



**Debreceni
Orvostudományi
Egyetem**

Radiológiai Klinika

Hol tart 1999-ben a Digitális Radiológia?

Szimpózium

Debrecen, 1999. április 30.



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.digitel2002.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 oldala

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

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 számom, 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 röntgensővekkel 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 "röntgenképfeltevő eszköz" magyar kifejezést feleltették meg²⁶, 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 módozatait:

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,
 - az 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 a 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 mozgástere,
 - 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 szükségtelemmé 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-ágú vagy LINAC kollimátorának ellenőrzése céljából),
 - 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 vizsgálószerkezetekkel,
 - ne lógjanak 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 képkezelő, 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 szempontjából:
 - 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 képalkotás 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 következőképpen 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. gáزدetektoros panelek. Moduláris felépítésűek vagy pásztázók: 1. szcintillátor, optika vagy szál-optika és CCD 2. szcintillátor + CMOS rendszerek, 3. lineáris detektor + pásztázó mozgás.

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

HAGYOMÁNYOS KONTRA DIGITÁLIS

A hagyományos röntgen diagnosztikus tevékenység során a képalkotás 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 időtálló, nem másolható korlátlanul, stb.

A primeren digitális képalkotás során a röntgen expozíció csupán a képalkotás 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 multiformat kamerás film, de a jövőben lehet akár CD-ROM is).

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 pácienskódok 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, 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 kép-zaj-tűrő 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 csökkentésről, 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 a ellenőrizetlenül CR-al végzett radiológiai tevékenység során rövid idő alatt dupla dózisok felé tolódik az expozíciós rutin!²⁰ Tehát az a tézis, hogy nem lehet a digitális detektorokat alul vagy túlexponálni, a gyakorlat szempontjából úgy hangzik: a digitális detektorokat nem lehet túlexponálni. 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.



A.

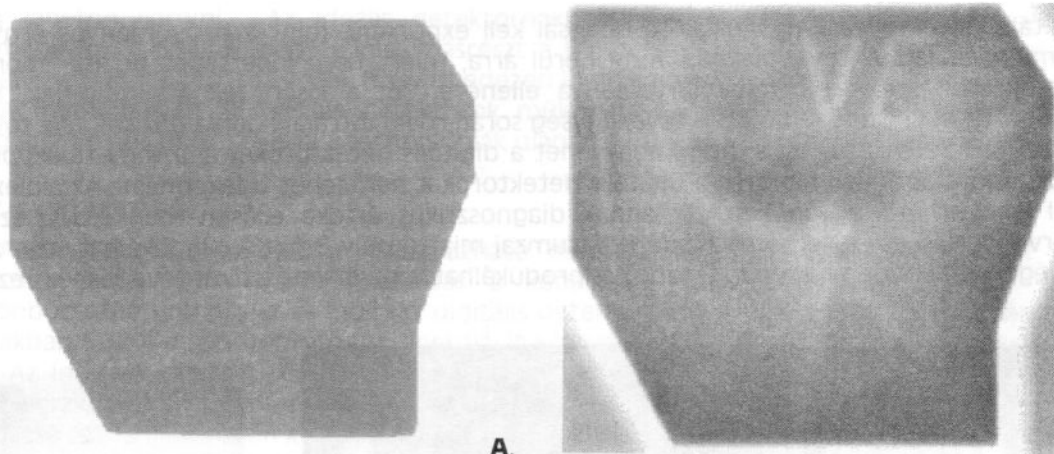
1. ábra. A. – Gipszen keresztül készült röntgen felvétel, melyen jól láthatók a csontok, de megfelelő manipulációval (ablakozás, MUSICA) láthatóvá tehetők a gipszkötésen túlnyúló ujjpercek és ezek lágyrész elemei.

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.



B.

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



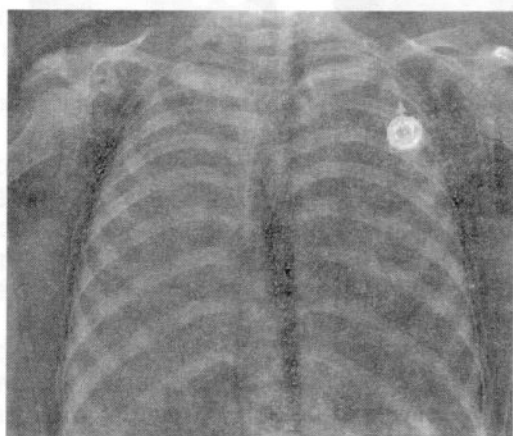
A.

B.

2. ábra. A. - Hagymányos rtg filmre Co-ágúval készített felvétel, melyen csak sejtethők a medence csontok körvonalai. B. – ugyanez a verifikációs felvétel tárolásos foszfor lemezre, amikor az alacsony detektált fotonszám és nagy kvantum eredetű kép zaj 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 lágyrész alkotta pixelek, így született az alábbi "kicsontozott" mellkas felvétel is:



A.



B.

3. ábra: Dual energy mellkas felvétel "csontos ablakkal" (A.) és "lágyrész 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".

Foglaljuk röviden össze a digitális képalkotás előnyeit a korábban ecseteltéken 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 terhét 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,

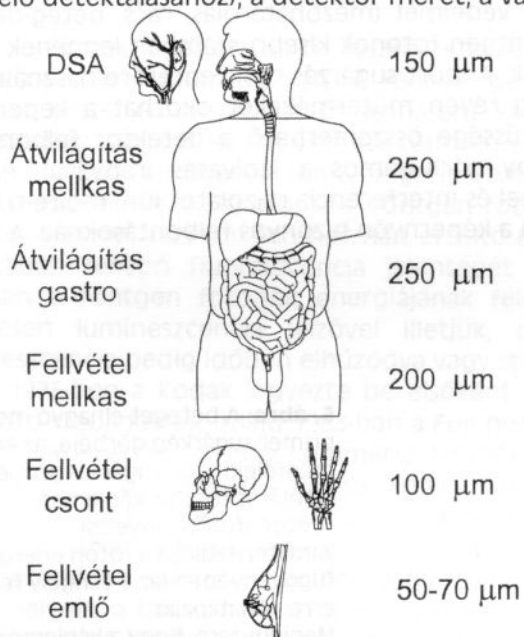
- kevésbé terheli a környezetet, mint a hagyományos technika a vegyszereivel, kiselejtezett filmjeivel és óriási energia igényével,
- utólagos hardcopy (film) készítés esetében képiegyenlítés (pl. MUSICA) segítségével, egyszerre ábrázolhatók a magas és alacsony denzitású képletek (lágyszövetek, csontok, implantátumok) egyetlen képen, ráadásul a lézerek film csak egy oldalon tartalmaz emulziót, kevesebb vegyszert igényel, élesebb képet nyújt (élesebbet és zajmentesebbet bármely korszerű diagnosztikus monitoron 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 hátrásokat 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 szoftver és a képmegjelenítő (rosszul beállított monitor) új hibaforrásként lépnek be,
- igen nagy átképzési kényszerrel jelent, az orvostársadalom, ezen belül a radiológusok ellenállásával is számolni lehet,
- helytelen képmanipulálás patológiát szimulálhat (pl. erőteljes élkiemelés, túl szűk ablak), ami diagnosztikus tévedésekhez vezethet,
- monitorról történő leletezés esetén, az interaktív képmanipulációknak köszönhetően, megnő a képkértékelés 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 vizsgálati típusok, melyekben egyetlen digitális detektor típus sem képes maradéktalanul kiváltani a hagyományos röntgen filmes megoldásokat, ilyen például a mamográfia.

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.



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.

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 film nagyság nem éri el egy mellkas felvétel méretét, ezért a képek részben lekcinyítva kerülnek kinyomtatásra, ennek hatására nem csak a beteg adatai lesznek nehezen olvashatók, de az apró anatómiai részletek észrevehetősége is jelentősen romlik.²⁹

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.

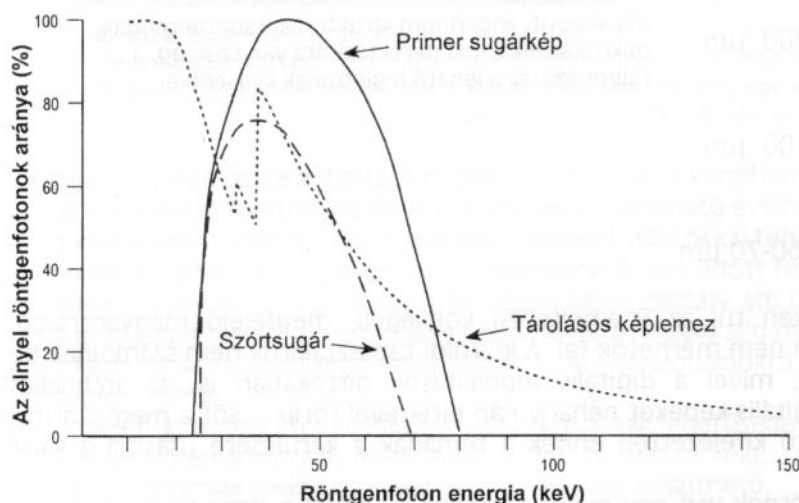
Egy speciális megoldás a néhány sorból épülő (általában 10-50 sor) lineáris detektorok alkalmazása, amikor a felvétel nem pillanatfelvétel, hanem néhány másodperces pásztázó felvétel formájában történik és a detektor szekvenciálisan olvassa az egymás után következő sorokat. Ebben az esetben a szerkezet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

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 zajalkotó 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 mamográfias alkalmazásoknak, melyek ebben a tartományban mozognak. (Kodak adatok alapján³).

A páciensen túljutott röntgen fotonok elérik a detektort és részben (lásd 5. és 7. ábrákat) elnyelődnek benne, részben pedig áthaladnak a detektoron és elvésznek a képalkotás 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 fénymosás gerjesztése vagy több elektron-lyuk párost hoznak létre), ezért a válasz jel nagysága akár nagyobb is lehet (gondoljunk az AEC áramkörökre, melyek ilyenkor lezárhatók), de értelemszerűen a kvantumzaj mértéke a képtartományban 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 hatásfoka 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 réteggel rendelkező 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 képzaj 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 röntgensugár kvantum zaja, sőt ezt általában jelentősen meghaladja, mivel a képkalkáló rendszer minden egyes része hozzáteszi a saját zaját. Bármely képkalkáló rendszer technikai értelemben vett képminősége objektív módon jellemezhető a DQE (Detective Quantum Efficiency) mérésével, mely azt mutatja mennyire hatékonyan konvertálja a teljes képkalkáló lánc a röntgen fotonok által hordozott információt "hasznos" képjellé (pontosabban azt fejezi ki, hogy az eredeti kép zajtartalmát mennyivel növelte meg a teljes képkalkáló lánc, részletesebben az internetes változatban).

IDRD-OK FAJTÁI

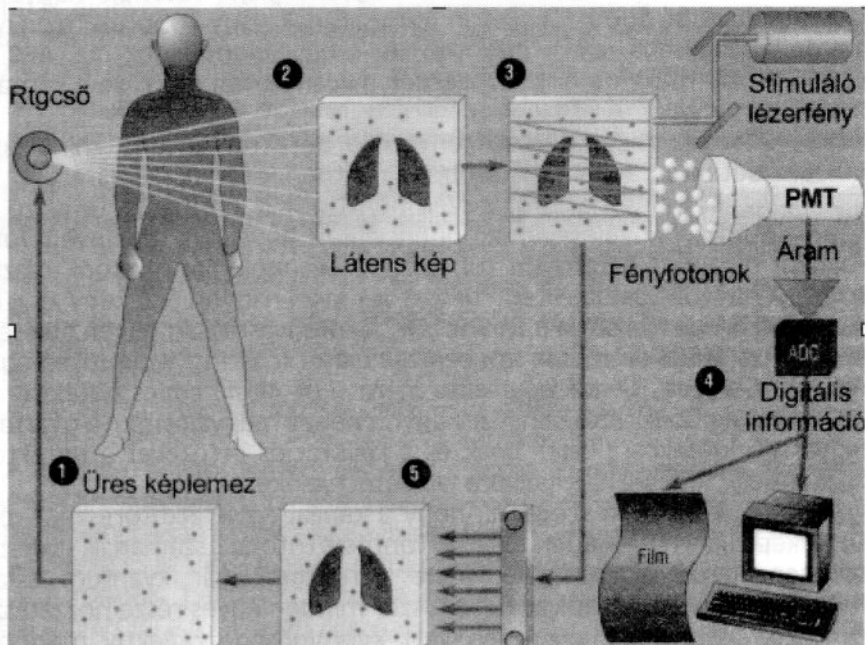
TÁROLÁSOS FOSZFOR KÉPLEMEZEK

A fénnel gerjeszthető foszforeszcencia jelensége már 1867-ban, jóval a röntgensugár felfedezése előtt, ismeretté vált. A fénnel gerjeszthető, energia tárolására (innen ered a Storage phosphor plate elnevezés is) és leadására képes foszfort elsőként 1926-ban alkalmazták orvosi képkalkálásban, amikor Hirsch vesetáji röntgenfelvételeket készített foszfortárolásos lemezekre, majd ezeket sötétben infravörös fénnel gerjesztve (melegítve) nézte a lemez fényleadását.⁹ 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 rögzítésre (tipikusan a röntgen fotonok energiájának fele konvertálódik látható fénné³). 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 képkalkálásra alkalmas tárolásos foszfor rendszerre vonatkozó szabadalmát, majd 1983-ban a Fuji hozta létre elsőként a ma általánossá vált, európiummal-adalékolt 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 piacépes termékekkel. Annak ellenére, hogy a ma használatos energia tárolásos lemezek vagy európiummal adalékolt (másként doppel, szennyezett vagy aktivált) bárium bromidot, fluoridot, jodidot, vagy talliummal adalékolt 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.

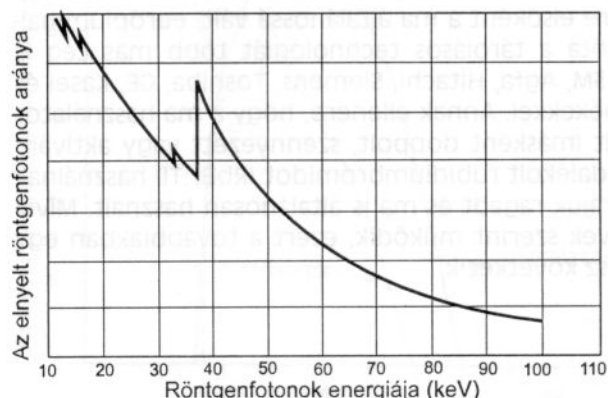
6. ábra: A radiológiai képalkotás folyamata tárolásos képlemez esetén.

1. A törölt képlemezt a szokásos módon elhelyezik a vizsgálószervezetben.
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 egységbe helyezik, amely a kazettában lévő képlemezt kiveszi, lézerrésszel 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 fénnel törlik és visszahelyezik a kazettába.



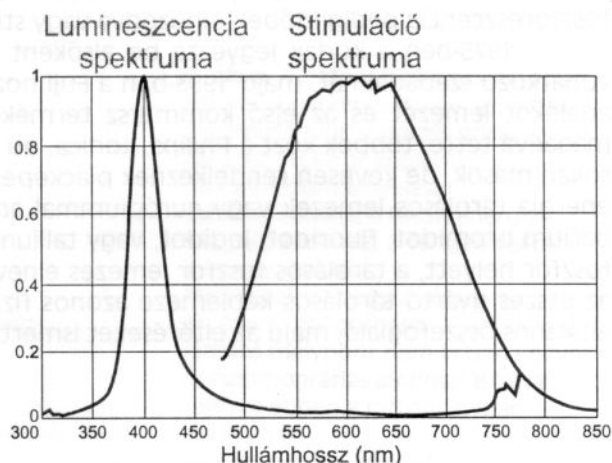
A páciens elhagyó röntgen fotonok elérik a detektort és részben (lásd 5. és 7. ábrákat) elnyelődnek benne, részben áthaladnak a detektoron és elvésznek a képalkotás szemszögéből. Eltérvén az ernyő-film kombinációtól, a tárolásos lemezek esetében az expozíció pillanatában fellépő fluoreszcencia kihasználatlan 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 válaszu 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 tabletta 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 lézerrésszel hullámhosszának) és tipikus Eu^{2+} lumineszcencia spektruma (maximuma a fotoelektronsokszorozó 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 elhúzódna (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 nm⁶), hogy a felbontás nem rajtuk múlik, hanem a kiolvasó lézer által a lemez felületén stimulált pont átmérőjén (ami kicsivel nagyobb a lézer nyáláb átmérőjénél). A lézer egyszerre több tízezer szemcsét stimulál az adott pontban. Kézenfekvő lenne a felbontás növelése a lézer nyáláb vékonyítása révén, aminek nincs is technológiai akadály. 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 elhúzódna 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 középutat.

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 fénnel (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 mozgatásának 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 lemezben), azaz a fényfotonok csak kis hányada vesz részt a képalkotásban (kb. 80%-os a veszteség!!!). 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!

A kiolvasó rendszer mindig pontosan (± 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 nyáláb letapogatási sebességét, akkor lép fel a második számú probléma. A fénygerjesztett lumineszcencia

ugyan gyors folyamat, de van egy felfutása, telítése, majd lecsengése (utánvilágítása = afterglow). Európium esetén ez a folyamat kb. 700 nsec-ot vesz igénybe és ha a lézer sugár tovafut, 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 semmivel sem lehet szétválogatni, tehát egyértelmű képminőség rontó élesség csökkentő hatása van ("összemossa" 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 célom 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 próba-szerencse 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 első 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. Ily 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. 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 jel nagyságot, 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.

Érdemes elgondolkodni azon, hogy miért éppen a hagyományos röntgen film gyártók fejlesztettek elsőként, saját termékeikkel versengő, alternatív digitális megoldásokat. A piacutatások 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 elhasználódnak, 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 kamatokat is (ez egy kölcsönbeadási szerződéshez hasonlítható).

Az egyes gyártók képlemezei és ezek olvasói közötti különbségek a következőképpen 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 tartózkodik 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, szerviz-ellátottság, stb.

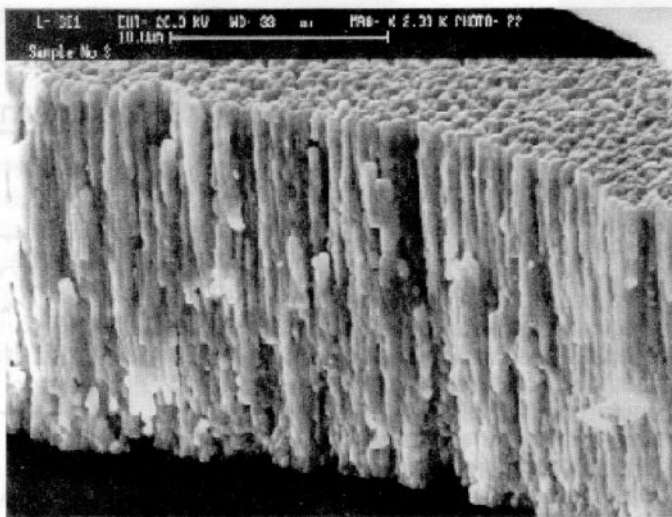
A tárolásos képlemez rendszerek az alacsonyabb indulási költségek miatt, várhatóan a jövőben is a digitális radiológia egyik meghatározó irányzata maradnak, egy olyan hibrid környezetben, ahol az egyéb digitális detektorok is egyre nagyobb szerepet fognak játszani, sőt, nem kizárható, hogy a hagyományos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

SCINTILLÁTORRAL ELLÁTOTT FÉLVEZETŐ PANELEK

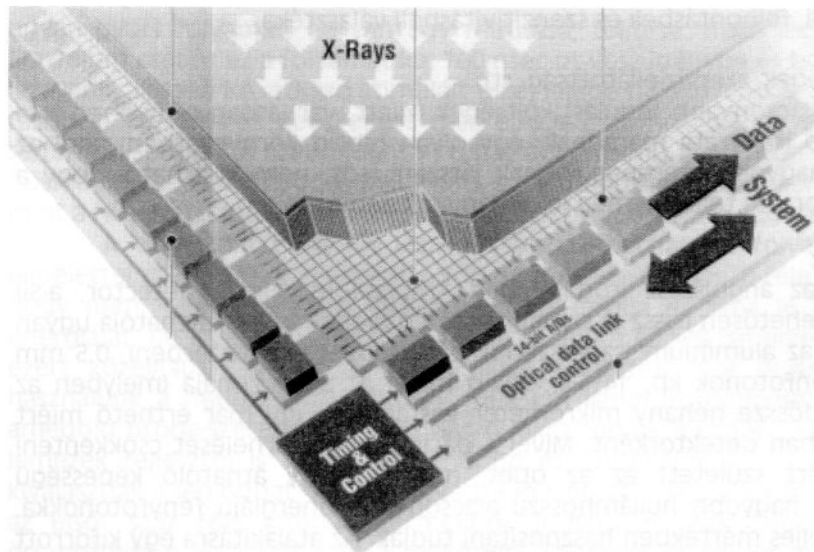
A félvezető detektor réteg (az angolszász irodalomban Amorphous Silicon Detector, a-Si) röntgenfoton elnyelő képessége meglehetősen rossz (a szilícium tömeggyengítési együtthatója ugyan 0.22, tehát 10%-al jobb elnyelő, mint az alumínium (szomszédok a periódusos rendszerben), 0.5 mm rétegvastagságnál 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. $Gd_2O_3:Tb$) alkalmazzák. Ezek igen jó hatásfokkal (közel 90% 80 keV-nál) nyelik el a röntgenfotonokat, majd fluoreszkálva fénnyel alakítják át, majd 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 9. ábrán az elektronmikroszkópos felvételt).

9. ábra: CsJ szcintillátor elektron mikroszkópos felvétele. A CsJ kristályok tűszerkezete száloptikaként viselkedik: a röntgen fotonok hatására keletkező fénnyel a tűkristály belső határfelületeiről visszaturbózódva a kristály két vége felé vándorolnak (Instrumentarium Imaging-től származó kép).



A következő ábrán (10. ábra) látható egy félvezető detektor-szcintillátor együttes vázlatos felépítése. A gyártás során litográfiai módszereket és többnyire a TAB (tape-Automated Bonding) technológiát alkalmazzák a sokmilliónyi tranzisztor kialakítására és összekötésére, majd a szcintillátor réteget ezek felületére viszik (gőzölik?) fel.



10. 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 erősítőig. Ez lehetővé teszi az egyes pixelek egyenkénti megcímzését, viszont egyetlen tranzisztor meghibásodása miatt egy teljes sornyi vagy oszlopnyi pixel veszhet el (gyártó függő!) a képalkotás számára.

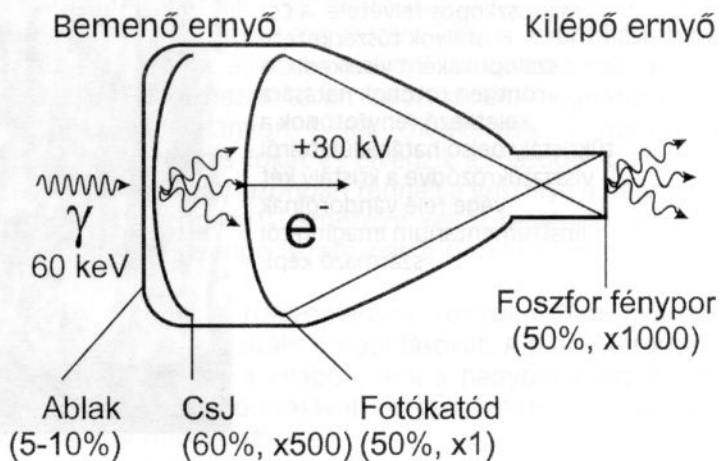
A félvezető detektorokról részletesebben a DDRD-ok fajtáj című fejezetben írok, itt csak annyit szeretnék megemlíteni, hogy a hordozható számítógépekben használatos TFT képernyő panelek hasonló elvek alapján működnek, sőt a CCD (Charge Coupled Device) kamerák is. A gyártása létező technológiára épül,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

KÉPERŐSÍTŐKRE SZERELT CCD KAMERÁK

A képerősítő működési elve a 11. 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.

11. ábra: A képerősítő vázlatos felépítése és működési alapelve.

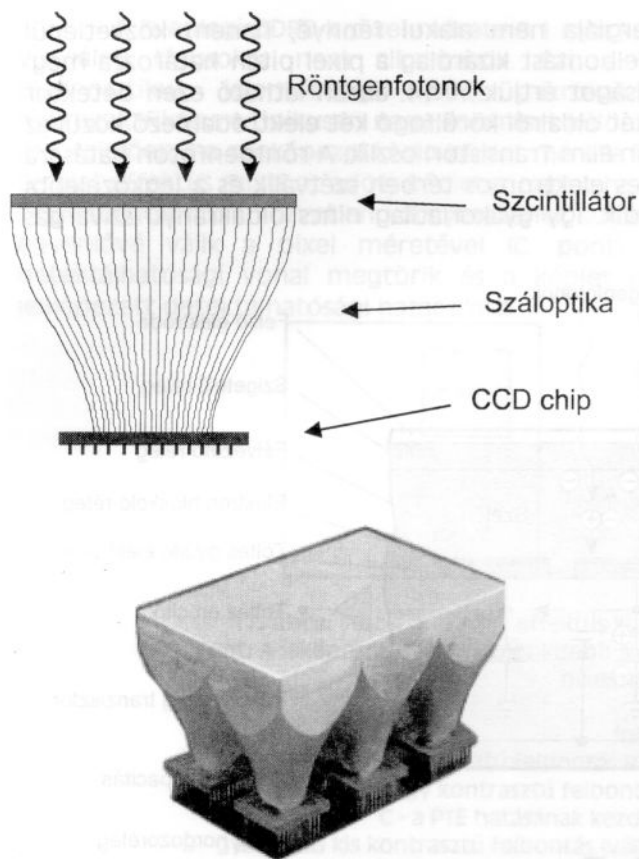
A bemenő ernyőjére eső 60 keV röntgenfotonok kb. 10-20%-át elnyeli a képerősítő bemenő ablaka (többnyire alumínium vagy titán) és a bemenő ernyő hordozó rétege, a többi eljut a szcintillátor rétegig (cézium jodid), mely a rá eső röntgenfotonok kb. 60% elnyeli és átalakítja fényfotonokká (1 rtfotonból 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.



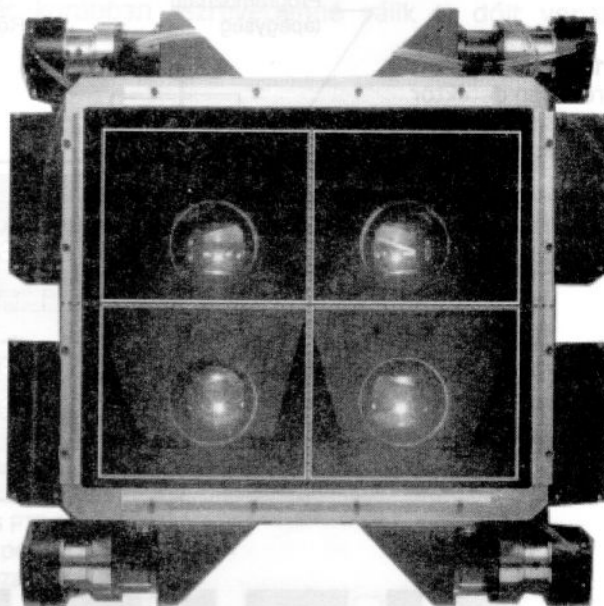
Érdekessége a rendszernek, hogy pillanatfelvételi üzemmódban a CCD kamera pixeleinek kiolvasását igazítani kell a generátor által előállított magasabb mA-rel készült expozícióhoz. A CCD-k ma már általában progresszív letapogatásúak, azaz minden képkocka teljes felbontásban kerül rögzítésre (szemben a 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 csökkentést 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 összeköti a CCD kamera chipjével. A CCD egy 25 éve használatos kiforrott technológia, alacsony termális zajú (ráadásul jól lehet kalibrálni), egyenként megcímezhető pixelekkel. A CCD technológiáról terjedelmi okokból nem közölhetek többet, azonban az internetes változatban erről többet lehet majd olvasni, addig is ajánlom a 19-es on-line cikket. Mivel a CCD chip röntgensugárzás hatására "előregszik", meghibásodik, ezért vagy oldalra helyezik a fősugár nyálában kívülre vagy sugárelnyelő adalékot kevernek a száloptikába, mely megvédi a CCD chipet.

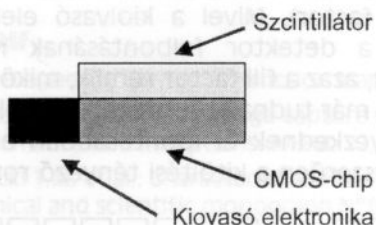


12. ábra: Optikával, tükrökkel vagy száloptikával összekötött szcintillátor ernyő és CCD chip vázlatos rajza (baloldalt) és ilyen egységekből felépített nagyméretű röntgen detektor (baloldalt lent). Lent négy mezőre osztott tükrös rendszer, külön-külön CCD kamerákkal. (Instrumentarium Imaging, Hamamatsu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

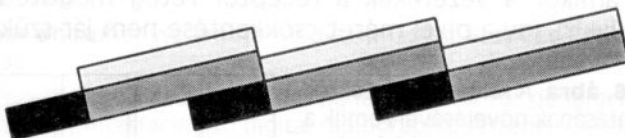


CMOS CHIP SZCINTILLÁTORRAL

Az alacsonyfogyasztású, egyszerű kiolvasó elektronikával ellátott és olcsó CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) chipek 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 **13. ábra** szerint), egy chipen belül a pixelek közötti szenzitivitás eltérések viszonylag nagyok, nagy a sötét zajuk és szűkebb a kelleténél 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.



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

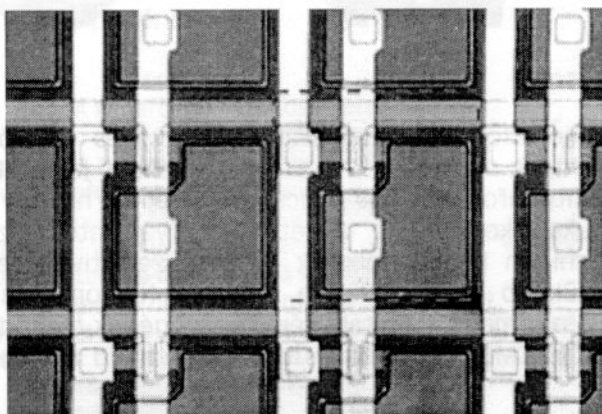
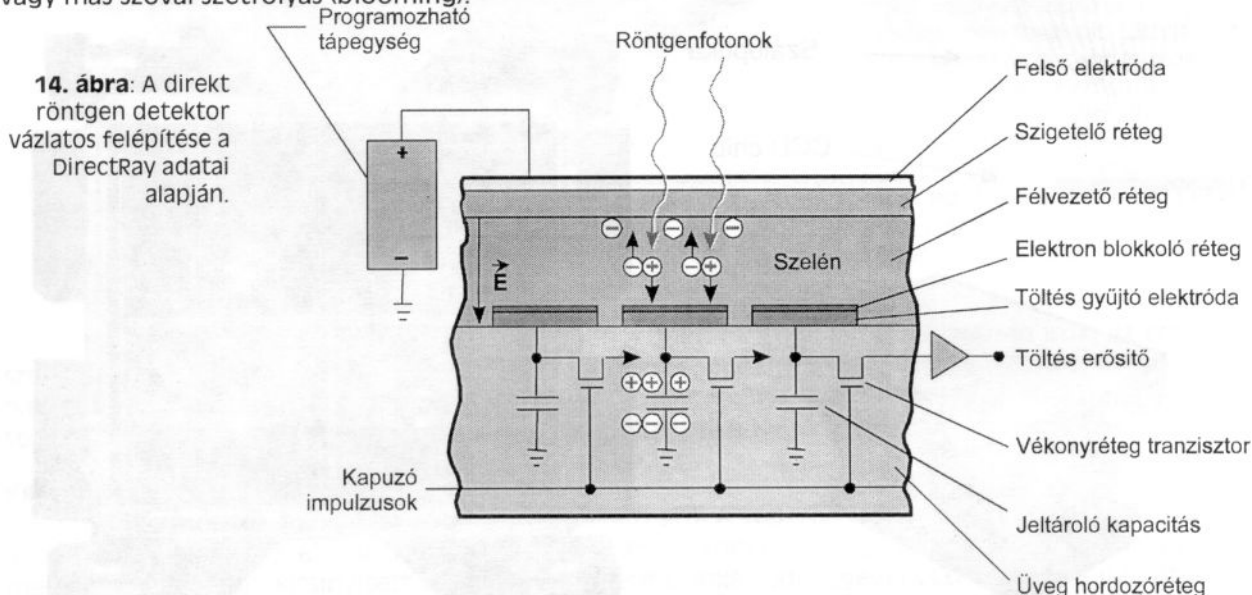


DDRD-OK FAJTÁI

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, amelyeneket 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.

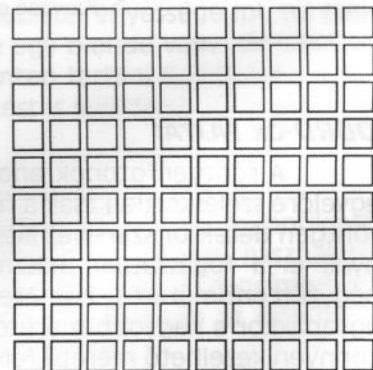
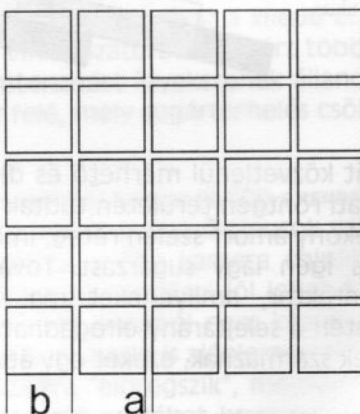
Ezen detektorokban a röntgenfotonok energiája nem alakul fénnyé, hanem közvetlenül elektromos töltéssé, tehát nincs fényszóródás és a felbontást kizárólag a pixel pitch határozza meg. Pixel pitch alatt a pixelek középpontjai közötti távolságot értjük. A **14.** ábrán látható ezen detektor típus sémás felépítése: a félvezető detektor-réteget két oldalról körülfogó két elektródamező közül az alsó ún. TFT-kre, azaz vékonyréteg-transzisztorokra (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).



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

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 **16.** ábrát). Manapság már tudnak többretegű detektorokat is építeni, amikor a vezetékek a receptor réteg mögött helyezkednek el (pontosabban a pixelek gombaalakúak³³), így a pixel méret csökkentése nem jár szükségszerűen a kitöltési tényező romlásával is.

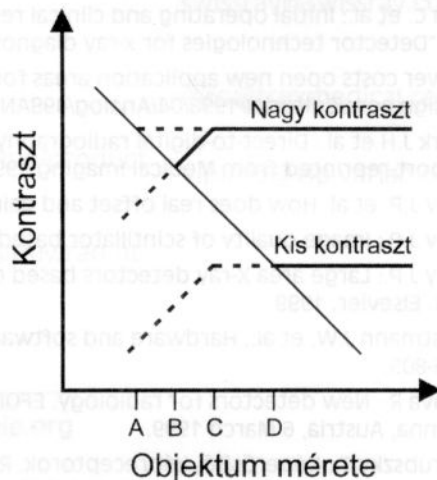
16. ábra: A félvezető detektor felbontásának növelésével romlik a kitöltési arány. Tételezzük fel hogy a kiolvasó elektronika vezetékei vastagsága 1/10-de a pixel méretnek és technológiai okokból tovább nem csökkenthető, akkor a pixelek méretének felezése esetén a dupla annyi vezeték a detektor felület nagyobb hányadát foglalja le, pontosan 1.27-szer kevesebb jut a receptor felületre. Gyártói példa (Varian): amikor áttértek a 400µm-es pixelméretreől 100µm-resre, a 89%-os fill factor leromlott 35%-ra!³³



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 17. 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 észrevétlenné válik (a dőlt vonallal jelképezett detektálhatósági határ alatt).



17. 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)

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 újíításokról 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 detektora, a Lorad a CMOS chip-szcintillátor együttesben helyettesítette a szcintillátort szelén réteggel (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. 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.
9. Fizez C. et al.: A linear model for the scattered radiation distribution in digital chest radiographs. Technical Report. Katholieke Universiteit Leuven. 1996
10. Fizez C. et al.: Dual energy subtraction imaging in Digital Projection Radiography. Technical Report. Katholieke Universiteit Leuven. 1993
11. General Electric: Digital DQE. Digital Clinical Reports. USA. 1998

12. Greene R.E., Oestmann J.W.: Computed Digital Radiography in clinical practice. Thieme Medical Publishers. New York. 1992
13. Gur D. et al: Natural migration to a higher dose in CR imaging. ECR'93. 565 article, p.154. 1993.
14. Hirsch I.S.: A new type of fluorescent screen. Radiology 7: 422-425. 1926
15. Jacobs W.: Quality controll in Digital Radiography. Training course material. Agfa-Gevaert NV. Belgium. 1999
16. Jeromin L.S.: Directray new technology and products. EFOMP workshop on "Detector technologies for x-ray diagnostics", Vienna, Austria, 6 March 1999.
17. 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.
18. 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.
19. Lower costs open new application areas for CCD, CMOS image sensors. Internet: <http://www.computer-design.com/Editorial/1998/04/Analog/498ANCCD.HTM>
20. Mark J.H et al.: Direct-to-digital radiography and PACS: workflow, quality, versatility and interoperability. SPIE Report reprinted from Medical Imaging 1998.
21. Moy J.P. et al: How does real offset and gain correction affect the DQE in images from X-ray flat detectors? 1998
22. Moy J.P.: Image quality of scintillator based X-ray electronic imagers. SPIE Report. Vol. 3336. 1998.
23. Moy J.P.: Large area X-ray detectors based on amorphous silicon technology. Thin Solid Films, Vol. 337. p. 213-221. Elsevier. 1999
24. Oestmann J.W. et al.: Hardware and software artifacts in storage phosphor radiography. RadioGraphics 1991. 11: 795-805.
25. Orava R.: New detectors for radiology. EFOMP workshop on "Detector technologies for x-ray diagnostics", Vienna, Austria, 6 March 1999.
26. Porubszky T.: Képerősítő, képreceptorok. Radiológiai Közlemények, 1999 (publikálás folyamatban).
27. Salvini E. et al: Digital Storage Phosphor Radiography. Doses and Image Quality. Radiol Med. 87,6,847-51. 1994.
28. 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.
29. Schaefer C.M. et al.: Observer performance as a function of hardcopy size. Medizinische Hochschule Hannover, Germany.
30. 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.
31. Staffor G. et al.: Digital mammography scanner. EFOMP workshop on "Detector technologies for x-ray diagnostics", Vienna, Austria, 6 March 1999.
32. Tateno Y. et al.: Computed Radiography. Springer-Verlag. 1987
33. Varian Technical Report: Sensor panel imaging. <http://www.varian.com/hcs/ip>. 1998
34. 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 kiindulási 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	
Fuji	http://www.fujimed.com/medical/cr_topics.html	
General Electric	http://ge-medicalsystems.com/xray	
Hamamatsu	http://www.hpk.co.jp/hpke.htm	info@hamamatsu.de
Instrumentarium	http://www.instrumentarium.fi/imaging/mammography/accessories.html#delta16	
Imaging		
Kodak	http://kodak.com/go/health	

Gyártó:	Internet honlap címe:	Információkérő e-mail cím:
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
Képkalkotó eszközök gyártók honlapjai, lista	http://www.tdibiomed.com/links/newlinks/Dev/rad.htm	

Egyébb 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
Diagnostic Imaging című kiadvány	http://www.ozemail.com.au/%7Eglensan/digmam.htm
Medical Imaging a HealthTech Publ. kiadványa	http://dimag.com
Biomedical Engineering Resources	http://www.healthtech.net.com
	http://www.lccc.edu/lcccweb/aas/biomed/pages/bmelinks.htm

KÖSZÖNET NYILVÁNYÍTÁS

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

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