

DIGITÁLIS RÖNTGEN DETEKTOR TECHNOLÓGIÁK

"Hol tart 1999-ben a Digitális Radiológia?" szimpózium. 1999 április 30, Debrecen.



*Dr. Duliskovich Tibor, radiológus szakorvos
Országos Röntgen és Sugárfizikai Intézet
Szervezési és Módszertani osztály vezetője
1047 Bp. Baross u. 105-107.
Tel./Fax: 369-5452, 369-5366. Mobil: (20) 918-2126
E-mail: duliskov@mail.digital2002.hu
Honlap: <http://socrad.dote.hu/dt.htm>*

*A cikk és az előadás anyaga
teljes terjedelemben
megtalálhatók a:*

<http://socrad.dote.hu>
A Magyar Radiológusok Társaságának
WEB oldalai

*a <http://socrad.dote.hu/gepkoesz/detector/index.html> címen WinWord és PowerPoint
formátumokban.*

ABSZTRAKT

Az utolsó néhány évben komoly technológiai előrelépés szemtanúi lehettünk a digitális röntgen radiográfia és átvilágítás terén. A kimagasló képminőségnek, szenzitivitásnak és a páciens sugárterhelés csökkentés lehetőségének köszönhetően a digitális képalkotás úgy tűnik kiváltja a hagyományos film alapú munkát.

A szerző ismerteti a jelenleg kapható különböző típusú digitális röntgen detektorok működési alapelveit (képerősítő, CCD, CMOS, szcintillátor, a-Si, a-Se, gáz-alapú és tárolásos képlemez), továbbá kritikusan értékeli a használhatóságukat a klinikai alkalmazásokban.

Az előadás magyarázatú szolgál arra, hogy miért nem lehetséges még ma sem az új digitális detektorokkal jelentősen csökkenteni a páciens sugárterhelését. Az expozíció sugárdózisát a klinikai kérdés megválaszolásához elegendő jel-zaj viszony eléréséhez kell igazítani (ALARA elv). Ugyanakkor egyes lehetőségek csak a digitális képalkotás révén aknázhatók ki, ilyen pl. a dózis csökkentés azokban a vizsgálatokban, ahol a hagyományos film legkisebb dóziséigénye is jelentősen meghaladja az elégséges képminőség eléréséhez szükséges szinteket.

ABSTRACT

Recent years have witnessed many technological developments in the field of direct radiographic and fluoroscopic imaging. By virtue of its superior image quality, sensitivity and patient dose reduction capacity, digital imaging seeks to replace conventional (film-based) X-rays.

The author presents both the technical bases of the currently available types of digital X-ray detectors (image intensifier, CCD, storage phosphor, CMOS, scintillator, a-Si, a-Se and gas detector based) as well as a critical appraisal of their use in a variety of clinical fields.

The aim of this report is to explain why it is not possible up to now to reduce the patient dose significantly even with new digital detectors. The exposure dose must be rationalized to obtain an appropriate signal-to-noise ratio consistent with the clinical circumstances (ALARA principle). On the other hand some potential advantages can only be realized in the digital domain, such as the ability to tailor exposure dose for studies in which the minimal dose used for traditional film is much higher than the level required for an adequate image quality.

BEVEZETÉS

A tanulmány elkészítését és tartalmának értékét alapvetően negatív irányba befolyásolták az egyre élesedő konkurencia harc következtében beszerezhetetlenné váló, hiányos műszaki információk. Ezért fejezem ki nyilvánosan a hálámat mindazoknak a gyártóknak, akik vállalták a valós vagy vélt kockázatot és adatokkal támogatták a munkámat.

A nyomtatott anyagot az előadás kiegészítőjének szánom, itt elsősorban az alapelveket és a közös vonásokat szeretném kiemelni. Terjedelmi okokból nem foglalkozhatok az utánam következő előadásokban ismertetésre kerülő termékekkel sem. A fenti internet címen ennek a tanulmánynak egy teljesebb és reményeim szerint folyamatosan frissített változata található meg, ezért minden észrevételt, kiegészítést, helyesbítést köszönettel veszek! Tervezem továbbá összehasonlító táblázatok készítését a kereskedelemben kapható egyes termékekről.

Rögtön az elején le szeretném szögezni, hogy a digitális képalkotásnak nincs semmi köze a röntgen vagy egyéb felvételek utólagos digitalizálásához. Utólagos digitalizáláson értem azt, amikor a numerikus adat nem reprezentálja megfelelően a röntgen detektor analóg jelét. Ennek megfelelően utólagos digitalizálás a röntgen vagy ultrahang felvételek szkennelése vagy S-VHS videofelvétel digitalizálása, de nem az a CCD kamera video jelének teljes felbontásban történő kiolvasása. Az én felfogásom szerint a szkennelés csupán arra való, hogy analóg környezetből hozott képeket egy teljesen digitális környezetben megtekinthetővé, kiértékelhetővé és archiválhatóvá tegyünk.

Ne essünk azonban abba a túlzásba, hogy ami úgymond digitális, az szükségszerűen jobb is! Ez nem igaz. A képminőséget technikai szempontból alapvetően a röntgensugár minősége (kV, spektrum időbeli változása), mennyisége (mA, expozíciós idő, a felvétel geometriája), a röntgensővel és a vizsgálószerkezettel összefüggésbe hozható paraméterek (fókusz pont méret, anód állapota, sugárhatárolás technikája, szórt sugárzás elleni védelem módja, szerkezet vibrálása, stb.) befolyásolják. Csak ezután következik a detektor. Az viszont igaz, hogy a korszerű digitális rendszereket általában kompletten, stabil generátorokkal, korszerű röntgensővel és vizsgálószerkezetekkel szállítják. Ennek és a digitális detektoroknak köszönhetően valóban jobb képminőséget nyújtanak, de vajon ebben mennyi szerepe van a digitális detektoroknak?

Az angol nyelvű szabványokban szereplő "X-ray image receptor" kifejezésnek a szabványfordítás (MSZ EN 60601-1-3:1995) során a "röntgenképfelvévő eszköz" magyar kifejezést feleltették meg²⁹, a szakmai zsargonban azonban továbbra is detektornak, receptornak, képreceptornak nevezzük, ki-ki ízlése szerint. A szerző a detektor kifejezést preferálja és ez alatt azt az eszközt érti, amellyel a páciens elhagyó modulált "röntgen-sugárkép" (X-ray pattern) közvetlen kölcsönhatásba kerül és amely ezáltal a röntgen-képalkotás első lépcsőfokát jelenti.

A szakirodalomban a következő kifejezésekkel illetik a digitális képalkotás különböző módjait:

CR = Computed Radiography (az angolszász irodalomban még: photostimulable phosphor radiography, digital luminescence radiography, storage phosphor radiography, radioluminography) alatt az energia tárolásos foszfor lemezes rendszereket értik.

DR = Direct Radiography, ez alatt többnyire a direkt digitalizáláson alapuló flat panel technikákat értik.

AZ IDEÁLIS RÖNTGEN DETEKTOR

Próbáljuk körülírni az ideális detektort, melynek egyaránt örülne a gyártó, a páciens, a radiológus, a kezelő személyzet, a szervizes, a gazdasági igazgató és a "zöldek":

- A fejlesztés, gyártás és eladhatóság szempontjából (az ECR'99-n ennek a kérdéscsoportnak külön szekciót szenteltek):
 - legyenek a fejlesztési költségek alacsonyak,
 - a gyártás támaszkodhasson meglévő technológiákra és ezáltal legyen olcsó,
 - a selejt aránya a gyártás során legyen alacsony,
 - alkalmazása oldjon meg égető gondokat, azaz legyen a termék jól reklámozható szakmai körökben,
 - legyen eladható olyan árréssel, mely fedezné a további kutatás költségeit,
 - az élettartama ne haladja meg az erkölcsi elavulása idejét (hogy el lehessen adni a következő generációt is),
 - lehetőleg legyen szabványügyileg vagy törvényileg előírva és szabályozva az alkalmazása,
 - lehetőleg legyen szabványügyileg behatárolva a konkurencia mozgásterét,
 - legyen kompatibilis mások termékeivel (szerencsére egyre inkább előtérbe kerül), de ugyanakkor
 - legyen benne némi specificitás is, hogy csak saját tartozékokkal lehessen kiegészíteni.
- A páciens szempontjából:
 - produkáljon a diagnosztikus kérdés megválaszolásához elegendő képminőséget,
 - a hagyományos képalkotásénál alacsonyabb sugárterhelés mellett legyen azonos a diagnosztikus értéke vagy
 - a hagyományos képalkotással azonos sugárterhelés esetén a diagnosztikus értéke legyen magasabb,
 - ne keljen rá sokat várni (diagnosztikára és nem patológus vélemény megerősítésre való),
 - alkalmazásával váljék elviselhetőbbé a vizsgálat (ne keljen ismételni vizsgálatot, rövidebb vizsgálati idő, speciális előkészítés szükségtelemné válása, stb.).
- A képalkotás oldaláról:
 - a rá eső röntgenfotonokból hasznosítson minél többet (jó elnyelő képesség és energia konverzió),
 - legyen elegendő a felbontása még mammográfia végzéséhez is,
 - a felbontása legyen változtatható (különböző alkalmazásokhoz igazítható),
 - rendelkezze széles dinamika tartománnyal (alul vagy túlexponálás elleni "védelem"),
 - lehessen vele pillanatfelvételt és valós idejű mozgó képet is készíteni,
 - ne legyen energia (kV) függő az elnyelési karakterisztikája (pl. tudjon képet alkotni igen kemény sugárral is – az onkológiai besugárzások alkalmával Co-ágyú vagy LINAC-al verifikáció céljából),
 - legyen energia (kV) függő az elnyelési karakterisztikája (sőt nagyon, pl. dual energy imaging-hez),
 - jelenjen meg a kép azonnal az expozíciót követően.
- Kezelhetőség és használhatóság szempontjából:
 - ne legyen törekeny és ne legyen érzékeny a környezeti behatásokkal szemben (hő, páratartalom),

- használni lehessen a meglévő vizsgálószervezetekkel,
- ne lógnak ki belőle madzagok, legyen mozgatható (helyszíni felvételekhez) és ne legyen túl nehéz,
- lehessen fertőtleníteni, illetve műtőben használni,
- a beteg adatai legyenek megmásíthatatlanul a felvételhez kötve a tévedések elkerülése végett,
- tartozzék hozzá képrekezelő, archiváló és leletező modul,
- legyen intuitív a használata, ne keljen újból felvételi technikát és radiológiát tanulni.
- Szervizelés oldaláról:
 - legyen megbízható, minimális szervizigénnyel, maximális élettartammal,
 - legyen moduláris felépítésű, könnyen üzembehelyezhető és bővíthető,
 - legyen könnyen szállítható és kényelmesen bontható,
 - legyen mögötte megfelelő gyártási kapacitás és alkatrészellátás, műszaki irodalom, tapasztalat.
- A vevő szemszögéből:
 - lehetőleg adják ingyen,
 - legyen elől a "népszerűségi listákon" (igénybe vehető állami támogatás, tenderek lehetősége),
 - ne igényeljen nagy beruházást a váltás kezdetén,
 - legyenek rugalmasak a fizetési kondíciók (részlet, modularitás, bővíthetőség),
 - legyen kiforrott a termék és értékálló,
 - az OEP támogassa olyan mértékben, mely tartalmazza az amortizációt is.
- Környezetvédelmi szempontból:
 - a gyártási folyamat ne terhelje a környezetet,
 - az energiafogyasztása legyen alacsony,
 - ne tartalmazzon mérgező vagy mérgezővé váló vegyületeket,
 - legyenek benne újrahasznosítható elemek,
 - a leselejtezését követően legyen biztonságosan megsemmisíthető.

És még lehetne sorolni... Az ideális detektornak már így is egymásnak részben ellentmondó követelményeknek kellene megfelelnie, másrészt a fizika törvényeit kellene átlépnie, ezért nincs és nem is lehet olyan detektort alkotni, mely mindezen igényt tökéletesen kielégítené.

A továbbiakban a digitális detektorok működési alapelveit szeretném ismertetni, majd a teljesség igénye nélkül összevetni a technológiák diagnosztikus képminőségét és használhatóságát.

DIGITÁLIS DETEKTOROK

A jelenleg diagnosztikában alkalmazható detektorokat több szempont szerint is lehetne csoportosítani, az egyik ilyen osztályozás a képképzés fizikáját helyezi előtérbe. Ily módon megkülönböztethetünk direkt és indirekt digitális detektorokat. A direkt digitális röntgen detektor (a továbbiakban DDRD) a röntgenfotonok energiáját közvetlenül a digitalizálás tárgyát képező energiává alakítja. Az indirekt digitális röntgen detektorban (a továbbiakban IDRD) a röntgen foton energiája több konverzió megy át (pl. röntgen foton – fénny foton – elektron) és az információt hordozó jel digitalizálása csak a lánc végén következik be. A besorolás nem mindig teljesen egyértelmű.

A fentiekkel összhangban a detektorok a következő képpen csoportosíthatók:

DDRD-k	IDRD-k
Teljes méretűek: 1. a-Se flat panelek. Moduláris felépítésűek: 1. CMOS + a-Se detektor.	Teljes méretűek: 1. tárolásos képlemezek, 2. képerősítő + CCD kamera, 3. szcintillátor + a-Si félvezető flat panelek, 4. MCP (kísérleti). Moduláris felépítésűek vagy pásztázók: 1. szcintillátor, optika vagy száloptika és CCD 2. szcintillátor + CMOS vagy MCP rendszerek, 3. lineáris detektor + pásztázó mozgás.

Mindkét technikának vannak előnyei és hátrányai. Ahhoz, hogy el tudjuk helyezni a digitális detektorokat a képképző berendezések palettáján, kétféle elemzést kell elvégeznünk: össze kell őket hasonlítani az eddig alkalmazott képképző rendszerekkel és össze kell őket hasonlítani egymással is.

HAGYOMÁNYOS KONTRA DIGITÁLIS

A hagyományos röntgen diagnosztikus tevékenység során a képképzés a röntgen expozíciót követő előhívás befejeztével véget ér, ami ezután következik az már csupán megtekintés és kiértékelés, történjék akár nézőszekrényen vagy szkennelést követően, képernyőről. A film játssza a detektor (pontosabban előbb az erősítőernyő), információhordozó és archívum szerepét. Minden szerepében sérülékeny: könnyű túl- vagy alul exponálni, érzékeny az előhívás körülményeire, sérülékeny, nem időálló, nem másolható korlátlanul, stb.

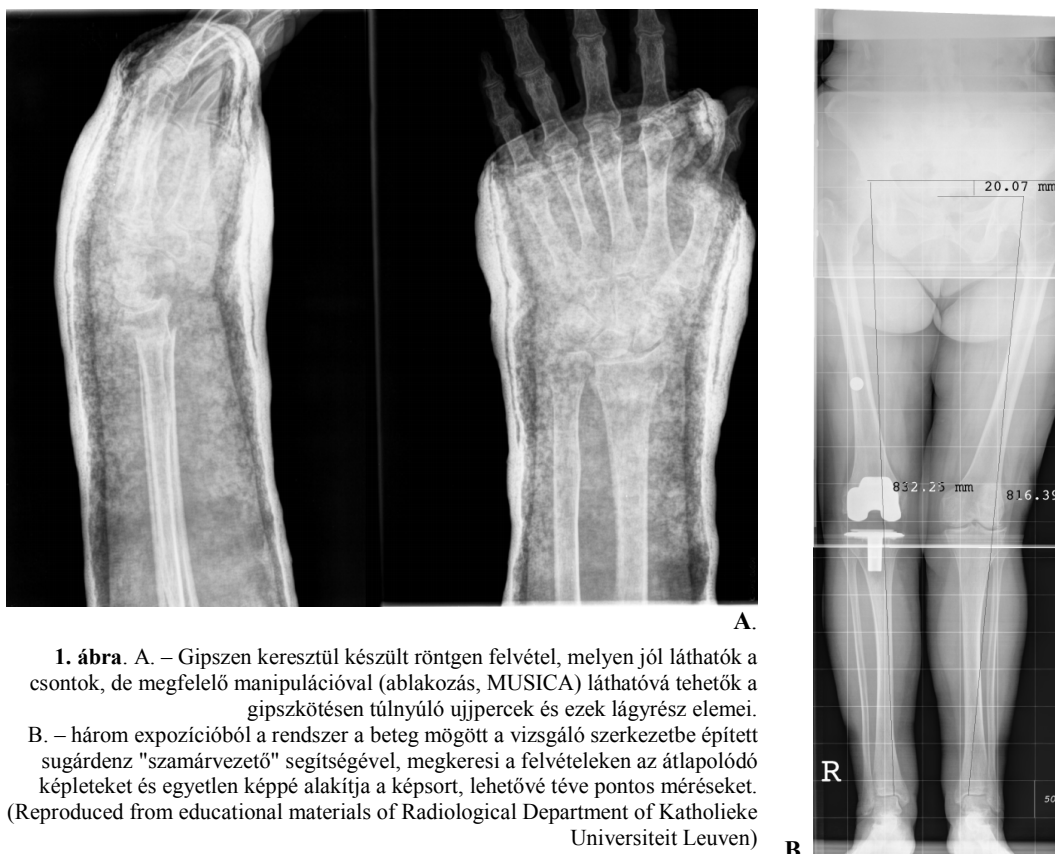
A primeren digitális képképzés során a röntgen expozíció csupán a képképzés kezdete, ezt követi a jelkiolvasás, képtartalom feldolgozás, megjelenítés és archiválás. Az egyes funkciók különváltak, ellátásuk más-más egységekre hárul. A röntgenfotonok érzékelése a detektor feladata, a képtartalom kiolvasása az elektronika dolga, a képmegjelenítés a monitoré (ennek köszönhetően ugyanaz a kép egyszerre több helyen is nézhető), a képmanipulációkat a számítógép végzi, a képtovábbítás a hálózatra hárul, az archívum szerepét a digitális háttértárak jelentik (pl. mágnes szalag vagy optikai lemez), és csupán a kiadható hardcopy még mindig film (igaz nem a kétoldalas emulzióval ellátott röntgenfilm, hanem az egyoldalas lézer vagy multiformát kamerás film, de a jövőben lehet akár CD-ROM is).

És ne feledkezzünk meg a végtermékről, a leletről sem! A hagyományos munkafolyamatban a lelet és a hozzá tartozó képek egybetartozását a beteg tasakja biztosította. A digitális kép és a digitális lelet (hangfelvétel és karakteres megfelelője) azonosíthatóságát az egyedi páciens kódok és adatbázis-kezelő programok biztosítják.

Alapvető különbség a digitális detektorok több nagyságrenddel nagyobb dinamika tartománya, az ún. latitude (pl. a foszforlemez minimális és maximális expozíciós tűrőképessége több mint 10.000-res és ebben a tartományban a válaszuk lineáris³ (más forrás szerint 1:4.000-hez¹⁶), miközben a film minimális (alulexponált) és maximális (túlexponált) sötétedése között mindössze 40-res – 100-szoros expozíciós tartomány van és a válaszuk nem lineáris, ami egyenesen kívánatos a film esetében). A hagyományos rendszerektől eltérően a digitális rendszerekben a dózis csökkentésnek a radiológus képzeletű képessége szab határt és nem az "ablak", az üres film.

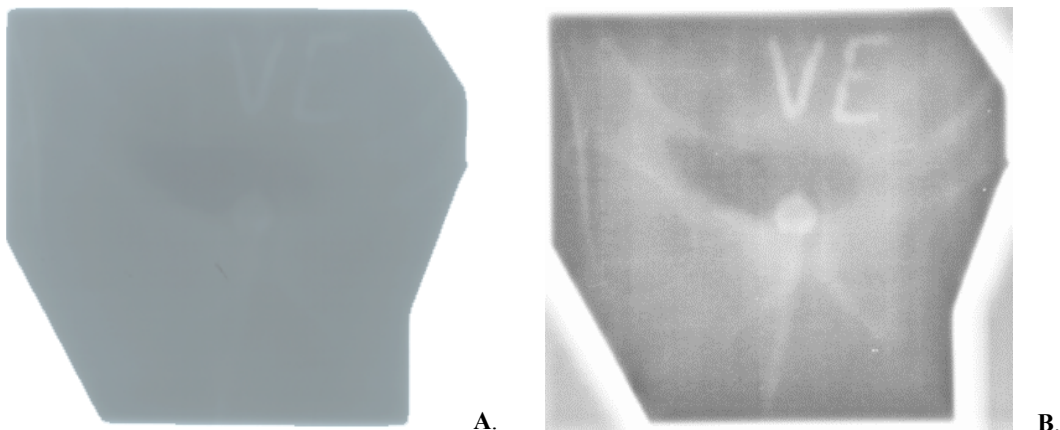
A digitális detektorok széles dinamika tartományának köszönhetően egyetlen felvétel alkalmával nyerhető információ a csontokról, lágyrészekről, implantátumokról és ez az információ a post-processingnek köszönhetően új minőségben, interaktívan jeleníthető meg (lásd 1. ábrát).

Sokan és sokat írtak már a sugárdózis csökkentéséről, mely a digitális detektorok igen széles dinamika tartománya miatt válik lehetségessé. A technika mai állása szerint nyugodtan kijelenthetjük, hogy a digitális detektorokat ugyanakkora dózissal kell exponálni, mint a hagyományos ernyő-film-kazetta kombinációkat! A továbbiakban fény derül arra, miért nem lehetséges dózist "spórolni" a digitális detektorok széles dinamika tartománya ellenére. Sőt a kísérletek azt mutatják, hogy az ellenőrizetlenül CR-al végzett radiológiai tevékenység során rövid idő alatt dupla dózisos felé tolódik az expozíciós rutin!¹⁹ Tehát az a tézis, hogy nem lehet a digitális detektorokat alul vagy túlexponálni, a gyakorlat szempontjából úgy hangzik: a digitális detektorokat nem lehet túlexponálni (bár így ez sem igaz...). Az alulexponált detektorról is nyerhető ugyan kép, de annak diagnosztikus értéke erősen megkérdőjelezhető a túlzottan érvényesülő és előtérbe tolakodó kvantumzaj miatt, mely ismétlést indukálhat, azaz a sugár „spórolás” végeredményben nagyobb összdózist produkálhat vagy diagnosztikus tévedéshez vezethet.



1. ábra. A. – Gipszen keresztül készült röntgen felvétel, melyen jól láthatók a csontok, de megfelelő manipulációval (ablakozás, MUSICA) láthatóvá tehetők a gipszkötésen túlnyúló ujjpercek és ezek lágyrész elemei.
 B. – három expozícióból a rendszer a beteg mögött a vizsgáló szerkezetbe épített sugárdenz "számárvezető" segítségével, megkeresi a felvételeken az átlapolódó képleteket és egyetlen képpé alakítja a képsort, lehetővé téve pontos méréseket.
 (Reproduced from educational materials of Radiological Department of Katholieke Universiteit Leuven)

További előny, hogy a nagy áthatoló képességű (ezért a detektoron és filmen "átszaladó", nehezen detektálható), igen kemény sugárféleségeket is lehetséges képalkotásra használni (lásd 2. ábrát)⁷, ezáltal a sugárterápiában pl. ellenőrizhető az árnyékolás megfelelő elhelyezkedése vagy pl. képek készíthetők hegesztésekről, fémszerkezetekről (roncsolásmentes anyagvizsgálat). A szenitivitási görbe másik végén az igen kis dózisu alkalmazások állnak: a molekuláris biológiában az izotópos gélelektroforézis, a röntgen-diffrakció, az elektron-mikroszkópia és még számos alkalmazás. Itt is áttörést hoztak a digitális detektorok. Ezen rövid kitékintés ellenére maradjunk a témánknál: a diagnosztikában használatos digitális röntgen detektoroknál.



2. ábra. A. - Hagymányos rtg filmre Co-ágyúval készített felvétel, melyen csak sejthetők a medence csontok körvonalai. B. – ugyanez a verifikációs felvétel tárolásos foszfor lemezre, amikor az alacsony detektált fotonszám és nagy kvantum eredetű képzaj ellenére, mégis jól kivehetők az AP felvételen a medence csontos körvonalai.

(Reproduced from educational materials of Radiological Department of Katholieke Universiteit Leuven)

Kísérleti jelleggel (bár létezik kereskedelmi termék is) a digitális detektorok segítségével lehetséges ún. dual-energy röntgenfelvételek készítése (lásd 3. ábrát), amikor a folytonos spektrumú röntgen sugár felkeményedéséből vagy két különböző kV értékkel készült felvétel röntgen sugár eltérő elnyelődéséből következtetnek azokra a struktúrákra, amelyeken a röntgenfotonok áthaladtak. Ezt követően a felvételekből matematikai eljárásokkal kivonhatók a csont vagy lágyszöveti alkatrészek, így született az alábbi "kicsontozott" mellkas felvétel is:



3. ábra: Dual energy mellkas felvétel "csontos ablakkal" (A.) és "lágyszöveti ablakkal" (B.). Hátránya, hogy lényegesen nagyobb (kb. háromszoros) páciens sugárterhelés mellett készíthető csak értékelhető, elfogadható zajtartalmú felvétel, mely kiértékeléséhez még egy kiegészítő felvételre is szükség van, az úgynevezett "szórtsugár térképre".

(Reproduced from educational materials of Radiological Department of Katholieke Universiteit Leuven)

Foglaljuk röviden össze a digitális képalkotás előnyeit a korábban esetelteken túl:


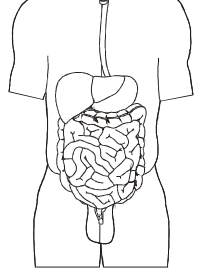


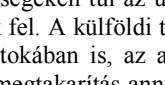

- az információ módosulás és veszteség nélkül tárolható évtizedekig,
- a képi információt szöveges megjegyzésekkel, adatokkal tehetjük teljessé,
- a kép és a lelet mindig azonnal visszakereshető, egy adott felvétel egyidőben párhuzamosan több helyen is nézhető (rtg, műtő, diák oktató labor, osztály, stb.),
- a digitálisan tárolt kép helyigénye minimális, fizikailag alig mérhető,
- a képek más számítógépnek elküldhetők, így konzultációkra is lehetőség nyílik (pl. ügyeletben a supervisorral),
- csökken az emberi tévedésekből származó hibák lehetősége és száma (pl. rosszul exponált film, szakszerűtlen archiválás miatt visszakereshetetlen filmek),
- minőségromlás nélkül korlátlan számú másolat készíthető,
- ígéretesnek tűnik a jelenleg fejlesztés alatt álló alakfelismerő diagnosztikus programok alkalmazása, melyek levehetik a jövőben a rutin munka terhet a radiológusok válláról,
- a PACS (Picture Archiving and Communicating System) rendszerek bevezetését követően a radiológiai munka felgyorsul, ezáltal a betegek bennfekvésének ideje jelentősen (20-30%) lerövidül,
- a havi, negyedévi, évi statisztikák könnyűszerrel elkészíthetők egy alkalmas program segítségével,
- kevésbé terheli a környezetet, mint a hagyományos technika a vegyszereivel, kiselejtezett filmjeivel és óriási energia igényével,
- utólagos hardcopy (film) készítés esetében képkiegyenlítés (pl. MUSICA) segítségével, egyszerre ábrázolhatók a magas és alacsony denzitású képletek (lágyszövetek, csontok, implantátumok) egyetlen képen, ráadásul a lézeres film csak egy oldalon tartalmaz emulziót, kevesebb vegyszert igényel, élesebb képet nyújt (élesebbet és zajmentesebbet bármely korszerű diagnosztikus monitornál és talán ezzel magyarázható, hogy sok helyütt előszeretettel leleteznek filmről, kivéve a képmanipulációkat igénylő problémás eseteket és törölve a digitális képeket filmre archiválnak...)

Azért ne hallgassuk el a hátulütőket sem:

- magas beruházási költségek, melyek csak évek múlva térülnek meg,
- a képtárolás digitális kell legyen, különben a hardcopy készítés járulékos költségei hozzáadódnak a digitális képalkotás költségeihez és a környezetvédelmi szempontok sem érvényesülhetnek teljes mértékben,
- az összes érintett munkahelyen, osztályon monitorokat kell elhelyezni, hálózatot kiépíteni, a személyzetet felkészíteni,
- a képfeldolgozó szoftware és a képmegjelenítő (rosszul beállított monitor) új hibaforrásként lépnek be,
- igen nagy átképzési kényszert jelent, az orvostársadalom, ezen belül a radiológusok ellenállásával is számolni lehet,
- helytelen képmanipulálás patológiát szimulálhat (pl. erőteljes élkimelés, túl szűk ablak), ami diagnosztikus tévedésekhez vezethet,
- monitorról történő leletezés esetén, az interaktív képmanipulációknak köszönhetően, megnő a képkieértékelés átlagos ideje, ami azonban eredményesebb diagnosztikához vezethet,
- a rendszer meghibásodása esetén (áramkimaradás, hálózat túlterhelése, vírusfertőzés) semmilyen adat hozzá nem férhető, tehát megbénul az osztályos munka, nagyfokú hardver függőség alakul ki.

A fentiek ellenére még mindig vannak vizsgálat típusok, melyekben egyetlen digitális detektor típus sem képes maradéktalanul kiváltani a hagyományos röntgen filmes megoldásokat, ilyen például a mammográfia.

A különböző vizsgálati típusok más-más követelményeket támasztanak a detektorokkal szemben, a legfontosabbak a felbontás kérdése (lásd 4. ábrát), a képzaj (az alacsony kontraszt különbségek megfelelő detektálásához), a detektor méret, a valós idejű leképezés lehetősége, stb.

DSA		150 μm
Átvilágítás mellkas		250 μm
Átvilágítás gastro		250 μm
Felvétel mellkas		200 μm
Felvétel csont		100 μm
Felvétel emlő		50-70 μm

4. ábra: Az irodalmi adatok alapján a klinikailag kívánatos felbontást tüntettem fel baloldalt vizsgálati típusokra bontva. Ezen értékeket pillanatnyilag el lehet fogadni kiinduló pontnak, azonban ezek folyamatosan változhatnak és változnak is.

A valós idejű (real-time) leképezésnél, kivéve a DSA-t, nincs szükség túl finom felbontásra, nagyobb jelentősége van a megfelelő képváltási frekvenciának. Ott viszont, ahol finom struktúrák (csontgerendák, mikrokalcifikációk) detektálására van szükség, a felbontásnak a lehető legjobbnak kell lennie. Mammográfia tekintetében nagyon szórnak a különböző javaslatokban szereplő határértékek (25-100 μm között), de nagy többségben a kívánatos felbontást 50-100 μm közé teszik, inkább az 50-hez közelebb.⁸

A magas beruházási költségeken túl az üzemeltetési költségek, megfelelő magyarországi referencia helyek hiányában, egyáltalán nem mérhetők fel. A külföldi tapasztalatok nem számolnak be számottevő anyagi megtakarításokról, mivel a digitális modalitások birtokában is, az archiválás többnyire lézer filmen történik és a digitális képeket néhány nap elteltével törlik... Sőt a megtakarítás annyira kétséges, hogy az egyik gyártó kifejezetten ennek a témának a kerülésére utasítja a saját menedzsereit a tárgyalások során.

A hardcopy-ról történő leletezésnek van egy másik hátránya is, mivel a lézer kamerák filmje drágább a hagyományos röntgen filmnél és sokszor az általuk kezelhető filmnagyság nem éri el egy mellkas felvétel méretét, ezért a képek részben lekcinyítve kerülnek kinyomtatásra, ennek hatására nem csak a beteg adatai lesznek nehezen olvashatók, de az apró anatómiai részletek észrevehetősége is jelentősen romlik.³²

DIREKT KONTRA INDIREKT

Mindkét megoldásnak vannak előnyei és árnyoldalai is. Logikus, hogy minél kevesebb lépcső szükséges a röntgen fotonok által hordozott és a detektorban elnyelődő energia méréséhez, annál alacsonyabb zajtartalmú, élesebb képet kapunk. Igaz azonban az is, hogy ma a technológia korlátai miatt és a fizika áthághatatlan törvényei szerint, azok az anyagok, melyekből DDRD-k építhetők, átlátszóbbak a röntgen sugárzás számára, mint az IDRD-k, ráadásul a felbontásuk pillanatnyilag nem elegendő egyes vizsgálat típusokhoz.

A legcélszerűbb nem detektor specifikációi oldaláról válogatni a rendszerek között, hanem pontosan megfogalmazni a diagnosztikus igényeket és ennek megfelelően választani a detektorok között.

Mind a DDRD-k, mind az IDRD-k között léteznek 2D monoblokk szerkezetek és moduláris felépítésű 2D egységek formájában. A modularitás egy szükségszerű rossz, főleg technológiai korlátokra vezethető vissza (igaz megkönnyítheti a szervizelést), a legnagyobb gond vele, hogy az egyes elemek találkozásánál igen körülményesen vagy egyáltalán nem lehet biztosítani a folytonosságot, mely hézagok vagy non-linearitások a végleges képen csak interpolációval fedhetők el, de ott vannak.

Egy speciális megoldás a néhány sorból épülő (általában 10-50 sor) lineáris detektorok alkalmazása, amikor a felvétel nem pillanatfelvétel, hanem néhány másodperces pásztázó felvétel formájában történik és a detektor szekvenciálisan olvassa az egymás után következő sorokat. Ebben az esetben a szerkezet mechanikus stabilitása és az időtényező a kritikus pontok.

Érdekességként megemlítem, hogy a közvetlenül kiolvasható detektorok kitűnően alkalmazhatók képalkotásra nagy háttérsugárzású helyszíneken (pl. atomerőművekben), mivel a röntgen expozíciót megelőzően készíthetünk egy "háttérsugárképet", ami aztán kivonható a felvételtől, ezzel eliminálva a háttérsugárzás arányát a képtartalomban.¹⁶

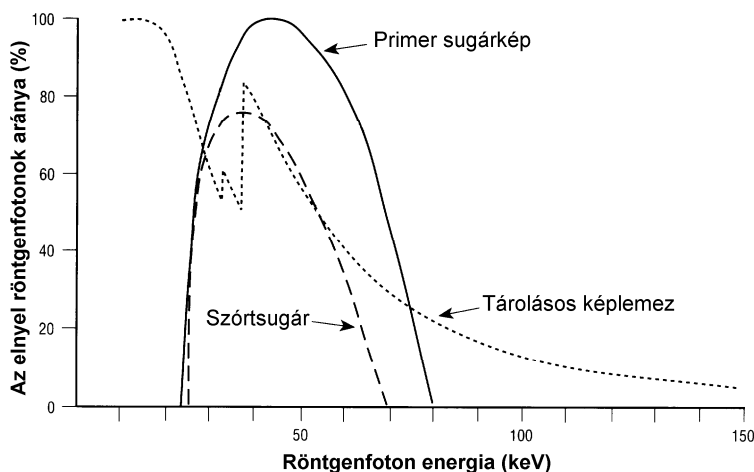
Egy további hatalmas előnye a közvetlenül kiolvasható akár direkt, akár indirekt detektoroknak, szemben a külön kiolvasó egységet igénylő képlemezekkel, hogy igen rövid idővel (gyártmány függően 0.1-5 másodperc) a felvétel készítése előtt lehetőség van egy alacsony dózisu élőexpozícióval meghatározni az adott testrész sugárelnyelő képességét, amely érték birtokában korrigálhatók az expozíciós paraméterek. Sőt némely detektor egyben helyettesítheti az AEC áramkörben az ionizációs kamra szerepét, mivel ilyen jellegű kimenettel is rendelkezik.

Mindezekre a továbbiakban fogunk példákat látni. A termékek működési alapelveinek ismertetését követően megkísérlem felvázolni a gyakorlati használhatóságukat.

AZ "ALAPANYAG"

Mielőtt nekilátnánk a detektorok elemzésének, nézzük meg röviden "miből" dolgozunk.

A páciens elhagyó modulált röntgen sugár hordozza mindazt az anatómiai információt, melyet detektálni szeretnénk (a 5. ábrán a Primer sugárkép feliratú görbe), de magában hordozza a szórt sugárzás haszontalan információtartalmát is (Szórtsugár görbe a 5. ábrán). A szórtsugár aránya egyes vizsgálatok esetében elérheti a 70-90%-ot (AP medence, LS gerinc, stb.), ami annyit jelent, hogy a betegből kilépő minden 5-10-ik röntgenfoton hordozza csupán a primer hasznos anatómiai információt. Ha nem alkalmaznánk szórt sugár elleni védelmet (mezőhatárolás, rács, beteg-detektor közti hézag), akkor a hasznos információt hordozó röntgen fotonok kisebb számban lennének jelen a modulált röntgen nyalámban, mint a zajkötő fotonok. A szórt sugárzás csökkentésére használt rács a digitális detektoros rendszerekben a moiré jelenség révén műtermékeket okozhat a képen. Ez a jelenség statikus rácsoknál léphet fel, ha a rács sűrűsége összemérhető a detektor felbontásával (legalább 70 lamella/cm ajánlott) és a lamella irány párhuzamos a kiolvasás irányával, ekkor a rácsszerkezet árnyéka interferálhat a detektor pixeleivel és interferencia rajzolatot (ún. moiré-t) hozhat létre a képen (hasonlóképpen, mint a monitor maszkja a képernyőn bizonyos felbontásoknál). A mozgó rácsoknál ez nem fordulhat elő.



5. ábra: A beteget elhagyó modulált primer sugárkép görbéje, az ennek megfelelő szórtsugárzás görbéje és a tárolásos foszfor képlemez röntgenfoton elnyelési karakterisztikája a foton energia függvényében (az Y-tengely felirata erre vonatkozik).
Megjegyzem, hogy a képlemez érzékenységi görbéjén a 30 keV-nál látható mélypont nem igazán kedvez a mammoográfiai alkalmazásoknak, melyek ebben a tartományban mozognak. (Kodak adatok alapján³).

A páciens túljutott röntgen fotonok elérik a detektort és részben (lásd 5. és 7. ábrákat) elnyelődnek benne, részben pedig áthaladnak a detektoron és elvésznek a képkötés számára. A röntgen fotonok elnyelése energia függő: az alacsonyabb energiájú (20-40 kV-os) röntgen fotonok sokkal nagyobb valószínűséggel lépnek kölcsönhatásba a detektor anyagával, mint a nagyenergiájú (70-90 kV-os) fotonok. Ugyanakkor a nagyenergiájú fotonok nagyobb mértékű jelet indukálnak a detektorban (pl. több fényfotont gerjesztenek vagy több elektron-lyuk párost hoznak létre), ezért a válasz jel nagysága akár nagyobb is lehet (gondoljunk az AEC áramkörökre, melyek ilyenkor leszabályozhatnak), de értelemszerűen a kvantumzaj mértéke a képtartalomban ennek ellenére magas lesz.

A másik meghatározó tényező a detektor anyaga: minél alacsonyabb rendszámú anyagból készül a detektor, annál "átlátszóbb" a röntgen fotonok számára, azaz kicsi lesz a detektálási ráta.

Az elnyelés határfoka szempontjából a harmadik tényező az elnyelő réteg vastagsága: a rétegvastagság növelésével exponenciálisan növekszik az elnyelt fotonok aránya, de ezt nem lehet fokozni bizonyos határokon túl részben technológiai okokból, részben a képminőség rontó hatása miatt. A nagyon vastag rétegű detektor ugyan nagyon érzékeny lesz, de a detektor rétegben magában fellépő szóródás lerontja a felbontást. A rétegvastagság egyenletességén túl a képlemez szenzitivitása függ a detektor szemcsék koncentrációjától (coating weight) és egyenletes eloszlásától a képlemez felületén: a szenzitivitás egy teljes méretű pl. 45x45 cm-es detektor két szélé között nem ingadozhat 2%-nál nagyobb mértékben. Ezt nagyon nehéz megvalósítani a gyártás során (emiat a gyártók minden legyártott detektort kalibrálnak és a kalibrációs értékeket a detektorral együtt szállítják, majd ezen adatok segítségével korrigálják a kiolvasott jeleket).

Le szeretném szögezni, hogy a kép zaj egyik alkotórésze a röntgen kvantumzaj, ez a röntgen sugárkép saját inhomogenitását, a röntgen fotonok számának statisztikai ingadozását fedi. A kép zaja sohasem lehet alacsonyabb, mint a röntgen sugár kvantum zaja, sőt ezt általában jelentősen meghaladja, mivel a képkötő rendszer minden egyes része hozzáteszi a saját zaját. Bármely képkötő rendszer technikai értelemben vett képminősége objektív módon jellemezhető a DQE (Detective Quantum Efficiency) mérésével, mely azt mutatja mennyire hatékonyan konvertálja a teljes képkötő lánc a röntgen fotonok által hordozott információt "hasznos" képjellé (pontosabban azt fejezi ki, hogy az eredeti kép zajtartalmát mennyivel növelte meg a teljes képkötő lánc, részletesebben az internetes változatban).

IDRD-OK FAJTÁI

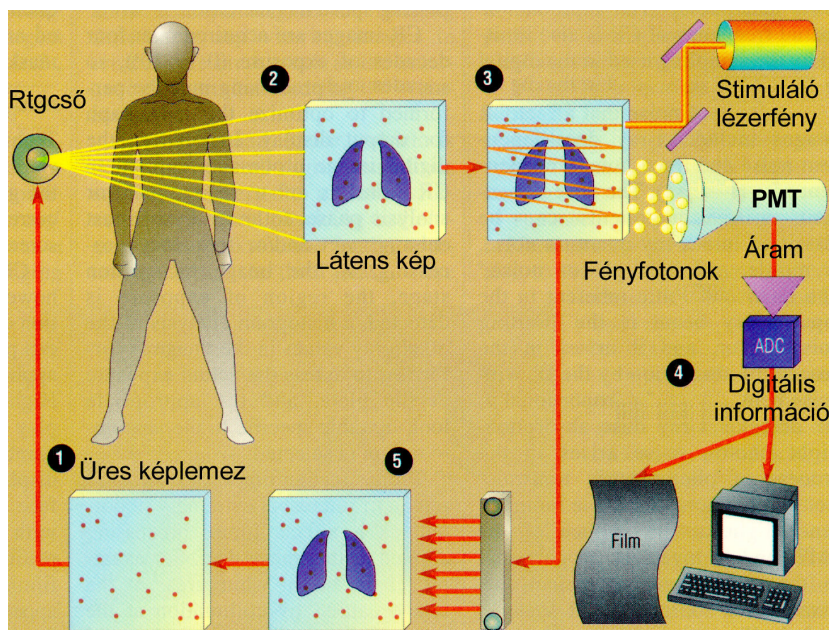
TÁROLÁSOS FOSZFOR KÉPLEMEZEK

A fényvel gerjeszthető foszforeszcencia jelensége már 1867-ban, jóval a röntgen sugár felfedezése előtt, ismeretté vált. A fényvel gerjeszthető, energia tárolására (innen ered a Storage phosphor plate elnevezés is) és leadására képes foszfort elsőként 1926-ban alkalmazták orvosi képalkotásban, amikor Hirsch vesetáji röntgen felvételeket készített foszfor tárolásos lemezekre, majd ezeket sötétben infravörös fényvel gerjesztve (melegítve) nézte a lemez fényleadását.⁰ Hasonló jelenség játszódik le a képerősítők, röntgen fotonok hatására fluoreszkáló, bemenő ernyőjén, de az általánosan filmes kazettákban használt erősítő ernyőkben is. Csak ekkor a valós időben, az expozíció pillanatában fellépő fluoreszcencia jelenségét használjuk a kép megjelenítésre vagy rögzítésére (tipikusan a röntgen fotonok energiájának fele konvertálódik látható fényé³). A két jelenséget együttesen lumineszcencia jelzővel illetjük, de a fluoreszcencia az expozíció pillanatában, a foszforeszcencia pedig időben elhúzódva vagy stimuláció hatására később jelentkezik.

1975-ben a Kodak jegyezte be elsőként a képalkotásra alkalmas tárolásos foszfor rendszerre vonatkozó szabadalmát, majd 1983-ban a Fuji hozta létre elsőként a ma általánossá vált, európiummal-adalékos lemezét és az első kommersz terméket. Azóta a tárolásos technológiát több más cég is magáévá tette, többek közt a Philips, Konica, du Pont, 3M, Agfa, Hitachi, Siemens, Toshiba, GE, Kasei és sokan mások, de kevesen rendelkeznek piacépítő termékekkel. Annak ellenére, hogy a ma használatos energia tárolásos lemezek vagy európiummal adalékos (másként doppel, szennyezett vagy aktivált) bárium bromidot, fluoridot, jodidot, vagy talliummal adalékos rubídiumbromidot (RbBr:TI) használnak foszfor helyett, a tárolásos foszfor lemezes elnevezés rájuk ragadt és ma is általánosan használt. Mivel az összes gyártó tárolásos képlemeze azonos fizikai elvek szerint működik, ezért a továbbiakban egy általános összefoglaló, majd az eltéréseket ismertető rész következik.

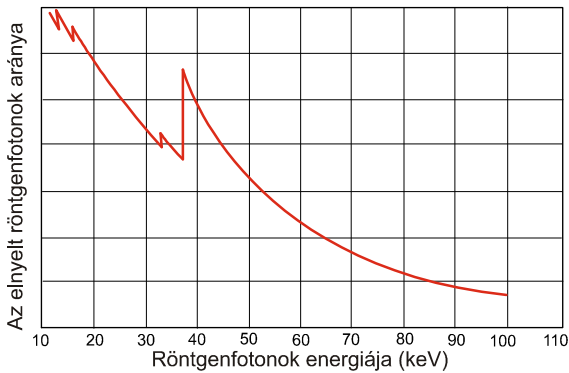
6. ábra: A radiológiai képalkotás folyamata tárolásos képlemez esetén.

1. A törölt képlemezt a szokásos módon elhelyezik a vizsgálószerkezetben.
2. Elkészítik a felvételt kb. 200-400 erősítésű fóliának megfelelő értékekkel. A képlemezen ekkor látens módon előáll a röntgen felvétel.
3. A kazettát az olvasó egységre helyezik, amely a kazettában lévő képlemezt kivesszi, lézerténnel stimulálja. A kibocsátott fényfotonokat egy PMT csőre vezetik.
4. A PMT cső kimenetén megjelenő elektromos impulzusokat digitalizálják, majd számítógépre és/vagy lézer kamerára küldik.
5. A képlemezt erős fényvel törlik és visszahelyezik a kazettába.

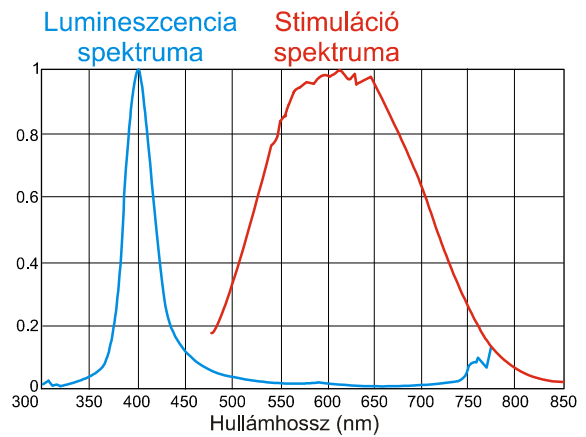


A páciens elhagyó röntgen fotonok eléri a detektort és részben (lásd 5. és 7. ábrákat) elnyelődnek benne, részben áthaladnak a detektoron és elvésznek a képalkotás szemszögéből. Elnyelt részben az expozíció pillanatában fellépő fluoreszcencia kihasználatlan marad, csak az az energia hányad vesz részt a képalkotásban, mely látens módon elraktározódott a detektáló rétegben.

A detektor réteg összetételétől függően a látens kép percekig vagy akár napokig tárolódik, a tárolás ideje a spontán bomlás (dark decay) sebességének függvénye. A ma általánosan használt lemezeknél 2 óra elteltével az eredetileg eltárolt energia kb. 80%-ka olvasható ki, 24 óra elteltével pedig 50%¹. A következő lépés a látens kép előcsalogatása. Ehhez egy vörös színű lézer nyalábjával végigtapogatják soronként a lemez felületét, ezzel stimulálva a detektor réteget, mely ennek hatására kisugározza a korábban eltárolt energiát rövidebb hullámhosszú, kék vagy ultraviola fényfotonok formájában (lásd 8. ábra). Fontos, hogy a kisugárzott fényfotonok száma egyenesen arányos az elnyelt röntgen fotonok számával (azaz a lemez lineáris válaszú detektorként viselkedik), ha a stimulálás mértéke végig azonos, aminek előfeltétele a lézer fény energiájának állandó szinten tartása (ezt igen nehéz konstans módon megvalósítani). Megjegyzem, hogy ezt a jelenséget használják a TLD (Termo Luminescence Dosimetry) dozimetriában is, csak itt a detektor tablettá méretű és a kiolvasására számítógép-vezérelt fűtőegységet használnak.



7. ábra: Az Agfa tárolásos képlemez detektor rétegének röntgenfoton elnyelő képessége a foton energia függvényében. A görbén látható "csipkék" a különböző összetevők K-csúcsainak felelnek meg.



8. ábra: Az Agfa képlemez stimulációs spektruma (maximuma 633 nm-nél található, mely megfelel a stimuláló lézertény hullámhosszának) és tipikus Eu^{2+} lumineszcencia spektruma (maximuma a fotoelektronokszorozó spektrális érzékenységi görbe csúcspontjára esik).

Az energia leadás hatásfoka elsősorban a stimuláció hatásfokától függ. A stimulálás annál hatékonyabb, minél tovább időzik a lézer sugár egy-egy pixelnyi területen vagy minél nagyobb a lézer sugár intenzitása, mivel annál több detektor szemcsét tud stimulálni. Ezt az időt a gyártók igyekeznek a lehető rövidebbre korlátozni, különben a lemez kiolvasása túlságosan elhúzódná (így is néhány másodperc, ami már önmagában nem teszi lehetővé a folyamatok valós időben történő leképezését és a tárolásos lemezek átvilágításra történő használatát), amit rögtön meglovagolna a konkurencia.

Itt felhívnom a figyelmet, hogy a tárolásos lemezek detektor szemcséi annyira aprók (átmérő 5-10 nm^6), hogy a felbontás nem rajtuk múlik, hanem a kiolvasó lézer által a lemez felületén stimulált pont átmérőjén (ami kicsivel nagyobb a lézer nyaláb átmérőjénél). A lézer egyszerre több tízezer szemcsét stimulál az adott pontban. Kézenfekvő lenne a felbontás növelése a lézer nyaláb vékonyítása révén, aminek nincs is technológiai akadálya. Elméletileg a tárolásos lemezek felbontása szinte korlátlanul növelhető, addig amíg "egy pixel – egy szemcse" (pontosabban lézerhullámhossza) határt el nem érjük. Azonban a vékonyabb lézer sugár kevesebb szemcsét gerjesztene, gyengébb lenne a kiolvasott jel, nagyobb és egyben zajosabb PMT erősítésre lenne szükség, nagyon elhúzódná a kiolvasás folyamata, megnőne az egyes pixelekből kiolvasott jel kvantumzaja, stb. Világos, hogy itt is kompromisszumokra van szükség, és meg kell találni a gyakorlatban legmegfelelőbb közeputat.

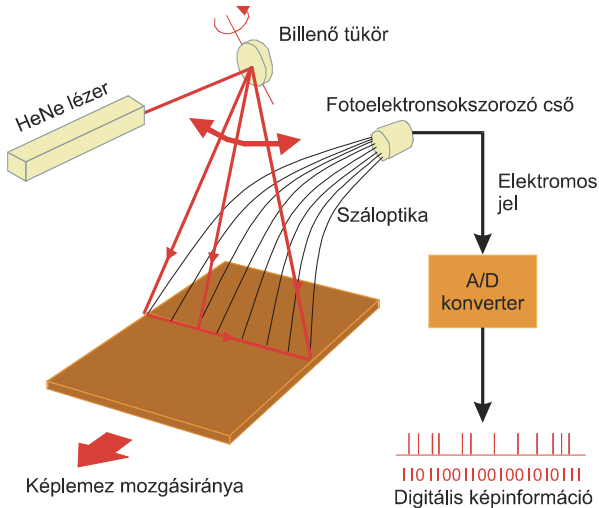
Egy másik érdekes párhuzam: az erősítő ernyő-film kombináció felbontásának az erősítő ernyőben keletkező és szétszóródó fényfotonok szabtak határt (ez az ún. MTF = Modulation Transfer Function-nal vagy ennek változataival, a Line és Point Spread Function-nal fejezhető ki). Ugyanez a jelenség szab határt a fizikai felbontásnak a tárolásos lemezek esetében is. Itt a kiolvasó lézer fénye szóródik a detektor rétegben, nem egyetlen pontot, hanem annak közvetlen környezetét is stimulálva. Logikus, hogy alacsonyabb intenzitású lézer kevésbé szóródik, tehát nő a felbontás, de ugyanakkor romlik a kiolvasás hatásfoka – ez úgy tűnik egy zárt kör...

A stimuláció idejének rövidítése (gyorsabb pásztázás) két további problémát hoz be. Az egyik a detektor szemcsék elégtelen stimulálása, azaz nem minden szemcse lesz stimulálva, nem adja le a benne tárolt látens képrészlet energiáját, mintha nem is létezne. Hiába nagy a detektor érzékenysége, hiába nyeli el a rá eső röntgen fotonok nagy részét, ha kiolvasásnál a tárolt energiának csak a felét adja le! A végeredmény olyan, mintha fele akkora érzékenységgű, de teljes mértékben kiolvasott detektort használnánk. A mai rendszerekben a kiolvasás utáni maradék jel az eredeti jel 60%-át is kiteheti, ezért van szükség a lemezek törlésére igen erős fényel (15-20 másodperces levilágítás 4-6 kW-os hagyományos halogén izzókkal), különben a maradék jel ráakadna a következő röntgen expozíció jelére, szellemképet alkotva, utána a következőre és így tovább. Ha a törlés után hosszú ideig (2-3 napig) a képlemezzel nem készítenek újabb felvételt, akkor az előző felvétel "szellem" képe (ghost-image) újból megjelenik és akár ki is olvasható¹¹...

A felbontást korlátozó további tényező a lemez lineáris mozgásának egyenletessége, hiszen a pásztázó lézer sugár mindig egy síkban tapogat le, a következő sor letapogatásához a lemezt motorosan arrébb kell vinni. A gyakorlatban ez a mozgás folytonos, megszakítások nélküli, de a sebességnek állandó értéken kell maradnia, hogy a kép arányai ne torzuljanak a mozgás tengelye mentén. Nem különben nagyon egyenletesnek kell lennie a stimuláló lézer letapogató sebességének is, hiszen ettől függ az egyes pixelek stimulálásának ideje, aminek szintén konstansnak kell maradnia. Mindezek igen kifinomult mechanikai, összetett elektronikai felépítést tesznek szükségessé. Ennyi csapda mellett inkább az a meglepő, hogy ez a fajta technika mégis jól vizsgázott az elmúlt néhány évben, sőt a lehetőségei még nincsenek kimerítve.

A gyártók többsége más felbontásban olvassa ki a nagy- és a kisméretű képlemezeket. Kézenfekvő az a feltételezés, hogy ilyenkor módosítják a lézer sugár átmérőjét, de valójában nem ezt teszik (ez optikai vonalon túl bonyolulttá tenné a rendszert), hanem egyszerűen csökkentik a lézer sugár eltérítés és a képlemez mozgásának sebességét.³

A stimulálást követően a kisugárzott fotonok a tér minden irányába indulnak el, ezeknek csak egy részét tudják eljuttatni a további elektronikai alkatrészekre (50% azonnal elnyelődik magában a lemezen), azaz a fényfotonok csak kis hányada vesz részt a képalkotásban (kb. 80%-os a veszteség!!!).



9. ábra: A képlemez olvasó vázlatos felépítése.

A lézer sugár által stimulált foszfor szemcsék látható fényt bocsátanak ki, amit ebben az esetben száloptika segítségével egy fotoelektronsokszorozó csőre juttatnak. A cső kimenetén megjelenő elektromos jelet logaritmikus kompresszióknak vetik alá (erre az alacsony denzitás különbségek kiemelése érdekében van szükség), majd mintavételezik azaz digitalizálják. A digitális képtartalom meghatározzák a diagnosztikus képtartalom tartományát és csak ezt képezik le a végső képen.

A kiolvasás következő lépésében a lemezből kisugárzott kékfényű fotonokat előbb tükrök, optikai lencsék vagy száloptika segítségével (gyártó-függő) egy fotoelektronsokszorozó cső (a továbbiakban PMT = PhotoMultiplier Tube) bemenő ablakához vezetik, de a belépő ablak előtt leválasztják a stimuláló vörös fényfotonokat (melyek kb. 8 nagyságrenddel többen vannak, mint a kisugárzott kék fotonok) egy egyszerű színszűrő segítségével. A PMT belépő ablakában minden egyes fényfoton elektronokat üt ki a detektáló rétegből, ezek egy gyorsító feszültség hatására többszöröződnek és így módon az eredeti igen gyenge jel kb. 1000-30000-szeres erősítése érhető el (ne feledjük, hogy a zaj is ugyan ilyen mértékben erősödik, azaz nem javul a jel/zaj viszony). A stimuláló lézersugárral megegyező módon, az erősítés mértékét is igen stabilan azonos szinten kell tartani a kiolvasás teljes időtartama alatt! (Lásd 9. ábrát).

A kiolvasó rendszer mindig pontosan ($\pm 10-20$ pixel) tudja, hogy a lézer sugár éppen a lemez mely pontját stimulálja és úgy veszi, hogy a PMT-ről érkező jel ebből a pontból származik. Ez nagyobb részt így is van, de ha a rövidebb kiolvasási idő érdekében túlzottan felgyorsítják a lézer nyaláb letapogatási sebességét, akkor lép fel a második számú probléma. A fénygerjesztett lumineszcencia ugyan gyors folyamat, de van egy felfutása, letitése, majd lecsengése (utánvilágítása = afterglow). Európián esetén ez a folyamat kb. 700 nsec-ot vesz igénybe és ha a lézer sugár továbbfut, még mielőtt ez lezajlana, akkor a következő stimulált pixel jelébe belekeveredik az előző pixel kisugárzásának lecsengő fázisa (a kb. 30%-os keveredést már elfogadhatónak tartják a gyártók). A keveredett jelet utólag semmiel sem lehet szétválogatni, tehát egyértelmű képminőségromló élesség csökkentő hatása van ("összemosza" a szomszédos pixeleket). Ezek után felvetődik a kérdés: jobb-e a gyorsabb? Lehet jobb is, mint a "Kísérleti stádiumban lévő detektorok" fejezetből ki fog derülni, de a válasz inkább nemleges.

A detektor rétegben lezajló kvantummechanikai folyamatokat legalább három különböző elmélettel írják le (Takahashi-féle, von Seggern-féle, Spaeth-féle modellek), ami egyben azt is jelenti, hogy nem lehet pontosan tudni, hogyan tárolja és adja le a detektorréteg a röntgen fotonok energiáját. De ha tudnánk is, nem lehetne céloknak ennek ismertetésével bárkit is elijeszteni a témától, ezért közelítsük meg empirikus oldalról a kérdést. Sok olyan jelenség van, amit eredményesen használunk a mindennapi életben, mégsem ismerjük pontosan, és ez addig nem is zavar minket, ameddig próbaszerencse alapon hasznunkra tudjuk fordítani. Hasonlóan járnak el a tárolásos foszfor lemezek fejlesztői is: különböző módon és összetételben készítenek néhány képlemezfajtát, majd kiválasztják a legjobbat. A jó és kevésbé jó detektor (kissé sarkítva) annyiban különbözik csupán, hogy az elsőt száz féle kísérleti termékből, a másikat csak tízből választották ki, a különbségek az összetételben árnyalatnyiak, a működési alapelvek az összes lemeznél azonosak, így a termék piaci sikerét elsősorban a szolgáltatások és az ár szabják meg.

Ott tartottunk, hogy a PMT kimenetén egy felerősített elektromos jelet kapunk, innen kezd digitálissá válni a dolog. Az elektromos jelet mintavételezik és digitalizálják, majd egy számítógép segítségével összerakják a sorokba rendezett pixeleket képpé. A PMT egy bizonyos erősítési fokozaton túl azonban telítésbe megy át, ami annyit jelent, hogy a bemenetére érkező nagyobb foton szám már nem tud a maximálisnál nagyobb elektromos jelet kiváltani a kimenetén. Emiatt a gyártók különböző trükkökhöz folyamodnak, az egyik azonban szinte mindenkinél megtalálható: a PMT erősítését relatíve alacsonyra állítva megakadályozzák annak telítését. Az elektromos jelet 16 biten digitalizálják, majd eltérő gyártó-specifikus módon, megkeresik a hasznos képtartalom elhelyezkedését a 16 bites tartományban és ezt leképezik (átkonvertálják) 12 bitre. Így módon a végső kép 4096 szürke-skála fokozatot tartalmaz, de sajnos az eredeti

16 bitnyi digitalizálás magasabb kvantálási hibája eredeti szinten marad a 12 bites végső képben is, ha eleve 12 biten digitalizálnának a kvantálási hiba alacsonyabb lenne (ez alatt azt értem, hogy a kvantumzaj statisztikus szórása miatt a pixel értéke nagyobb valószínűséggel billenhet át a következő bitre, ha kicsi a különbség az egyes bitek között (16 bites digitalizálás esetén), mint ha nagyobb (eleve 12 bit)). Van ily módon működő rendszer is, itt két egymást követő kiolvasást alkalmaznak: először egy kis energiájú lézer sugárral feltérképezik a képlemezen tárolt információt, meghatározzák az anatómiai információ elhelyezkedését a teljes tartományon belül, megkeresik a maximális jelnagyaságot, majd ennek megfelelően beállítják a PMT erősítés fokát és elvégzik a második kiolvasást eleve 12 biten egy nagyenergiájú lézer sugár segítségével (ekkor azonban fennáll a veszélye a helytelen tartomány kiválasztásnak, amit utólag már nem lehet korrigálni¹¹, ismételni kell a felvételt). Az első olvasásnál pontosan azt a jelenséget használják ki, hogy a gyenge lézersugár a detektor szemcséinek csak igen kis százalékát stimulálja.

Érdeemes elgondolkodni azon, hogy miért éppen a hagyományos röntgen film gyártók fejlesztettek elsőként, saját termékeikkel versengő, alternatív digitális megoldásokat. A piackutatások a síkfilmfogyasztás visszaesését jelzik az elmúlt 2-3 évben szerte a világon, ami a hagyományos filmes munka költségnövekedésével és a digitális rendszerek térhódításával magyarázható (ez utóbbit alátámasztani látszik a speciális lézer film fogyasztásának növekedése is).

A tárolásos képlemezek méretben és felvétel technikában semmiben sem térnek el a hagyományos röntgen kazettáktól, tehát a meglévő röntgen berendezésekkel használhatók. A gyártónak előnyös, hogy a zökkenőmentes munkavégzéshez minden méretű képlemezből többet kell vásárolni, közel a teljes kazetta parkot le kell cserélni képlemezekre. Annak ellenére, hogy a képlemezek 5.000-20.000-szer (gyártó-specifikus) exponálhatók-kiolvashatók mielőtt végleg elhasználnának, előbb-utóbb mégis cserére szorulnak, sőt jönnek az újabb generációk és akkor a folyamat kezdődik előről. Terjed az ún. "pay-per-cycle" elszámolási mód is, amikor a rendszer telepítésekor nem kell kifizetni annak az árát, hanem minden egyes képlemez kiolvasásért a gyártó felszámol egy egységnyi összeget, mely már magában hordozza a garanciális szervizelés költségét és a kamatot is (ez egy kölcsönbeadási szerződéshez hasonlítható).

Az egyes gyártók képlemezei és ezek olvasói közötti különbségek a következőkképpen foglalhatók össze röviden:

- a képlemez hordozórétege flexibilis vagy merev lemez,
- mennyi a garantált olvasási ciklusok száma (élettartam),
- hogyan rögzítik, hol rögzítik és mivel, hol tárolják a beteg információkat (a lemez memória chip-jében vagy vonalkódon) és ezt hogyan olvassák ki,
- van-e az olvasó egységen kazetta puffer,
- mennyi idő múlva készül el a végleges kép,
- mennyi ideig tartozkodik a kazetta az olvasóban (ciklus-idő), tehát mennyi az olvasó áteresztőképessége,
- a kazetták és képlemezek méretbeli, felbontásbeli és szenzitivitásbeli választéka,
- az olvasó egység helyigénye,
- kazetta-képlemez ára, szerviz költségek, szervizellátottság, stb.

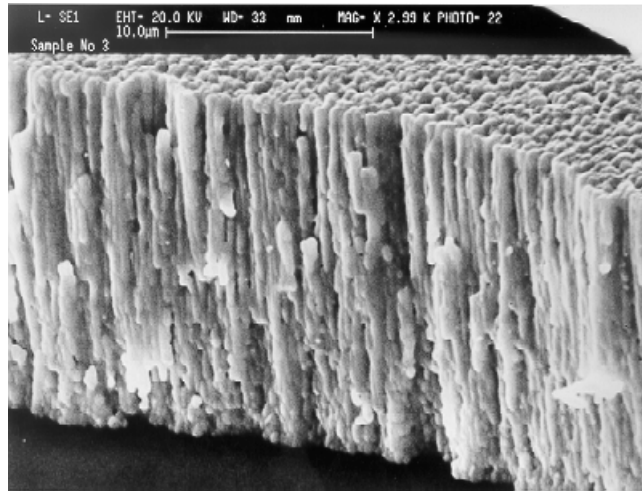
A tárolásos képlemez rendszerek az alacsonyabb indulási költségek miatt, várhatóan a jövőben is a digitális radiológia egyik meghatározó irányzata maradnak, egy olyan hibrid környezetben, ahol az egyéb digitális detektorok is egyre nagyobb szerepet fognak játszani, sőt, nem kizárható, hogy a hagyományos filmes radiológia sem szorul ki teljesen még jó néhány évtizedig.

SCINTILLÁTORRAL ELLÁTOTT FÉLVEZETŐ PANELEK

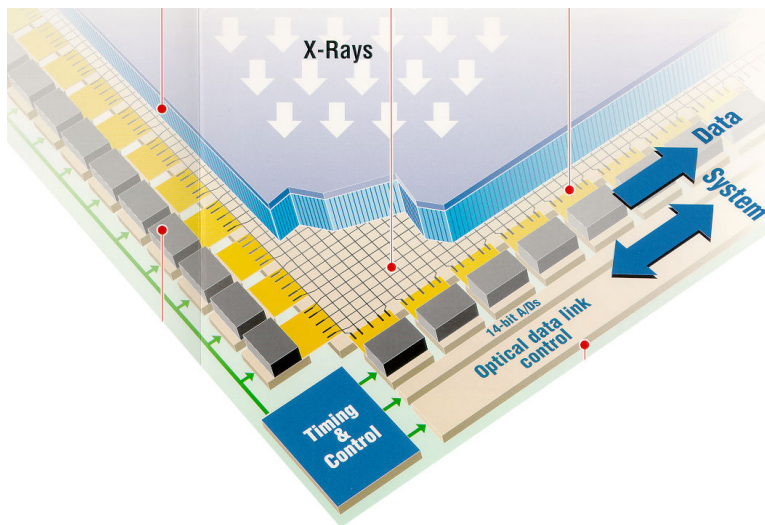
A félvezető detektor réteg (az angolszász irodalomban Amorphous Silicon Detector, a-Si) röntgenfoton elnyelő képessége meglehetősen rossz (a szilícium tömeggyengítési együtthatója ugyan 0.22, tehát 10%-al jobb elnyelő, mint az alumínium (szomszédok a periódusos rendszerben), 0.5 mm rétegvastagságnál a 80 keV-os röntgenfotonok kb. 14%-a), főleg mivel az aktív zónája (melyben az elektron-lyuk párok keletkeznek) mindössze néhány mikrométer vastagságú, így már érthető miért nem használható a félvezető önmagában detektorként. Mivel a páciens sugárterhelését csökkenteni igyekszünk, nem pedig növelni, ezért született az az ötlet, hogy a nagy áthatoló képességű röntgenfotonokat át kellene alakítani nagyobb hullámhosszú alacsonyabb energiájú fénnyel. Ezeket aztán a félvezető detektorok teljes mértékben hasznosítani tudják. Az átalakításra egy kiforrott technikát, az erősítő fóliákban régóta eredményesen használt, szcintillátorokat (pl. $Gd_2O_3:S:Tb$) alkalmazzák. Ezek igen jó hatásfokkal (közel 90% 80 keV-nál) nyelik el a röntgenfotonokat, majd fluoreszkálva fénnyel formájában leadják ezt az energiát.

A félvezető detektorokkal használják a Talliummal szennyezett Cézium jodid szcintillátort is, mivel ez nem higroszkopikus mint a CsI:Na (nátriummal szennyezett) és zöld fényt bocsát ki, amit jobb hatásfokkal nyel el a detektor. A szcintillátor kristályait 0.5 mm magas oszlopok formájában növesztik, ezzel a fényvezető effektussal megnövelve a felbontást (lásd 10. ábrán az elektronmikroszkopos felvételt).

10. ábra: CsJ szcintillátor elektron mikroszkópos felvétele. A CsJ kristályok túszerkezete szálóptikaként viselkedik: a röntgen fotonok hatására keletkező fényfotonok a tükristály belső határfelületeiről visszaturközödvé a kristály két vége felé vándorolnak (Instrumentarium Imaging-től származó kép).



A következő ábrán (11. ábra) látható egy félvezető detektor-szcintillátor együttes vázlatos felépítése. A gyártás során litográfiai módszereket és többnyire a TAB (Tape-Automated Bonding) technológiát alkalmazzák a sok milliónyi tranzisztor kialakítására és összekötésére, majd a szcintillátor réteget ezek felületére viszik (gőzölí?) fel.



11. ábra: Szcintillátor és félvezető detektor együttese.

A kék színnel jelölt szcintillátor konvertálja a röntgenfotonokat fényfotonokká, melyek a TFT mátrixban töltést gerjesztenek, amit aztán a kiolvasó elektronika a rendszer felé továbbít. Látható, hogy egy-egy tranzisztor sor és oszlop össze van kötve az erősítőkhöz. Ez lehetővé teszi az egyes pixelek egyenkénti megcímezését, viszont egyetlen tranzisztor meghibásodása miatt egy teljes sornyi vagy oszlopnyi pixel veszhet el (gyártó függő!) a képalkotás számára.

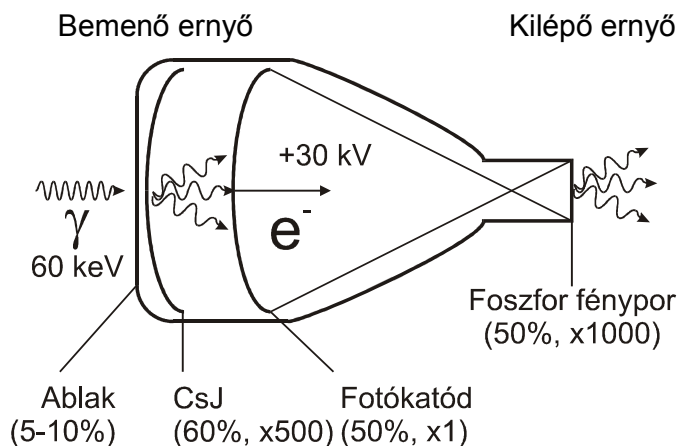
Az erősítő áramkörök saját zaja kritikus a képminőség szempontjából. Az egy pixelnyi területre (143 μm pixel pitch és 80% fill factor) érkező röntgen fotonok száma a tipikus röntgen felvételi esetekben 200 és 5.000 között mozog (átvilágítás esetén inkább 1.000 foton alatt és ne feledjük, hogy ezeknek a fotonoknak csak egy része nyelődik el a detektorban), ami 15-70 foton/pixel kvantum zajnak felel meg. Az erősítő áramkörök saját zaja hozzáadódik a kvantum zajhoz és mivel a digitalizálás csak ezt követően történik, már kitörölhetetlenül "ráül" a hasznos információra. Ahhoz, hogy a képminőség ne romoljon észrevehetően az erősítő zaja nem haladhatja meg az 5 foton/pixel kvantumzajnak ekvivalens elektronikus értéket (Triaxel adatok alapján).

A félvezető detektorokról részletesebben a DDRD-ok fajtáj című fejezetben írok, itt csak annyit szeretnék megemlíteni, hogy a hordozható számítógépekben használatos TFT képernyő panelek hasonló elvek alapján működnek, sőt a CCD (Charge Coupled Device) kamerák is. A gyártása létező technológiára épül, de a nagy méretek miatt a selejtarány nagy, ára magas.

KÉPERŐSÍTŐKRE SZERELT CCD KAMERÁK

A képerősítők működési elve a 12. ábrán látható. A képerősítőben a röntgen detektor szerepét a CsJ szcintillátor látja el, majd következik az energia konverziók egész sorozata és a kilépő ernyőn megjelenő tükrözött kicsinyített képet egy tandem optika segítségével CCD kamerára irányítják. A jel digitalizálása itt történik.

12. ábra: A képerősítő vázlatos felépítése és működési alapelve. A bemenő ernyőjére eső 60 keV röntgenfotonok kb. 10-20%-át elnyeli a képerősítő bemenő ablaka (többnyire alumínium vagy titán) és a bemenő ernyő hordozó rétege, a többi eljut a szcintillátor rétegig (cézium jodid), mely a rá eső röntgenfotonok kb. 60% elnyeli és átalakítja fényfotonokká (1 röntgenfotonból kb. 500 fényfoton lesz). A fényfotonok kb. fele a fotokatódból elektronokat üt ki ("egy az egyben"). A képerősítő 30 ezer Voltnyi gyorsító feszültsége felgyorsítja, az elektronoptikája pedig fókuszálja az elektronokat, melyek a kilépő ernyőben látható fényt gerjesztenek.

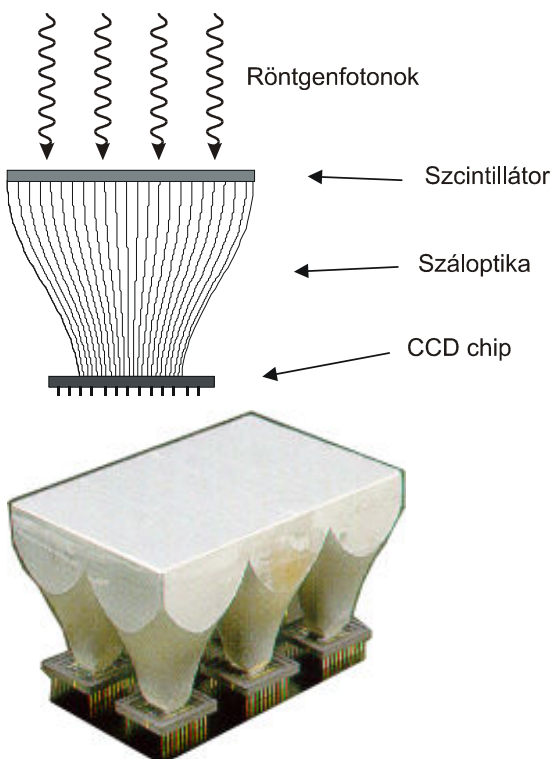


Érdekessége a rendszernek, hogy pillanatfelvételi üzemmódban a CCD kamera pixeleinek kiolvasását igazítani kell a generátor által előállított magasabb mA-rel készült expozícióhoz. A CCD-k ma már általában progresszív letapogatásúak, azaz minden képkocka teljes felbontásban kerül rögzítésre (szemben a váltott soros kiolvasással). A CCD kamerákat a kilépő ernyő túlzott fényessége (pl. túl nagy belépő röntgen dózis) telítésbe tudja vinni (szaturáció), ezért többnyire egy blende vagy zár (shutter) segítségével a kamerára érkező fényintenzitást igyekeznek állandó szinten tartani (logikusabb lenne egy negatív visszacsatolás a generátor felé, mely sugárterhelés csökkentését is jelentene, de a gyakorlat nem az).

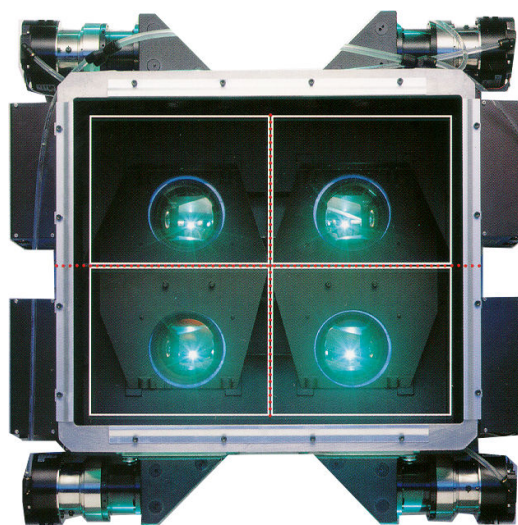
OPTIKÁVAL VAGY SZÁLOPTIKÁVAL ÖSSZEKÖTÖTT SZCINTILLÁTOROK ÉS CCD-S RENDSZEREK

A korábban már ismertetett szcintillátor ernyő típusok valamelyikét fényvezető száloptikával, tükrökkel vagy lencsékkel fixen összekötik a CCD kamera chipjével. A CCD egy 25 éve használatos kiforrott technológia, alacsony termális zajú (ráadásul jól lehet kalibrálni), egyenként megcímehető pixelelkel. A CCD technológiáról terjedelmi okokból nem közölhetek többet, azonban az internetes változatban erről többet lehet majd olvasni, addig is ajánlom a 22-es on-line cikket.

Mivel a CCD chip röntgensugárzás hatására "előregszik", meghibásodik¹⁶, ezért vagy oldalra helyezik a fősugár nyalában kívülre vagy sugárelnyelő adalékot kevernek a száloptikába, mely megvédi a CCD chipet.



13. ábra: Optikával, tükrökkel vagy száloptikával összekötött szcintillátor ernyő és CCD chip vázlatos rajza (baloldalt) és ilyen egységekből felépített nagyméretű röntgen detektor (baloldalt lent). Lent négy mezőre osztott tükrös rendszer, külön-külön CCD kamerákkal. (Instrumentarium Imaging, Hamamatsu és Swissray adatai alapján).

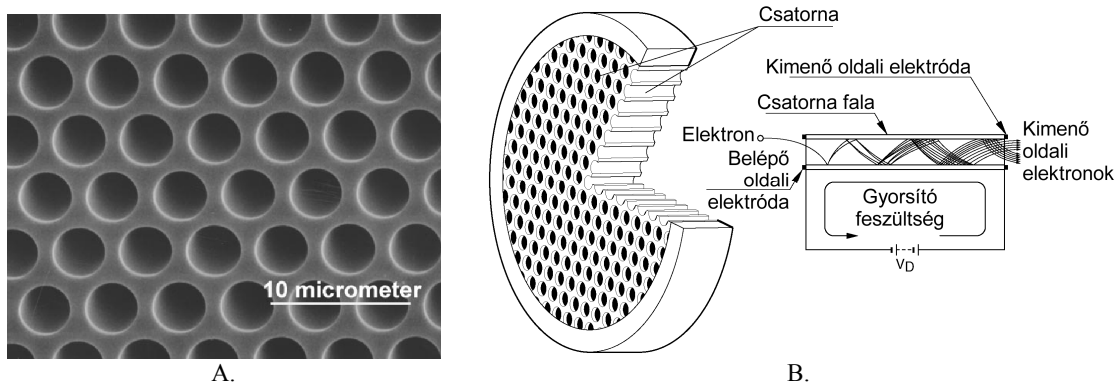


MIKROCSATORNÁS PANELEK

A mikrocsatornás panelek (MCP = MicroChannel Plate¹⁵) egy kb. 0.5-1 mm vastagságú lemez, melyben igen kis átmérőjű (4-6 μm) csatornák vannak kialakítva a panel felületére merőlegesen (lásd 14. ábrát). A csatornák gázzal vannak telítve, melyben ionizáló sugárzások hatására ion-párok keletkeznek. A panel két felülete között potenciálkülönbséget hoznak létre (2-3 kV), a térerő szétválasztja a pozitív és negatív töltésű részecskéket és felgyorsítja ezeket. A részecskék elindulnak a csatorna mentén, útközben többször nekicsapódva a falának, ekkor az elektronsokszorozó elvét követve, számuk megsokszorozódik, jelentős jelerősítést (kb. 100-10.000-szerest, típustól függő) lehet így elérni. Mivel a részecskék a csatornán belül mozognak – az erősítés ellenére nem romlik a felbontás (de a kvantum zaj mértéke nem változik!).

A panelek kimenetét három-féle képen építik ki:

- egy nagy érzékelő (single anode), mely a teljes effektív felületről állít elő elektromos jelet, a jel nagysága arányos az ionizáló részecskék számával és energiájával,
- több kis érzékelő (multi anode), mely a rá eső ionizáló részecske találati helyének megfelelően állít elő elektromos jelet,
- szcintillátorral egybeépített, mely optikai képpé alakítja a röntgensugárképet, ez a diagnosztikában is használható. Elvileg lehetséges félvezető detektorra történő ráépítés is.



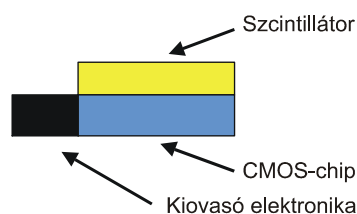
14. ábra: A. - A mikrocsatornás panel elektronmikroszkóp felvétele. B. – A mikrocsatornás panel működési alapelve.

Gyors kiolvasás esetén elvileg lehetséges az ionizáló részecskék energiájának meghatározása is, ami előre vetíti a felhasználását dual-energy képalkotásban.

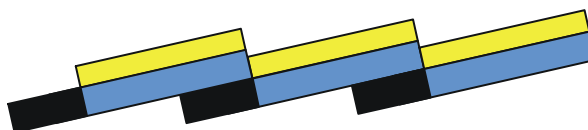
A panelek felbontása minden eddigi rendszerét felülmúlja (a csatornák átmérőjétől és sűrűségétől = pitch függ csupán), érzékenységük a megfelelő gáz kiválasztásával és ennek nyomásának növelésével tovább növelhető (a gáz egyenletes eloszlásának köszönhetően a homogenitásuk is kiváló). Ma a kereskedelmi forgalomban néhány száz négyzetcentiméteres panelek kaphatók, de az idén Bécsben tartott a "Detector technologies for x-ray diagnostics" című EFOMP workshop-on elhangzott, hogy ma már képesek 60x60 cm-es méretben is gyártani ezeket a paneleket! További előny a nagyon kicsi "sötét áram", mely gyakorlatilag az alapszajnak (talán a háttérsugárzásnak tulajdonítható) vagy a félvezető detektorok termikus zajának felel meg.

CMOS CHIP SZCINTILLÁTORRAL

Az alacsonyfogyasztású, egyszerű kiolvasó elektronikával ellátott és olcsó CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) chippek a drága CCD-k alternatívájaként jelentek meg a piacon. Ugyanúgy szcintillátort igényelnek a röntgenfotonok abszorpciójához. Sajnos néhány negatív tulajdonságuk korlátozza a felhasználhatóságukat: korlátozott méretekben gyárthatók (ezért van szükség átlapolásra a 15. ábra szerint), egy chipen belül a pixelek közötti szenzitivitás eltérések viszonylag nagyok, nagy a sötét zajuk és szűkebb a kellenél a dinamika tartományuk. De a közelmúltban jelentős fejlesztésen esett át ez a szegmens a digitális fényképezőgépek térhódításának köszönhetően, ezért várhatóan az új generációjú CMOS-ok jobban szerepelnek majd a diagnosztika terén is.



15. ábra: A CMOS chippek vázlatos felépítése (balra) és moduláris panelek kialakításának lehetősége átlapolásos technikával (lent). Ez utóbbinak előnye, hogy a meghibásodott modul kicserélhető és nem kell eldobni a teljes panelt.

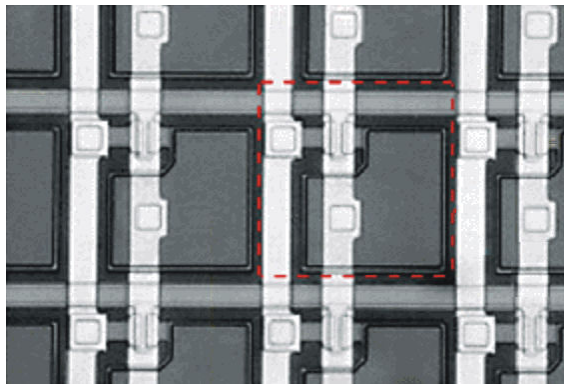
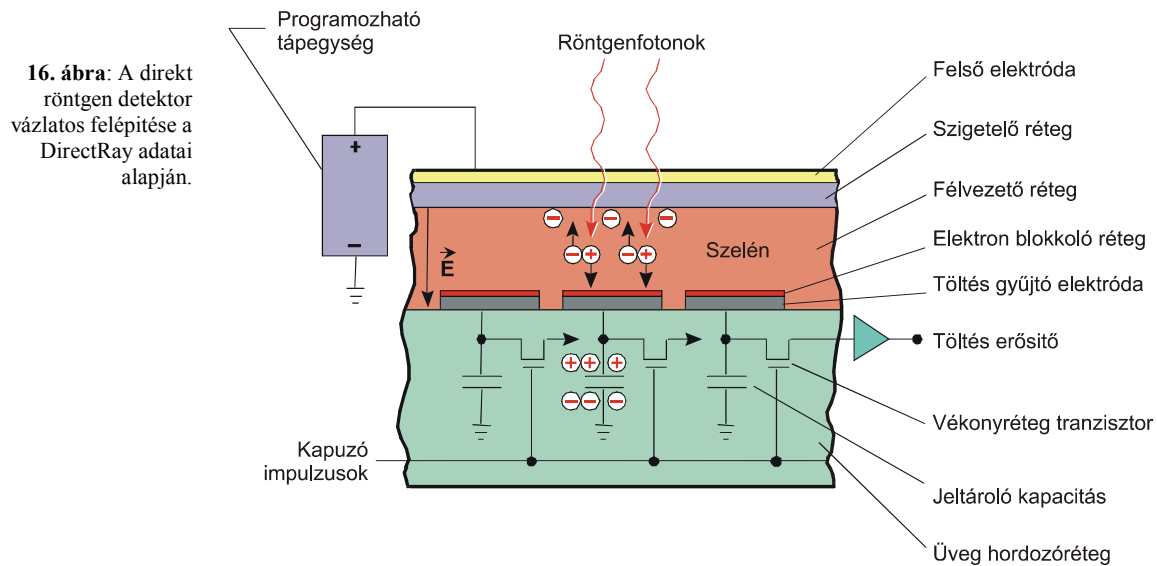


DDRD-OK FAJTÁI

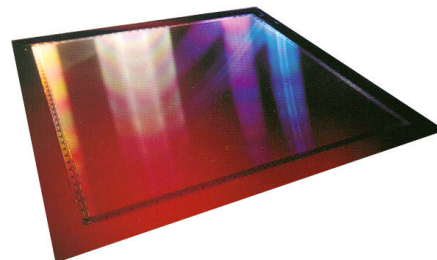
A röntgenfotonok energiáját közvetlenül mérhető és digitalizálható energiává alakító DDRD-k egyelőre széleskörűen csak a fogászati röntgen területén tudtak elterjedni. Ennek egyik oka az, hogy a röntgen detektor szerepét játszó vékony amorf szelén réteg, (mint minden detektor) jobb hatásfokkal nyeli el a fogászatban használatos igen lágy sugárzást. Továbbá a fogászatban elegendő a pár négyzetcentiméteres kisméretű detektor, amelyeket ma már jó hozammal tudnak gyártani, ugyanakkor a nagyobb méretek esetén a selejtarány elfogadhatatlanul magas lesz. A kicsi detektorról könnyen kezelhető méretű felvételek származnak, ezeket egy átlagos PC-vel már fel lehet dolgozni, így a hardware igény is alacsony.

A DDRD-k fajtáiról igazán nem lehet beszélni, kereskedelmi forgalomban tudomásom szerint csak kétféle termék létezik, a kísérleti detektorokról nem sokat lehet tudni.

Ezen detektorokban a röntgenfotonok energiája nem alakul fénné, hanem közvetlenül elektromos töltéssé, tehát nincs fényszóródás és a felbontást kizárólag a pixel pitch határozza meg. Pixel pitch alatt a pixelek középpontjai közötti távolságot értjük. A 16. ábrán látható ezen detektor típus sémás felépítése: a félvezető detektor-réteget két oldalról körülfogó két elektródamező közül az alsó ún. TFT-kre, azaz vékonyréteg-tranzisztorokra (Thin-Film Transistor) oszlik. A röntgenfoton hatására keletkező elektron-lyuk pár az elektródákra merőleges elektromos térben szétválik és a legközelebbi kiolvasó elektronikán, töltés formájában felhalmozódik. Így gyakorlatilag nincs oldalirányú szivárgás vagy más szóval szétfolyás (blooming).



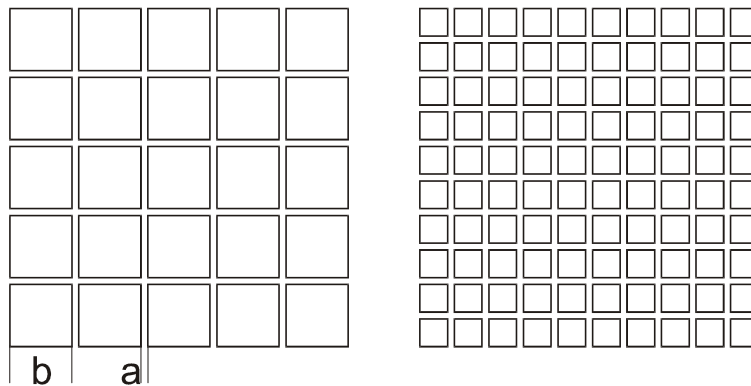
17. ábra: Balra a félvezető detektor kinagyított fényképe (részlet). A piros vonallal bekeretezett egység képezi a pixelt a kiolvasó elektronikával együttesen. A pixelek középpontjai közötti távolság az ún. pixel pitch, ez és nem a pixel mérete határozza meg a félvezetőkre épülő detektorok felbontását. Lent a félvezető panel fényképe látható.



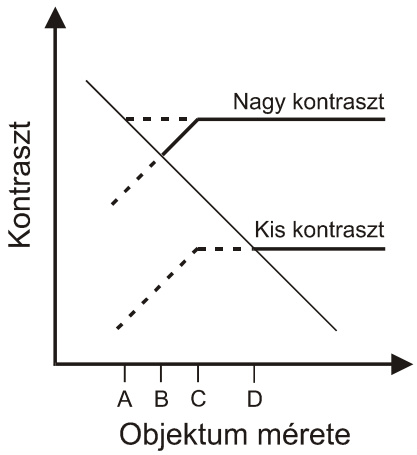
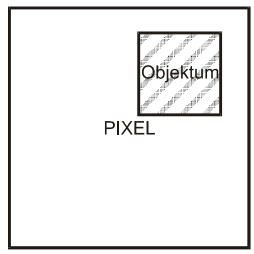
Látható, hogy a detektor felületének csak kb. 60-70%-ka szolgál receptorként, a teljes felület és a receptor felület arányát nevezik kitöltési tényezőnek (fill factor). Mivel a kiolvasó elektronika vezetékei technológiai okokból véges vastagságúak, ezért a detektor felbontásának növelése elsősorban a receptor felület csökkentése révén valósítható meg, azaz a fill factor romlik, miközben nő a pixelből kiolvasható jel kvantumzaja (lásd 18. ábrát). Manapság már tudnak többretegű detektorokat is építeni, amikor a vezetékek a receptor réteg mögött helyezkednek el (pontosabban a pixelek gombaalakúak³⁶), így a pixel méret csökkentése nem jár szükségszerűen a kitöltési tényező romlásával is.

18. ábra: A félvezető detektor felbontásának növelésével romlik a kitöltési arány. Tételezzük fel hogy a kiolvasó elektronika vezetőkei vastagsága 1/10-de a pixel méretnek és technológiai okokból tovább nem csökkenthető, akkor a pixelek méretének felezése esetén a dupla annyi vezeték a detektor felület nagyobb hányadát foglalja le, pontosan 1.27-szer kevesebb jut a receptor felületre.

Gyártói példa (Varian): amikor áttértek a 400 μ m-es pixelméretről 100 μ m-resre, a 89%-os fill factor leromlott 35%-ra!³⁶



A jelenlegi DDRD-k pixel mérete 0.1 mm körül mozog, ami egyben azt is jelenti, hogy bizonyos vizsgálati típusokra nem alkalmasok. Ezt a legegyszerűbben a mammográfiában igen nagy diagnosztikus jelentőséggel bíró mikrokalcifikációk detektálásán lehet demonstrálni. A mikrokalcifikátum tipikusan nagy kontraszt különbséget jelent a környezetéhez képest. A 19. ábrának megfelelően, ha a leképezni kívánt képlet mérete kisebb mint a detektor pixel mérete, akkor a parciális terület effektus miatt az adott képletet nem lehet korrekten detektálni. A képlet sugárfogó képessége összeátlagolódik a közvetlen környezetének sugárgyengítő képességével. Így amikor a képlet mérete egyenlővé válik a pixel méretével (C. pont) vagy kisebb lesz annál, az elméletileg egyenes detektálhatósági vonal megtörik és a képlet már korábban észrevétlenül válik (a dőlt vonallal jelképezett detektálhatósági határ alatt).



19. ábra: Parciális terület effektus kialakulása. Fent: A leképezni kívánt képlet kisebb a detektor pixelméreténél.

Jobboldalt:
 A - elméleti nagy kontrasztú felbontás PTE nélkül
 B - gyakorlati nagy kontrasztú felbontás PTE-al
 C - a PTE hatásának kezdő pontja
 D - gyakorlati kis kontrasztú felbontás (változatlan)

A félvezető detektorok óriási előnye, hogy nem "öregszenek", nem hibásodnak meg a diagnosztikus tartományú röntgen sugárzás hatására, szemben a hagyományos CCD-kkel, így nem kell őket védeni a primer sugáryaláb energiája ellen.

KÍSÉRLETI STÁDIUMBAN LÉVŐ DETEKTOROK

A fejlesztés stádiumában lévő eszközökről, érthető okokból, még nehezebb információhoz jutni, mint a már kereskedelmi forgalomban kapható detektorokról. Pontos technikai részleteket csak a szabadalmakkal levédett újításokról lehet megtudni. Azonban a szakirodalomban megjelenő cikkekből és a kiállításokon elejtett egy-egy mondatból lehet következtetni arra, hogy milyen irányban történik a detektor technikák fejlesztése.

Itt csak címszavakban sorolnám fel a fontosabb fejleményeket, melyekről szóban-élőben többet: lineáris CCD-vel felszerelt Agfa képlemez olvasó, Digiray sztereoszkópikus röntgensőve és digitális detektorai, Hamamatsu ionizációs kamrás gázos MCP detektora, a Lorad a CMOS chip és szelén félvezető detektor együttese (erről nincs további adatom).

Köszönöm a megtisztelő figyelmüket.

IRODALOM

1. AGFA Diagnostic Center: Instruction Manual, System Software 3.
2. Barnes G.T.: Digital X-ray image capture with image intensifier and storage phosphor plates: Imaging principles, performance and limitations. AAPM. 22,25-48. 1993.

3. Bogucki T.M. et al.: Characteristics of a storage phosphor system for medical imaging. Eastman Kodak Company. Technical and scientific monograph N°6. 1995.
4. Chaussat C. et al: New superior detectivity CsI/a-Si 43cm x 43cm X-ray flat panel detector for general radiography provides immediate direct digital output and easy interfacing to digital radiographic systems. CAR'98. 1998.
5. Cowen A.R., Workman A.: A physical image quality evaluation of a digital spot fluorography system. Phys. Med. Biol. 1992. Vol. 37, 325-342.
6. Cowen A.R.: Digital x-ray imaging. Review article. Meas. Sci. Technol. 2 (1991) 691-707
7. Crespi A. et al.: High energy photon beams portal images using Digital Radiography with storage phosphor detectors.
8. Digital mammography awaits FDA approval. SPIE Report N°181. 1999.
9. Dobbins J.T. et al: DQE(f) of Four Generations of Computed Radiography Acquisition Devices. Philips Medical Systems, Duke University Medical Center. Medical Physics. 22, 10, 1581-1593. 1995.
10. Fivez C. et al.: A linear model for the scattered radiation distribution in digital chest radiographs. Technical Report. Katholieke Universiteit Leuven. 1996
11. Fivez C. et al.: Dual energy subtraction imaging in Digital Projection Radiography. Technical Report. Katholieke Universiteit Leuven. 1993
12. General Electric: Digital DQE. Digital Clinical Reports. USA. 1998
13. Greene R.E., Oestmann J.W.: Computed Digital Radiography in clinical practice. Thieme Medical Publishers. New York. 1992
14. Gur D. et al: Natural migration to a higher dose in CR imaging. ECR'93. 565 article, p.154. 1993.
15. Hamamatsu Photonics K.K.: Electron tube products condensed catalog. Ver. 1.0. 1998
16. Hartman W.F.: Amorphous silicon arrays find use in NDE enhanced x-ray imaging. SPIE Report N°182. 1999 (internet cím: <http://www.spie.org/web/oer/february/feb99/fred.html>).
17. Hirsch I.S.: A new type of fluorescent screen. Radiology 7: 422-425. 1926
18. Jacobs W.: Quality control in Digital Radiography. Training course material. Agfa-Gevaert NV. Belgium. 1999
19. Jeromin L.S.: Directray new technology and products. EFOMP workshop on "Detector technologies for x-ray diagnostics", Vienna, Austria, 6 March 1999.
20. Leblans P.R.: A new detector for digital radiography: the best of both worlds. EFOMP workshop on "Detector technologies for x-ray diagnostics", Vienna, Austria, 6 March 1999.
21. Lim C. et al.: Initial operating and clinical results of a full field digital mammography system. EFOMP workshop on "Detector technologies for x-ray diagnostics", Vienna, Austria, 6 March 1999.
22. Lower costs open new application areas for CCD, CMOS image sensors. Internet: <http://www.computer-design.com/Editorial/1998/04/Analog/498ANCCD.HTM>
23. Mark J.H et al.: Direct-to-digital radiography and PACS: workflow, quality, versatility and interoperability. SPIE Report reprinted from Medical Imaging 1998.
24. Moy J.P. et al: How does real offset and gain correction affect the DQE in images from X-ray flat detectors? 1998
25. Moy J.P.: Image quality of scintillator based X-ray electronic imagers. SPIE Report. Vol. 3336. 1998.
26. Moy J.P.: Large area X-ray detectors based on amorphous silicon technology. Thin Solid Films, Vol. 337. p. 213-221. Elsevier. 1999
27. Oestmann J.W. et al.: Hardware and software artifacts in storage phosphor radiography. RadioGraphics 1991. 11: 795-805.
28. Orava R.: New detectors for radiology. EFOMP workshop on "Detector technologies for x-ray diagnostics", Vienna, Austria, 6 March 1999.
29. Porubszky T.: Képerősítő, képreceptorok. Radiológiai Közlemények, 1999 (publikálás folyamatban).
30. Salvini E. et al: Digital Storage Phosphor Radiography. Doses and Image Quality. Radiol Med. 87,6,847-51. 1994.
31. Sarakinos M. et al.: Direct digital modular x-ray device and system. EFOMP workshop on "Detector technologies for x-ray diagnostics", Vienna, Austria, 6 March 1999.
32. Schaefer C.M. et al.: Observer performance as a function of hardcopy size. Medizinische Hochschule Hannover, Germany.
33. Seggern H. et al.: Physical mechanisms of photostimulation in medical x-ray storage phosphors. Siemens Forsch.-u. Entwickl.-Ber. Bd. 17 (1988) Nr. 3. 125-130.
34. Staffor G. et al.: Digital mammography scanner. EFOMP workshop on "Detector technologies for x-ray diagnostics", Vienna, Austria, 6 March 1999.
35. Tateno Y. et al.: Computed Radiography. Springer-Verlag. 1987

36. Varian Technical Report: Sensor panel Imaging. <http://www.varian.com/hcs/ip>. 1998
37. Yamazaki T. et al.: Image quality of the Digital Radiography system using the flat panel detector compared with the storage phosphor based Computed Radiography system. RSNA'98 Scientific Exhibit 0499PH.

GYÁRTÓK INTERNETES HONLAPJAI ÉS INFORMÁCIÓKÉRŐ E-MAIL CÍMEI

A következő táblázatban megpróbáltam összefoglalni az általam megtalált digitális röntgen detektorokat gyártó cégek internetes honlapjait (sok multinacionális cégnek minden egyes országban van külön honlapja) és azokat az e-mail címeket, ahol bővebb információkat lehet kérni. Ezek az oldalak általában jó kiinduló pontot jelentenek a további böngészéshez. A honlapok és e-mail-ek létezését és változását folyamatosan követem, tehát érdemes a Magyar Radiológusok Társasága oldalairól a legfrissebb táblázatot letölteni. Ha Önnek tudomása van egyéb idetartozó helyről, kérem írja meg nekem és kiegészítem a táblázatot. Előre is köszönöm.

Gyártó:	Internet honlap címe:	Információkérő e-mail cím:
Agfa	http://medical.agfa.com/en/prod_tech_list.t3l?cat=CR	medical@net.agfa.com
Canon	http://www.usa.canon.com/indtech/medeq/drs.html	timai@cusa.canon.com
Digiray	http://www.digiray.com	
dpiX	http://www.dpix.com/sensors/sensors.htm	info@dpix.com
Fuji	http://www.fujimed.com/medical/cr_topics.html	
General Electric	http://www.ge.com/medical/xray/	
Hamamatsu	http://www.hpke.co.jp/hpke.htm	info@hamamatsu.de
Instrumentarium Imaging	http://www.instrumentarium.fi/imaging/mammography/accessories.html#delta16	
Kodak	http://kodak.com/go/health	
Konica	http://www.konicamedical.com/di_base.html	
Lumisys	http://www.lumisys.com	
Philips	http://www.medical.philips.com/ms/products/index.htm	digirad@de.ms.philips.com
Sterling Diagnostic Imaging	http://www.sterlingdi.com/iirad/dr.htm	info@sterlingdi.com
Swissray	http://www.swissray.com	swissray@swissray.com
Thomson Tubes Electroniques	http://www.tte.thomson-csf.com	
Trex Medical	http://trexmedical.com/p910.html	info@trexmedical.com
Trixell	http://trixell.com	
Varian	http://www.varian.com/vms/ginzton/imaging/products.html	vipinfo@vip.varian.com
Képkötő eszközök gyártók honlapjai, lista	http://www.tdibiomed.com/links/newlinks/Dev/rad.htm	

Egyéb látogatásra érdemes honlapok:

Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers	http://www.spie.org
Medical Physics – az American Association of Physicists in Medicine kiadványa	http://www.medphys.org
Digitális mammográfiával foglalkozó oldalak:	http://www.rose.brandeis.edu/users/mammo/digital.html http://www.ozemail.com.au/%7Eglsan/digimam.htm
Diagnostic Imaging című kiadvány	http://dimag.com
Medical Imaging a HealthTech Publ. kiadványa	http://www.healthtech.net.com
Biomedical Engineering Resources	http://www.lccc.edu/lcccweb/aas/biomed/pages/bmelinks.htm

KÖSZÖNET NYILVÁNYÍTÁS

Many thanks to people who supplied me with information (in alphabetic order):

- *H. Briner Eidg. dipl. HR (Imatec Röntgentechnik AG)*
- *H.P. Busch M.D. (Trier, Germany)*
- *Gérald Cave (Trixiell)*
- *Lim Cheung dr. (Trex Medical Division)*
- *Gary L. Conover (WMW Associates, USA)*
- *James D. Culley PhD (Direct Radiography Corp.)*
- *K. Faulkner (Freeman Hospital, UK)*
- *Donald G. Frey PhD. MD (Medical Univ. of South Carolina, USA)*
- *Kai de Fries (Sterling Diagnostic Imaging Deutschland GmbH.)*
- *Theobald Fuchs (Univ. Erlangen, Germany)*
- *David L. Gilblom (Varian Imaging, USA)*
- *Robert G. Gould prof. ScD. (Univ. of California, USA)*
- *Arnd Hejny (Agfa-Gevaert GmbH.)*
- *Herbert Gebele (Agfa-Gevaert AG)*
- *Mattia Gerini (Applicazione Technologie Speciali SRL, Italy)*
- *Lothar S. Jeromin PhD (Sterling Diagnostic Imaging, Inc., USA)*
- *András Kerek (Royal Inst. of Technology, Sweden)*
- *László Kálmán (ORSI)*
- *Thomas Koch dr. (Kodak Aktiengesellschaft)*
- *Jean Philippe Lamarcq (Thomson-CSF)*
- *Paul J. R. Leblans Dr.Sc. (Agfa-Gevaert N.V.)*
- *Kirsten Martens (Laboratory for Medical Imaging Research, Katholieke Univ. Leuven, Belgium)*
- *Lee Mellor (Lumisys)*
- *Shigeo Morita (Canon Europa N.V.)*
- *Wim de Nooijer (Konica Europe GmbH.)*
- *Risto Orava (Univ. of Helsinki, Finland)*
- *Mika Päivärinta (Instrumentarium Corp.)*
- *Carsten Pauls (Fujifilm Europe)*
- *Herman Pauwels (Radiology, Katholieke Universiteit Leuven, Belgium)*
- *Tamás Porubszky dr. (ORSI)*
- *Lothar Rohde (Philips Medical Systems)*
- *Yoshimura Ryoichi (Fujifilm Europe)*
- *Miltiadis Sarakinos (Univ. of Helsinki, Finland)*
- *Dr. Thomas Schelhorn (Sterling Diagnostic Imaging Deutschland GmbH.)*
- *Theo Smits (Swissray)*
- *Perry Sprawls prof. PhD. (Emory University Hospital, USA)*
- *Gábor Széll (General Electric Medical Systems, Hungary)*
- *Walter Streng (Sterling Diagnostic Imaging Deutschland GmbH.)*
- *Osamu Tsujii M.S. (Canon Inc. Utsunomiya Optical Products Operations, Japan)*
- *Pál Vittay prof. MD (ORSI)*
- *Tatsuya Yamazaki (Canon Inc., Tokyo, Japan)*
- *Steven Zhu (Varian Nederland B.V.)*