mou.cz

Název kompletu: SENOGRAPHE 2000D

Umístění: RDG MOÚ

Popis: DR systém s nepřímou konverzí

Výsledky testů:

Typ komponenty, název, výrobní číslo

Kapitola Název

Rentgenika Maxiray 70T.1 108419TX3

1.1	Vizuální a funkční zkoušky	mer: 0	ref: 0	odch: 0	v souladu tol: 0
1.7	Dlouhodobá reprodukovatelnost				v souladu
	SNR [%]	mer: 87,16	ref: 83,09	odch: 4,89	tol: 10,00
1.18	Zobrazení fantomu				v souladu
	Viditelnost vláken (geometrické rozlišení) [body]:	mer: 6,00	ref: 6,00	odch: 0	tol: 5,00
	Viditelnost částic (vysokokontrastní rozlišení) [body]:	mer: 4,50	ref: 4,00	odch: 0,50	tol: 4,00
	Viditelnost kruhů (nizkokontrastní rozlišení) [body]:	mer: 5,00	ref: 5,00	odch: 0	tol: 4,00
DR					
1.14	Homogenita receptoru				v souladu
	Centrální ROI [střední hodnota pixelu]:	mer: 317,00	ref: 0	odch: 0	tol: 0
	Pravá horní ROI [střední hodnota pixelu]:	mer: 307,00	ref: 0	odch: 3,15	tol: 10,00
	Levá horní ROI [střední hodnota pixelu]:	mer: 312,00	ref: 0	odch: 1,58	tol: 10,00
	Pravá dolní ROI [střední hodnota pixelu]:	mer: 309,00	ref: 0	odch: 2,52	tol: 10,00
	Levá dolní ROI [střední hodnota pixelu]:	mer: 303,00	ref: 0	odch: 4,42	tol: 10,00
1.16	Neopravené vadné elementy				v souladu
	Počet neopravených vadných elementů detektoru [-]:	mer: 0	ref: 0	odch: 0	tol: 0
Displej LCD TOTOKU L					
3.3	Viditelnost kontrastu	mer: 0	ref: 0	odch: 0	v souladu tol: 0
Displej LCD TOTOKU P					
3.3	Viditelnost kontrastu	mer: 0	ref: 0	odch: 0	v souladu tol: 0

Výsledek zkoušky: je v souladu k referenční zkoušce provozní stálosti

Poznámka:

Měření provedl _____

_____ podpis

Obrázek 46: Příklad reportu měsíční zkoušky

10.3 Přínos programu

Modul digitální mamografie byl vytvořen s cílem poskytnout mamografickým pracovištím vybaveným digitálním mamografem nástroj pro pořizování, vyhodnocování a archivaci sledovaných parametrů a ověřovaných skutečností dle stávající legislativy. Na tomto místě je vhodné poznamenat, že QC a QA pro digitální

mamografii je v našich národních podmínkách teprve řešena, zdaleka není ujasněn obsah, rozsah ani četnost jednotlivých testů. Tato problematika není v současné době ale uzavřena ani v [7]. Dá se tedy předpokládat, že obsah ZPS, četnost jednotlivých testů i použité tolerance se budou ještě měnit.

Program ZPS umožňuje při změně legislativy vložit nové testy nebo naopak odstranit stávající. Dále umožňuje při referenční ZPS odstranit jakýkoliv test z celého souboru, což může být užitečné v případě, že pro některé typy mamografických zařízení tento test nelze realizovat. Při následných periodických zkouškách se pak vyřazený test nebude ani zobrazovat. Rovněž možnost sledování vývoje některých parametrů v čase může být užitečná.

Závěr

Tato práce se zabývá problematikou digitalizace lékařské obrazové informace a to zejména v mamografických aplikacích. Jsou v ní postupně zpracovány 4 dílčí části.

V první části byly rozebrány v současné době realizované přístupy k digitalizaci obrazů v lékařské radiologii se zaměřením na vývojové trendy v oblasti digitalizace mamografie. Jsou zde popsány jednotlivé články zobrazovacího řetězce, včetně jejich vzájemných souvislostí. Protože mamografické zobrazení má svoje specifika, u každého článku zobrazovacího řetězce jsou tato uvedena. V závěru jsou pak diskutovány varianty digitalizace mamografických pracovišť.

V další části bylo provedeno srovnání přímé a nepřímé digitalizace mamografie a to jednak z hlediska dávky pro pacienta a jednak z hlediska diagnostické výtěžnosti. Srovnání v oblasti dávky pro pacienta bylo provedeno dozimetrickým měřením, srovnání v oblasti diagnostické výtěžnosti hodnocením zobrazení mamografického fantomu.

Další část je věnována kontrole kvality digitálního mamografického zařízení. Protože legislativa pro tuto oblast v našich národních podmínkách neexistuje, byl tento úkol řešen překladem [7], jak je uvedeno v kapitole 10.1. Z celého souboru zkoušek byly pro systém ZPS vybrány takové, které svým obsahem a četností vyhovují našim národním podmínkám.

Posledním úkolem bylo vytvoření počítačového programu, který by byl vhodný k pořizování, vyhodnocování a archivaci výsledků měření. Vzhledem k tomu, že ZPS u nás ve většině případů realizují radiologičtí asistenti mamografických pracovišť, vhodným řešením je přidání nového modulu – digitální mamografie do sw produktu „ZPS“ fy VF, a.s., který je již na řadě pracovišť rozšířen a používán.

Seznam použitých zkratek:

AGD	A verage G landular D ose
CCD	C harge C ouple D evice – obrazový senzor
CNR	C ontrast to N oise R atio – poměr kontrastu k šumu
CR	C omputed R adiography – nepřímá digitalizace, přímo nahradí konvenční systém film-fólie. Jako receptor obrazu je zde použita paměťová deska (PSP)
CRT	C athode R ay T ube – klasická obrazovka využívající k zobrazování trojici elektronových paprsků dopadajících skrz masku na vrstvu luminoforu, jejímž rozzářením vzniká obraz
DDL	D igital D riving L evel – digitální řídicí úroveň
DEXEL	Nábojový kolektor
DICOM	D igital I mage C ommunication in M edicine – je celosvětový standard pro digitální medicínská obrazová data používaný v systémech PACS.
DQE	D etective Q uantum E fficiency – detekční kvantová účinnost
DR	D igital R adiography – digitální radiografie
ESD	E ntrance S urface D ose – vstupní povrchová dávka ESD = ESE
ESE	E ntrance S urface E xposure – vstupní povrchová expozice ESE = ESD
Flat panel	Zkratka užívaná obecně pro ploché elementy
GDF	G ayscale D isplay F unction
GSDF	G ayscale S tandard D isplay F unction
IZ	Ionizující Z áření
JND	J ust N oticeable D ifference – právě znatelný rozdíl
LCD	L iquid C rystal D isplay – zobrazovací jednotka, která využívá principu tekutých krystalů
LUT	L ook-up T able – vyhledávací tabulka
PACS	P icture A rchiving and C ommunication S ystems – je počítačový systém zajišťující akvizici, archivaci a distribuci obrazové informace (snímků) v rámci celé sítě, jejich získávání a zpracování pro účely diagnostiky
SPS	S torage P hosphor S creen – paměťová fosforová fólie, která se používá jako receptor u CR systémů
SÚJB	S tátní úřad pro jadernou bezpečnost
MTF	M odulation T ransfer F unction – Modulační přenosová funkce
NIS	nemocniční informační systém

PIXEL	Nejmenší plošný element (nejmenší část obrazu), ze kterého jsme schopni vyhodnotit hodnotu primárního parametru
PMMA	Polymethylmetakrylát - plexisklo
PSL	P hotostimulated L uminiscence
PSP	P hotostimulable S torage P hosphor
QA	Q uality A ssurance – zajištění jakosti
QC	Q uality C ontrol – kontrola jakosti
SNR	S ignal to N oise R atio – poměr signálu k šumu
TFT	T hin F ilm T ransistor – technologie plochých diodek, kde se používají speciální krystaly, k jejichž buzení slouží velice tenké tranzistory
ZDS	Z koušky dlouhodobé s tability
ZPS	Z koušky provozní s tálosti

Literatura:

- [1] Drastich, A.: *Netelevizní zobrazovací systémy*. Brno: VUT, 2001. 174 pages. ISBN 80-214-1974-1.
- [2] Smith, A.: *Fundamentals of digital mammography: physics, technology and practical considerations*. Radiol Manage. 2003, vol. 25, no. 5, p. 18 – 31. PMID: 14603590.
- [3] Kovář, V., Glatzner, M., Krpálek, J. *Některé fyzikálně technické aspekty digitální mamografie*. Česká radiologie. 2004, vol. 58, no. 4, p. 235 – 241. ISSN 1210-7883.
- [4] Šmoranc, P.: *Rentgenová technika v lékařství*. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola, 2004. 264 pages. ISBN 80-85438-19-4.
- [5] Matthijs, P.: *Grayscale resolution: How much is enough? (White Paper)*. Kortrijk: BARCO, 2003.
- [6] Portál Telemedicína Brno. [cit. 8. května 2008]. Dostupné na WWW: < www.telemedicinabrno.cz >.
- [7] European Commission: *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. Fourth Edition. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2006. 416 pages. ISBN 92-79-01258-4.
- [8] GE Medical Systems: *Senographe 2000D QAP: Quality Control Tests For MQSA Facilities*. QC Manual 2277390-100. Revision 3. Copyright© 2001 by General Electric Co.
- [9] Samei, E.: *Assessment of display performance for medical imaging systems: Executive summary of AAPM TG18 report*. Medical Physics, Vol. 32, No. 4, April 2005.
- [10] NHSBSP Equipment Report.: *Routine quality control tests for full field digital mammography systems*. Version 1. NHS Cancer Screening Programmes, 2007.
- [11] Firemní stránky TatraMed. [cit. 10. května 2008]. Dostupné na WWW: < <http://www.tatramed.sk/pacsItem?element=3&parentId=7&type=13> >.
- [12] Firemní stránky GE Medical. [cit. 10. května 2008]. Dostupné na WWW: < <http://www.gehealthcare.com/user/xr/radio/products/centricity.html> >.
- [13] Firemní stránky NEC. [cit. 15. května 2008]. Dostupné na WWW: < <http://www.nec-display-solutions.com/c/g/me/en/BGInformation/XLight/index.html> >.
- [14] Leeds X-ray imaging: *TOR [MAM] instruction manual*. Copyright Lxi 1995.