

Számítástechnikai bevezető különös tekintettel a radiológiai képalkotó és archiváló berendezésekre

Dr. Duliskovich Tibor
Országos Röntgen és Sugárfizikai Intézet.
Főigazgató főorvos: dr. prof. Vittay Pál.

Összefoglaló

Bevezetés: A képi diagnosztika adatainak korszerű digitális kezeléséről és tárolásáról szól a tanulmány a magyarországi viszonyok fényében.

Eredmények: A szerző az adattömörítő, hibajavító eljárások és a létező adattárolási eszközök beható ismertetésén túl, azok gyakorlati alkalmazására tesz javaslatokat, melyeket költség becslésekkel igyekszik teljesebbé tenni. Digitális és hagyományos képek diagnosztikus értékét és kiértékelhetőségét hasonlítja össze az irodalmi adatok alapján.

Következtetés: A digitális radiológia különböző modalitásain született képek diagnosztikus értéke megegyezik a hagyományosan készített felvételek értékével, sok esetben azonban a széles képmanipulálási lehetőségeknek köszönhetően, jelentősen felülmúlja azt. A digitális képtárolás számos egyéb előnye mellett sokkal gazdaságosabb a hagyományos filmes archívumnál. Az adattömörítés jelenleg csak a mozgó kép digitális kezelésénél szükségszerű, de az állókép tárigényét is hatásosan csökkenti. A radiológiai osztályok jelenlegi számítástechnikai felszereltsége fejlesztésre szorul és ezek a költségek rövid időn belül megtérülhetnek, amennyiben a kép önmaga is digitális munkahelyen születik.

Kulcsszavak: Digitális képtárolás, teleradiológia, tömegtárolók, backup, PACS, LAN, MPEG, JPEG, mozgó kép, adattömörítés, költségvetés, ROC study, diagnosztikus érték, ár/teljesítmény viszony.

A tanulmány célkitűzése az, hogy különböző szempontok figyelembe vételével, találjunk egy, a radiológiai intézetek számára optimális digitális adattárolási közeget és kidolgozzunk egy koncepciót ennek alkalmazására. Továbbá szeretnénk valós árajánlatokon alapuló, viszonyítási alapot nyújtani a döntéshozók részére, amivel megelőzhetővé válnának a kifejezetten előnytelen üzletkötések. Hiszen ez az a terület, ahol egy szakmabeli könnyedén félre tudja vezetni az orvos kollégákat és indokolatlanul drága, esetleg értelmetlen, beruházásokba hajszolhatja bele az amúgy is szegény egészségügyi intézményeket. A tanulmány második felében az irodalomban megjelent kutatási eredmények alapján szeretnénk egy átfogó összehasonlítást végezni az analóg és digitális képek diagnosztikus értékéről.

A háttérterek fajtáinak és működési elvének ismertetésénél a szerző indokoltnak tartja a kérdést ennyire részletesen boncolgatni, mivel ezen információk tömören egybegyűjtve még napvilágot nem láttak, nem csak radiológiai, de számítástechnikai szakirodalomban. A radiológusok körében, tapasztalataim alapján, igen nagy az érdeklődés a téma iránt, de a kollégák nagymértékű leterheltsége nem teszi lehetővé számukra az igen gyorsan fejlődő számítástechnikai eszközök folyamatos figyelését. Ezen hiányt igyekszem lehetőség szerint pótolni.

Adatokat, ezen belül képeket, alapvetően két formában tárolhatunk: analóg és digitális formában. A röntgen diagnosztikában keletkező adatok, kivétel nélkül, digitálisak. A rtg-filmeken ugyanis a kép molekuláris szinten digitális, hiszen az emulzió molekulái két állapotban létezhetnek: vagy fényerjesztetten, vagy érintetlenül. Ennek megfelelően hívás után vagy feketék lesznek, vagy nem. Az ultrahang, DSA, CT, MRI, szcintigráfia képalkotása köztudottan digitális. Konvenció csupán, hogy ezen adatokat rtg vagy Polaroid filmen, video szalagon, hőpapíron tároljuk, számítógépes feldolgozás számára hozzáférhetetlen formában. A

rtg-filmen való tárolás fizikailag digitális ugyan, de a számítógép szempontjából - analóg, tehát gyakorlatilag ide sorolandó.

A kép lehet álló vagy mozgó, lehet fekete-fehér vagy színes, lehet kétdimenziós és háromdimenziós (holográfia), különböző felbontású, színmélységű, képváltási frekvenciájú (sebességű), néma vagy hangos (szívhangok, Doppler jel, stb.), tömörített vagy nem. Az anyaggal ellentétben, mely nem vész el csak átalakul, a kép információ tartalma bizony elvesz nem megfelelő felvétel, tömörítés, rögzítés, tárolás, olvasás, hibajavítás vagy továbbítás technika esetén.



Néhány példán szemléltetjük a kezelendő információ mennyiségét: egy A4-es oldalon lévő szöveg kb. 0.002 MB (Megabájt, azaz egymillió bájt; 1 bájt = 8 bit; 1 bit, azaz bináris digit, egyesnek vagy nullának felel meg), egy 1280x1024 mátrixú fekete-fehér kép 1.3 MB, egy ugyan ekkora 24 bit színmélységű, azaz 17 millió színű színes kép 4 MB, 1 perc hifi minőségű stereo zene kb. 10 MB, 1 perc *tömörített* VHS minőségű film kb. 10 MB, egy *másodperc* tömörítetlen S-VHS minőségű film (25kép/sec, 768x576 képpont, 24 bit szín) 30 MB!!! és így tovább.

Egyáltalán nem mindegy hogy milyen céllal archiválunk. Hiszen ha öt év múlva szeretnénk idegensíkú rekonstrukciót végezni a CT vizsgálatból, akkor a nyers mérési adatokra lesz szükségünk, melyek kb. 20-szor annyi tárcapacitást igényelnek, mint a belőlük rekonstruált képek. Ha csak a képeket archiváljuk, tegyük-e el a negatív képeket is vagy csak a pozitívakat? Ha csak a pozitívakat, akkor esetleg csak az elváltozást kinagyítva? Selejtezzünk-e, mit és milyen időn túl. Talán ne is tároljunk, hanem adjuk oda a betegnek (vissza hozza-e?). Sok kérdés, melyekre a választ a gyakorlat tudná szolgáltatni.

Adatrögzítési technikák

Vizsgáljuk meg, milyen adatrögzítési technikák állnak ma rendelkezésünkre. Négy fő csoport létezik: a mágneses elven működő rögzítés, az optikai tárolás, az előző kettő keveréke (a magneto-optikai készülékeken kívül ide soroljuk a fázisváltás elvén működő eszközöket is) és az elektrosztatikus. Kísérleti stádiumban van egy, a holográfia elvét alkalmazó, rendkívül ígéretes adathordozó kutatása.

	Mágneses	Optikai	Magneto-optikai	Elektronikus
Lineáris elérésű	mágnes szalag streamer kazetta helical scan kazetta DAT	optikai szalag		
Szektorális elérésű	floppy merevlemez cserélhető merevlemez ZIP lemez	CD-ROM ROD EOD WORM	MOD Floptical	
Közvetlen elérésű				EPROM, FLASH SRAM, DRAM

Táblázat 1. A különböző elven működő adatrögzítő eszközök.

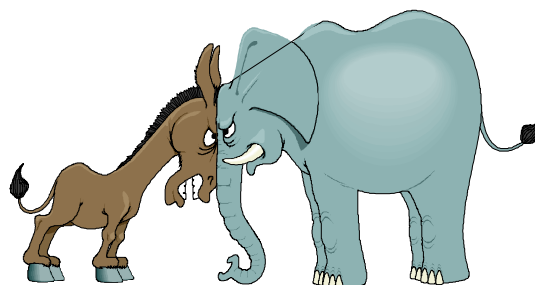
Az egyes adathordozók az alábbi szempontok szerint rangsorolhatók:

1. Tárolókapacitás egységenként.
2. Átlagos hozzáférési idő.
3. Adatátviteli frekvencia.
4. Törölhetőség, újraírhatóság.
5. Egységnyi adatmennyiség tárolásának költsége.
6. Egy teljes rendszer ára.
7. Garantált adatmegőrzés időtartama.
8. Adatolvasási hiba gyakorisága.
9. Hibaelhárítás átlagos ideje.
10. Meghibásodás gyakorisága.
11. Élettartam.
12. Automatikus csere lehetősége.

1. Helyigény.
2. Kompatibilitás.

Digitális kontra analóg

Gondoljuk végig, mi indokolja a röntgenképek digitális tárolását és mi szól ellene.



Előnyök:

1. A digitálisan tárolt kép manipulálható a monitoron, ezzel a diagnosztikus folyamat eredményesebbé tehető. Közvetlenül végezhető mérések a monitor képernyőjén (szívnagyság - gondoljunk csak a hagyományos rtg felvételek bizonytalan nagyítására, kerület, terület, sugárabszorpció, átlagszámítás. Alkalmazhatók különböző filterek, matematikai eljárások, élesítés, simítás, szubsztrahálás, kontraszt változtatás, ablakozási technika, stb.).
2. Az információ módosulás és veszteség nélkül tárolható évtizedekig.
3. A képi információt szöveges megjegyzésekkel, adatokkal tehetjük teljessé.
4. A kép a felvételt követően azonnal megtekinthető, nincs szükség előhívásra.
5. A digitalizálók nagyságrendekkel nagyobb expozíciós tartományokban dolgoznak a film emulziójához képest. Ez azt jelenti, hogy nincs felül vagy alul exponált felvétel, nincs film ismétlés, legfeljebb jobb vagy gyengébb jel/zaj viszony a kiolvasott képen.
6. A kép és a lelet mindig azonnal visszakereshető.
7. A digitálisan tárolt kép helyigénye minimális, fizikailag alig mérhető.
8. A képek más számítógépnek elküldhetők modem segítségével akár egyszerű telefon vonalon is. Így konzultációkra is lehetőség nyílik (pl. ügyeletben a supervisorral), ha az orvosok otthonukban és munka helyen is rendelkeznek számítógéppel.
9. A képkészítés és a képtárolás költségei a hagyományos film készítés és tárolás költségeinek csupán töredéke. Ez mozgó képre is érvényes, de kisebb költség megtakarítást jelent.
10. Az osztályokon a kiszolgáló személyzet létszáma csökkenthető.
11. Csökken az emberi tévedésekből származó hibák lehetősége és száma (pl. rosszul exponált film, szakszerűtlen archiválás miatt visszakereshetetlen filmek).
12. Minőségromlás nélkül korlátlan számú másolat készíthető. Egy adott felvétel egyidőben párhuzamosan több helyen is nézhető (rtg, mütő, diák oktató labor, osztály, stb.).
13. Tudományos feldolgozásra kiválóan alkalmas a digitális képbázis és a hozzátartozó szöveges adatbázis. A ritka korképek felvételei országosan kigyűjthetők és elemezhetőek. Egyedülálló oktató képanyag válogatható össze.¹⁰⁰

14. Ígéretesnek tűnik a jelenleg fejlesztés alatt álló alakfelismerő diagnosztikus programok alkalmazása, melyek levehetik a jövőben a rutin munka terhére a radiológusok válláról.
15. Különböző eljárásokkal nyert eltérő felbontású és gradációjú képek egységes platform alá vonhatók, a speciálisan erre a célra elfogadott DICOM-3 radiológiai képi kommunikációs szabvány által. Így egységesen tárolhatók és feldolgozhatók a képek.
16. A korszerű digitális gépeknek köszönhetően jelentősen csökkenthető a populáció sugárterhelése.
17. A PACS (Picture Archiving and Communicating System) rendszerek bevezetését követően a radiológiai munka felgyorsul, ezáltal a betegek bennfekvésének ideje jelentősen (20-30%) lerövidül.
18. Minden beteg akár magánál is hordhatja a saját vizsgálati anyagait, képeit floppy-n vagy kazettán.
19. A havi, negyedévi, évi statisztikák könnyűszerrel elkészíthetők egy alkalmas program segítségével.
20. Kevésbé terheli a környezetet mint a hagyományos technika a vegyszereivel, kiselejtezett filmjeivel és óriási energia igényével.
21. Utólagos hardcopy (film) készítés esetében képkiegyenlítés segítségével, egyszerre ábrázolhatók a magas és alacsony denzitású képletek (pl. lágyszövetek és csontok) egy felvételen, továbbá a laser kamera beállításai optimalizálhatók a képtartalomnak megfelelően.

Hátrányok:

1. Magas beruházási költségek, melyek csak évek múlva térülnek meg.
2. A képnyerés szükségszerűen digitális kell hogy legyen, különben a röntgen-filmes munka költségeihez *hozzáadódik* a képdigitalizálás és képtárolás járulékos költsége, ahelyett, hogy helyettesítene azt.
3. Az összes érintett munkahelyen, osztályon monitorokat kell elhelyezni, hálózatot kiépíteni, a személyzetet felkészíteni.
4. A képmegjelenítő új hibaforrásként lép be (rosszul beállított monitor).
5. Igen nagy átképzési kényszert jelent. Az orvostársadalom, ezen belül a radiológusok, ellenállásával is számolni kell.
6. Helytelen képmanipulálás patológiát szimulálhat (pl. erőteljes élkiemelés, túl szűk ablak), ami diagnosztikus tévedésekhez vezethet.
7. Túl alacsony expozíciós sugár dózis hatására (ALARA elv szem előtt tartása = As Low As Reasonable Achievable) romlik a kép jel/zaj viszonya és a képtartalomban zavaróvá válhat a zaj, mely csökkenti a kép diagnosztikus értékét, ezzel ismétlést indukál, azaz a sugár „spórolás” végeredményben nagyobb összdózist produkálhat vagy diagnosztikus tévedéshez vezethet.
8. Feleslegessé válnak munkahelyek - munkanélküliség indukáló hatás.
9. A rendszer meghibásodása esetén semmilyen adat hozzá nem férhető, tehát megbénul az osztályos munka. Nagyfokú hardver függőség.
10. Az esetleges áramkimaradások, hálózat túlterhelésekkel szemben, vírusfertőzések ellen védeni kell a hálózatot.

A digitális képtárolás eszköztára

Vegyük szemügyre a különböző rendszerek előnyeit és gyengéit a korábban ismertetett szempontok alapján.

Tárolókapacitás egységenként

Nem közömbös, hogy hány darab lemezt-szalagot kell kezelnünk a munkánk során. Minél nagyobb az egységnyi tárolókapacitás, annál kevesebb helyet, adminisztrációt igényel a rendszer. Kimagasló értékűek a 12" átmérőjű WORM lemezek, melyek kapacitása 9-10 GB. De léteznek már 8 mm-es helical scan szalagok 5-10 GB kapacitással, melyek kis mérete és főleg olcsósága rendkívül meggyőző. Egyes gyártók 1997-re

ígérik a 8 mm-es kazettánkénti 50 Gigabájtos kapacitás elérését! Ezek a kazetták kompatibilisek lennének a ma gyártott és beszerezhető meghajtókkal.^{24,18} A CD-ROM-ok tárolókapacitása is rohamosan nő. A Philips és Sony által kifejlesztett HDCD (High Density Compact Disk) egy vagy dupla adathordozó réteg esetén 3.7 illetve 7.4 GB tárolására képes!

Az optikai adattárolás esetében rögzítésnél kétféle eljárás közt választhatunk. A CAV (Constant Angular Velocity) esetében a lemez állandó sebességgel forog, ezért a belső sávokon nagyobb lesz az adatűrőség, mint a külsőkön. A CLV (Constant Linear Velocity) esetében mindig egyforma, tehát rádiusztól független az író fej lineáris sebessége. Az információ sűrűség a lemez egész felületén azonos. Ez a lemezkapacitás optimális kihasználását teszi lehetővé. A módszer hátránya hogy fejmozgatásnál a lemez fordulatszámát folyamatosan szabályozni kell.²²

Sajnos meg kell említeni, hogy most zajlik az optikai adattárolás forradalma. Azért sajnálatos körülmény ez a felhasználók számára, mert egyre több, egymással nem kompatibilis, azaz adatot cserélni vagy a számítógéppel megfelelően kommunikálni nem tudó, fejlesztés lát napvilágot. Így a vásárlók ki vannak szolgáltatva a gyártóknak és rá vannak kényszerülve egy termékcsalád megvásárlására. Ennek kiküszöbölésére fejlesztették ki azt az eszközt, melyre rá kell csatlakoztatni az optikai lemez meghajtót és az a számítógép felé úgy viselkedik, mintha egyszerű beépített merevlemez lenne. Így minden program akadály nélkül tudja használni az optikai meghajtókat. A fix-disk emulátornak nevezett szerkezet további előnye, hogy a WORM lemezek speciális illesztő programját is tartalmazza, azaz az egyszerűítható lemezek speciális lemeznyilvántartását is kezelni tudja, anélkül, hogy a számítógép ezt egyáltalán "észrevenné". Az ismertett készülék egyetlen hátránya a borsos ára, mely vetekszik magának a meghajtónak az árával (kb. 250.000 Ft).

Átlagos hozzáférési idő

Az adatok eléréséhez szükséges időt nevezik a számítástechnikában hozzáférési időnek. Ez merevlemez esetében a legrövidebb: 10-20 ezred másodperc, mivel lemezes adathordozókon az adatok koncentrikus körpályákon vannak cirkulárisan elhelyezve, ezért elérésükhöz az író-olvasó fej a megfelelő sávba való pozicionálása szükséges csupán, ami ezred másodpercek alatt kivitelezhető. Az optikai tárolók esetében nagyobb 70-90 ezred másodperc, ami a nehezebb író-olvasó fej tehetetlenségéből fakad. Ez a lassulás a gyakorlatban nem észlelhető különbség.



A szalagos egységeken az adatok egymás után vannak rögzítve (a helical scan típusú hordozók esetében - egymás mellé a ferde sávokon, de végeredményben szintén egymás után). Ebből kifolyólag legrosszabb esetben az egész szalagot át kell csévélni, amennyiben az adatok éppen a szalag másik végén található, ami akár 1-2 percig is eltart, de még mindig gyorsabb, mint egy archívumból "kibányászni" egy régi felvételt. A szalagos egységek átlagos hozzáférési ideje fél perc.

A nagy sebességű adatelérést szolgálja a gyorsítók, cache pufferek, alkalmazása. A hordozóról kiolvasott vagy írásra kerülő adatok egy közti SRAM (l. tovább) tárolóba kerülnek, amely elérési ideje egy ezredrésze a merev vagy optikai lemezek elérési idejének. Így a gyakran használatos adatok ebben a tárban foglalnak helyet és ezáltal 40-80%-kal gyorsítható az írás-olvasás művelete.

Adatátviteli frekvencia

Az adatátviteli sebesség tükrözi azt, hogy másodpercenként milyen mennyiségű adatot (pl. képet) tudunk lehívni. A mindennapi gyakorlatban elegendő a másodpercenkénti egy kép megjelenítése (természetesen a dinamikus vizsgálatok vagy a spirál CT „mozija” ennek többszörösét igénylik, de ezen speciális eseteket a tanulmány végén tárgyaljuk).

A maximális adatátviteli sebesség eléréséhez a szalagnak a mágneses fejhez viszonyított sebességének a lehető legnagyobb kell lennie. Az egyszerűbb lineáris megoldásoknál álló fejet és nagy szalagsebességet 5-6 cm/sec használnak (orsós szalag, streamer kazetta), minek következtében a szalag hossza nagy, a tekercs átmérője eléri a 30-40 cm-t! A ferdesávú forgófejes rendszerekben a szalagsebesség 2-5 mm/sec, ugyanakkor a relatív szalagsebesség eléri a 30 cm/sec-et is, lényegesen jobb szalagfelület kihasználás mellett. Így a legkisebb kazetták külső mérete nem haladja meg a 3x2 cm-t! Az adatátviteli sebesség a szalagos adathordozóknál nagyon változó: streamer 240 KB/sec, 8mm-es helical scan kazetták 1

MB/sec, optikai WORM szalag 3.0 MB/sec.²² Az adatsűrűség is nagyságrendekkel nagyobb a forgófejes rendszerek esetében.²⁶

Az adatátviteli sebesség a lemezes eszközök többségénél ma közel azonos és eléri a másodpercenkénti 2-4 MB-t. Ez 2-4 komprimálatlan képet jelent másodpercenként, ami minden igényt kielégítő érték. A gyors kommunikációt biztosító csatlakozókkal, úgynevezett interfészekkel (ilyenek pl. a 32 vagy 64 bit széles SCSI II és III típusok és még számtalan kevésbé elterjedt, feladat orientált típus), ellátott merevlemezek esetében a 20-100 MB/s adatátviteli érték is elérhető. Ennek a sebességnek a mozgó film rögzítésénél látjuk hasznát. Az ilyen gyors merevlemezek átlagosan kétszer drágábbak a hagyományos AT-busz-os merevlemezeknél. A hasonlóan gyors számítógépek és hálózatok ma még ritkák. A cserélhető merevlemezek kissé lassúbbak a beépített társaiknál (pl. Iomega 0.2 MB/sec). A CD-ROM-ok alap adatolvasási sebessége 150 Kbyte/sec, a dupla, négyszeres hatszoros sebesség tehát ennek többszöröse, de a leggyorsabb 10x-szeres sebességű drivok is csak kb. 1.5 MB/s sebességűek.

A winchesterek egyik fontos tulajdonsága a termális pozicionálás (a melegedés okozta deformációk korrigálására szolgál) időtartama és gyakorisága. Ennek során a merevlemez vezérlő egysége automatikusan ellenőrzi a mágnes fej helyzetének pontosságát kb. percenkénti gyakorisággal. Ez a művelet az adatátvitelben egy kb. 400 msec-os szünetet okoz, ami folyamatos mozgó kép rögzítés esetében természetesen nem kívánatos jelenség, mivel 10-15 képkockányi anyag elvész. Erre is megtalálták a megoldást: a pozicionálást frakcionáltan több lépcsőben gyakrabban végzi a harddisk és a kieséseket egy puffer memória áthidalja, a zavaró jelenség megszűnik. Ezek a merevlemezek kb. 6-8%-kal drágábbak a hasonló kapacitású vetéltársaiknál.

Hagyományos képfeldolgozás költségei.

Egy korszerű radiológiai osztály manapság rendkívül változatos vizsgálatok végzésére van felkészülve. A hagyományos röntgen vizsgálatokon túl, melyek a modern módszerek birtokában is a képek kb. 70%-át szolgáltatják⁹⁸, ultrahang, CT, MR, izotóp stb. vizsgálatokból származó képek tömege születik nap mint nap.

Vegyük alaposabban szemügyre a költségek oldalát. Hasonlítsuk össze a hagyományos filmes munkavégzés költségeit és a digitális radiológia becsült költségeit.

Egy működő nagy forgalmú radiológiai osztály 1992, 1993, 1994 és 1995 I féléves filmfogyasztását feldolgozva kitűnik, hogy az osztályon a következő képen alakult a film és vegyszer fogyasztása:

	1992		1993	
	db/liter	Forint	db/liter	Forint
Rtg film	108.376	4.402.436	96.953	3.598.694
Polaroid film	17.401	1.685.247	15.013	1.157.277
Hőpapír	160	208.000	164	213.000
Hívó koncentrátum	225	507.230	165	388.480
Fixáló koncentrátum	227	269.470	215	735.253

Táblázat 2. Hagományos filmes munka költségei 1992-1993-ban.

1992-ben és 1993-ban átlagban napi 662 darab felvétel készült, ha figyelmen kívül hagyjuk, hogy a felvételek egy része óhatatlanul technikailag sikertelen, tehát selejt (a CT filmfogyasztás 16-tal szorozva be az általános filmosztásnak megfelelően, az UH hőpapír tekercsére 100 db. kép készül). A film, hőpapír, hívó és fixáló költségek osztva napi 662 darab felvételre azt eredményezi, hogy egy felvétel ára 27 forint 13 fillér körül mozgott.

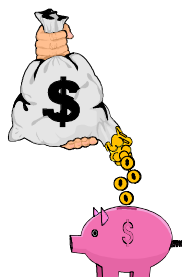
Az 1994-es, 1995-ös évben a számítógépes nyilvántartás bevezetésének köszönhetően a beszerzési adatokon túl lehetőségünk volt a röntgen asszisztensek által vezetett tényleges filmfogyasztás figyelembe vételére (természetesen a bevitt adatok validitását rendkívül nehéz ellenőrizni). Így össze tudtuk hasonlítani a beszerzett és a feljegyzetten felhasznált film és vegyszer mennyiségeket és megállapítottuk, hogy az egy évre vetített különbség mindössze 9%, ami bőven megmagyarázható a filmfogyás nyilvántartás vezetés pontatlanságával.

Az 1994 és 1995 első félév adatainak feldolgozásából kitűnik, hogy a beteg forgalom gyakorlatilag azonos szinten maradt, a leexponált filmek száma nem növekedett, azonban az időközben bekövetkezett gazdasági változásoknak köszönhetően (infláció, adó kulcsok változása, vámtarifák emelése, sorozatos forint leértékelések, stb.) az egy filmre jutó költség jelentősen megnövekedett.

	1994		1995 / I - VI	
	db/liter	Forint	db/liter	Forint
Rtg film	81.626	8.194.604	53.197	6.028.206
Polaroid film	5.366	513.825	2.334	342.518
Hőpapír	180	234.000	100	140.000
36mmx90 m roll film	368	2.700.292	180	1.907.015
Hívó koncentrátum	290	293.583	210	286.256
Fixáló koncentrátum	415	383.060	250	175.816

Táblázat 3. Hagyományos filmes munka költségei 1994 és 1995 első felében.

A haemodinamikai laborban használatos 36 mm-es roll film egy tekercsére kb. 2250 képkocka készül. Mivel fajlagosan az egy filmkockára jutó költség nagyon alacsony (3.5-4 Ft) torz képet kapnánk a röntgen osztályon leexponált nagyformátumú filmek költségéről, keverve ezeket. Így továbbra is roll film nélkül számoljuk az egy kép elkészítésének költségét.



1994-1995-ben naponta átlagosan 547 felvétel készült. Ami egy felvételre vetítve 55 forint 41 fillér költséget jelent, tehát az 1992-1993-as évek dupláját.

1995 augusztusától a beszállítók további 16-20%-os áremelést jelentettek be, ami be is következett, tehát könnyen megbecsülhető, hogy egyetlen felvétel ára 1995 végére megközelítette a 70 forintot (1996 közepére a 90 forintot)!

És akkor még nem számoltuk a hívó automaták amortizációját, szervizigényét, villany és víz számlát, rtg-kazetta, fólia költségeit; nem vettük figyelembe a megszűnő kép és lelet archívumok fenntartásának költségeit, a fölöslegessé váló asszisztensek bérét.

Jelenthet valamit hogy éppen a hőpapír, Polaroid, röntgen filmek gyártásában érdekelt cégek járnak élen a digitális képalkotásban és képtárolás technikai fejlesztésében. Ők már felismerték ennek elkerülhetetlenségét és igyekeznek nem elveszíteni vezető pozíciójukat e területen.

Ha feltételezzük, hogy a napi munka mennyisége a három-négyszeresre fog nőni, akkor napi kettő ezer felvétellel számolva évente 725.000 képet kellene digitális formában tárolnunk. A roll film tekercsére kb. 2250 filmkocka készül azaz évente 800.000 felvétel. Ezt a tár igényt figyelmen kívül hagyjuk, mert a radiológiai osztály felvétel mennyiségét meghamisítaná és ráadásul haemodinamikai labor csupán néhány működik az országban.

A digitális radiológia becsült költségei.

Ha egy képet egy magas felbontású monitor felbontásával (1280 sor x 1024 pont) akarunk tárolni 256 fekete-szürke skála fokozatban, akkor egy kép tárigénye 1.31 MB (MB, megabájt egy millió bájt információnak felel meg). A kutatási eredmények alapján a választott felbontás elegendő a mindennapi gyakorlatban (1. utolsó fejezet), továbbá a nagyobb felbontású monitorok csillagászati ára indokolja.



Szeretném azonban kihangsúlyozni, hogy az eredeti rtg kép bármely részlete kinagyítva, a felesleges részeket leahagyva, rögzíthető a fenti felbontással, tehát adott esetben, a monitor képernyőjén a rtg-filmhez képest "nagyobb" felbontásban, az emberi szem számára kényelmesebben felismerhető képet nyerünk. A fent említett UH képek eredeti felbontása az S-VHS video jel felbontásával megegyező, tehát csupán 768x576 képpont, a CT és MRI képek 512x512 vagy jó esetben 1024x1024 mátrixal készülnek, azaz alatta vannak a választott képfelbontásnak, a szcintigráfias felvételek felbontása szintén. Ellenérvként felhozható, hogy adott mátrixú monitoron be lehet ZOOM-olni a felvétel kérdéses részleteit, amennyiben a képet nagyobb mátrixal rögzítjük.

A 256 szürkeségi fokozat bőven elegendő, amennyiben a CT-ben használatos ablakozási technikát alkalmazzuk. Az emberi szem, fiziológiájánál fogva, 32 szürke fokozatnál többet nem képes megkülönböztetni (eddig ennyi lépcsőt láttunk minden röntgen felvételen). Tehát a 256 lépcsőnek egyszerre 16-32 fokozatát érdemes a monitoron megjeleníteni. Így egy szűk ablakkal végig lehet pásztázni a rendelkezésre álló tartomány egészét az rtg-filmekénél jóval nagyobb kontrasztosság mellett. Ez fokozottan igaz a lágyrészek alacsony kontraszt különbségeire.

A tanulmány végén az irodalomban fellelhető adatok alapján megpróbálom részletesebben igazolni a választott képmátrix és bitmélység szakmai megfelelőségét.

A képenkénti 1.31 MB pedig tovább csökkenthető 30-50%-kal, tehát 600 KB-ra a modern adattömörítő eljárások segítségével.

A fentiek figyelembe vételével az említett nagy forgalmú radiológiai osztály napi tárigénye adatkompresszió nélkül 2.06 GB. Ez évi 754 GB (1Gigabájt = 1024 MB = 1.073.741.824 bájt). (Bécsben több mint 2 éve működik a Danube Hospital-SMZO-ban egy komplett PACS rendszer. Náluk az 560 akut ellátású ágyhoz kötötten évente 300-400.000 felvétel születik 0.7-1 Tbyte háttértár igénnyel. A napi képmennyiség 5-6 GB, a hálózat napi forgalma 15-20 GB!¹⁰⁵ A Tokyo Hitachi Hospital-ban hasonló adatforgalmat bonyolítanak le naponta.¹¹² Londonban a Hammersmith kórházban a két egyenként 2 TB kapacitású egyszerűítható optikai jukebox 20 éves képmennyiség tárolására lesz képes¹¹⁴).

Ez hatalmas mennyiségű információ, melyet nem csak biztonságosan kell tárolni, de melynek naprakészen hozzáférhetőnek kell lennie. Arra, hogy ennek a követelmény rendszernek hogyan lehet eleget tenni, a továbbiakban derül fény.

Ahogy a következő táblázatból kitűnik a szalagos adathordozók jelenleg a legolcsóbbak, utánuk következnek az optikai adattárolók, ezeket követik a magneto-optikai eszközök és a winchesterek.

Az egyes adatokat a teljesség igénye nélkül az alábbi táblázatban foglaljuk össze. A kapacitás oszlopban a tényleges formázott kapacitást tüntettük fel. A közölt adatok valós árajánlatokat tükröznek (1996 májusi bruttó árak, a kemény valutában közölt árjegyzékek az akkori árfolyamon kerültek átszámításra). A hiányzó adatok annak tulajdoníthatók, hogy az adott típus magyarországi forgalmazója a szerző számára ismeretlen. A közölt adatok tájékoztató jellegűek, igen gyorsan módosulnak, így valódiságukért csak korlátozott mértékben vállalunk felelőséget.

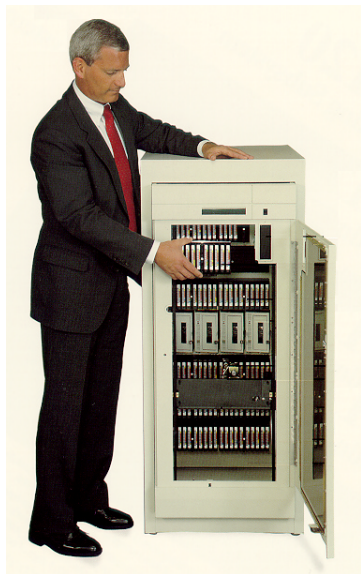
Tároló típusa	Kapacitás egység, MB	Átlagos hozzáférési idő, sec	Ár, Ft	Gyártó	1 MB tárolásának költsége
Streamer	250	65	2770	Tandberg Data	11
	525	65	3550		7
	250 drive		30.000		
	250 drive		15.000	Colorado Jumbo	
	2000		?	MicroStorage	
	32 db kazettás automata váltó		15.000 DM		
Cartridge	200	78		Fujitsu	
Orsós mágnes szalag	250	120		Verbatim	
8 mm-es helical scan	5000 (tömörítve 40 GB)	60 max. csévélési idő 2 perc	2.600 drive 275.000	Exabyte	0.4 (0.07)
	10000 10000 drive			Exabyte	
	jukebox 10 db kazetta + 1 drive	kazettaváltás 5 sec		Exabyte	
	jukebox 100 db kazetta + 4 drive	kazettaváltás 5 sec	?	Exabyte	
4 mm-es helical scan	2000 drive	30	198.000	Exabyte Mitsubishi	
VHS helical scan	14500	<60			
	600 db jukebox + 4 drive	8 mp csere		Advanced Computer Peripherals	
8-mm DAT	4000 90 m-es szalag	<30	1780	Verbatim	
	4000 120 m-es szalag	<30	2300	Verbatim	
	drive	<30	254.000	DEC	
	5000	<30	3.000	Verbatim	
	8000 (tömörítve 48 GB) 8000 drive	<30	4.500	Hewlett-Packard C1553	0.56 (0.01 !!!)
4 mm DAT	1300 60 m-es szalag	<30	2.000	Verbatim	1.5
	2000 (tömörítve 8 GB)	<30	2.000	KAO	1 (0.25)
	90 m-es szalag automata 4 db. kazetta + 1 drive			Wangtek	
12" WORM optikai szalag	1000000			Advanced Computer Peripherals	

Tároló típusa	Kapacitás egység, MB	Átlagos hozzáférési idő, sec	Ár, Ft	Gyártó	1 MB tárolásának költsége
3.5" floppy	1.44	0.1	76 (min. 500 db)	3M, Maxell, stb.	53
	2.88	0.1	?		
5.25" floppy	1.2	0.1	40 (min. 500 db)		33
Floptical	21		3.250	Verbatim	155
Harddisk	1281 AT	0.011	34.938	Conner	28
	1600 AT	0.009	52.498	Western Digital	33
	2100 SCSI	0.009	108.000	Quantum	51
	7350 SCSI	0.009		ACP	
	5x2000 disk array	0.006	2.250.000	HP	225
Cserélhető merevlemez	126	0.017	3200	SyQuest EZ 135	25
	189	0.011	9.440	SyQuest SQ5200	50
	256	0.0135	8.800	SyQuest	34
	256 drive		64.000	SyQuest SQ3270A	
	Automata váltó		61.500	SyQuest	
	680	0.010	?	MCD-M Nomai	
	96	0.029	3.000	Iomega ZIP	31
	25	0.016	3.000		120
	96 drive		32.000		
	220		17.440	Iomega Bernoulli 230	79
	220 drive		76.000		
	1021		15.840	Iomega Jaz	16
	1021 drive	0.017	95.840		
5540	0.010	?	MCD-I Nomai		
3.25" MOD	1x128		4.900	Pinnacle	
	1x128 drive	0.019	158.000		
	144 lemezes jukebox + 4 drive		?	Pinnacle	
	217		3200	Fujitsu DynaMO 230	15
	217 drive		71.840		
	216	0.010	3.200	Olympus PowerMO	15
216 drive		94.240	230		
5.25" MOD	2x650		18.800	Sierra	15
	2x650 drive	0.019			
	650	0.09		Panasonic PD-650FB	
650 drive	0.09	189.900			
Fázisváltó	633	0.09	7.680	Plasmon PD2000e	12
	633 drive		108.000		
	633	0.09	9.440	Toray PC Phasewriter	15
	633 drive		119.840	Dual	

Tároló típusa	Kapacitás egység, MB	Átlagos hozzáférési idő, sec	Ár, Ft	Gyártó	1 MB tárolásának költsége
CD-ROM	1x500 63 perces	0.325	1500	Kodak, Philips,	3
	1x650 74 perces	0.325	1900	Pioneer, TDK,	3
	4x drive				
	6x drive				
	100 lemezes jukebox		1.190.000	Reflection Systems	
	1x683	0.325		Toshiba	8
CD-ROM író	bármely formátum	kb. 20 perc a 4x, 45 perc a 2x sebességű per lemez	265.000	Ricoh	
Photo-CD	1x650 CD előállító berendezés	0.090	2000	Kodak Kodak	3.8
3.5" ROD	128 drive	0.03	11.000	Fujitsu	86
	128 drive	0.038	159.000	Fujitsu	
			9.000	SONY	70
			229.000	SONY	
5.25" ROD	2x330 drive	írás 0.08 olvasás 0.025	27.000	Pinnacle	41
			320.000	Pinnacle	
EOD	2x600	írás 0.08 olvasás 0.025	35.000	Maxtor	29
	jukebox 11 db. kazetta		1.414.000	Maxtor	
	drive		350.000	Maxtor	
	2x3200	0.065		SONY	
5.25" WORM	2x470	0.07	300 DM	Corel Systems	17
	2x500	0.106	29.900	Reflection Systems	30
	2x650 drive	?	2487 USD	IBM	
	2x750		27.200	Reflection Systems	18
	2x750 drive	0.09	445.000	Reflection Systems	
	jukebox 5o lemez		3.998.000	Reflection Systems	
	160 lemezes jukebox + 2 drive		9.971.000	Reflection Systems	
144 db jukebox		5.267.000	Hewlett Packard		
12" WORM	9000 jukebox 48 lemez	0.08	2300 DM 240.000 DM	Gigadisc	14
EPROM	0.512	0.012	20.000	Casio, Sharp	40.000
FLASH	2 MB kártya 10 MB kártya 40 MB kártya drive	0.00015 85 MB/sec		Intel, Hewlett Packard,	

Jukebox

A kezelési komfort szempőgéből fontos, hogy az adathordozók automatában való tárolása és automata cseréje megoldott legyen. A megbízhatóság szempontjából azokban az eszközökben, melyek emberi beavatkozást igényelnek használatuk során,



az adathordozók nagyobb sérülésveszélynek vannak kitéve, mint az automata lemez-kazetta cserélő berendezések (jukebox-ok) esetében. A mai automaták a cserét 6-8 másodperc alatt végzik el, és száznál több adathordozó tárolására alkalmasak ezzel 10-20 Terrabájtnyi (egy Terrabyte = 1024 Gigabájt) tárolókapacitást biztosítva a felhasználóknak. A meghibásodások közti idők az automaták esetében kb. 25-30.000 óra, vagy 250.000 hordozó csere, folyamatos "nyúzó próba" szerű üzem esetén!



Újabbán, mivel a szalagos egységekre és az optikai adathordozókra történő rögzítés lassúbb a merevlemezekénél, a jukeboxokban harddisk-et használnak átmeneti (cache) tárolónak, tehát kifelé a jukebox winchesternek megfelelő sebességgel viselkedik írásnál. A jukeboxokba egyszerre több meghajtót is építenek (akár 40 is) és 1-8 liftet, mely cseréli a meghajtókban a kazettákat illetve a lemezeket. Így egyszerre sok felhasználó szerteágazó igényét ki lehet elégíteni fennakadás nélkül.

Élettartam, garantált adatmegőrzés időtartama

Az élettartam egyes "fiatal" adathordozóknál csupán becsült adat, más típusok esetében viszont a gyakorlat által igazolt érték. Az élettartam egyrészt az írási-olvasási ciklusok maximális számát jelenti, másrészt a hordozó gyártás időpontjától számított korát, anyagának elöregedését és a hordozó használhatatlanná válását. A MOD legalább 1.000.000.000-100.000.000 írás-olvasás-törlés ciklust viselnek el, harddisk-ek 50.000.000 írási-olvasási ciklust biztosan elviselnek, a CD-R (l. később) lemezek 1.000.000 olvasási ciklust garantálnak, ez floppy-nál és szalagos egységeknél már csak 5.000 ciklus a kopás miatt. Természetesen az érintkezés nélküli optikai írás-olvasás korlátlan számban végezhető. Egyes adatok szerint a hajlékony lemezek (floppy-k) kb. 5-10 év alatt elöregednek és megbízhatatlanná válnak. A tárolás körülményinek függvényében természetesen a CD-k is tönkremehetnek: a tükröző alumínium réteg oxidálódhat, a hordozó réteg mattul, így a lemez reflexivitása csökken, amit ugyan a meghajtó kompenzál a lézersugár energiájának növelésével (a LED, egyébként 100 éves, élettartamának rovására), de csak bizonyos mértékig. A MO lemezek minimum 40 évig megbízhatóan használhatók.

Az adatmegőrzés terén fölényesen győznek az optikai tárolók, melyek elméleti élettartama min. 50-100 éves biztonságos adatmegőrzést garantál. A mágneses adathordozók jelerőssége az idő múlásával folyamatosan csökken (a „felezési idő” 5-7 év közötti⁴³, ennyi idő alatt csökken a mágneses jelerősség a felére), ezért 5 évenként ajánlatos az adatokat felfrissíteni (egyes szakértők harddisk esetében a félévenkénti formázást és újratöltést javasolják).

A szalagok gyártói tipikusan 5-45 Celsius hőmérsékletet és 20-80%-os relatív páratartalmat adnak meg a használathoz, illetve 5-32 Celsius és 40-60%-ot a tároláshoz, mint biztosítandó körülményeket. Ezek komolyan veendő értékek! És azt a figyelmeztetést is csak a vakmerők hagyják figyelmen kívül, hogy a párákicsapódás mind a meghajtók író-olvasó fejét, mind a szalagokat károsíthatja! A gyártók azt javasolják, várjunk 8-24 órát a szalagok használatával, ha a tárolási és használati körülmények eltérőek, avagy annyit, amennyi ideig hidegben volt a szalag. A lényeg: várjunk. És felírás, visszaolvasás előtt tekerjünk át (retension) a szalagot, ha hosszabb ideig tároltuk, vagy sűrűn használjuk ugyanazt a szalagrészt.

Ugyancsak fontos szempont a médiumok tűrőképesége, amit az ejtési magassággal (milyen magasból lehet leejteni egy kemény padlóra, anélkül hogy adatvesztés lépne fel) vagy elviselhető gyorsulás mértékével mérnek. A ZIP lemezek tokja gyakorlatilag floppy lemezt takar, ezért még 2.5 m magasból is baj nélkül leejthetők. A merevlemezek (a cserélhetők is) lényegesen érzékenyebbek, csupán 1 métert viselnek el

(kivéve a PCMCIA harddiskeket, melyek működés közben több száz g-s gyorsulást zavarmentesen lekezelnek!). A MO lemezek tokja ugyan széttörik nagy magasságnál, de a rajtuk lévő adatok gyakorlatilag elpusztíthatatlanok, ráadásul ellenállnak a mágnes terek hatásának, ami a hangszórók vagy elektromos motorok (metró!) közelében letörölheti a mágnes lemezeket.⁴³

Adatolvasási hiba gyakorisága, hibaelhárítás átlagos ideje.

Az adatrögzítés, megőrzés és olvasás biztonsága a helyrehozhatatlan adathibák közti idővel fejezhető ki. Ez az elméleti szám évtizedekben mérhető a modern back-up szerkezetek esetében. Az adatok hibamentes írása, tárolása és olvasást követő hibajavítása többféle képen biztosítható. A fizikai védelem egyik módszere az, hogy az egymást követő összetartozó adatokat szétszórtan más-más helyre kerülnek, így egy felületi sérülés esetében rendkívül kicsi az esélye egy kijavíthatatlan hibának.

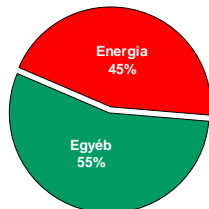
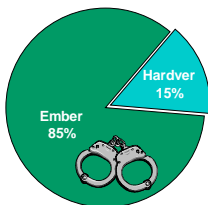
A merevlemez tömböknél a lemezek mindegyikére folyamatosan ellenőrző összegeket is rögzítenek („tükrözik” az adatokat), így bármelyik lemez meghibásodása esetén az adatok helyreállíthatók. Egy folyamatosan működő berendezés életében elég hamar eltelik az az idő, amely után statisztikai valószínűséggel be fog következni egy hiba. Tehát a hiba várható, megszüntetni nem tudjuk, csak a hatását tudjuk kiküszöbölni hibatűrő hibakorrigáló rendszerekkel. Egy érdekes példája a hibajavításnak: a rendszerben lévő tetszőleges számú tartalék üres lemezegységet a rendszer aktivizálni tudja, ha egy működő diszk hibaarányát nagyinak minősíti. A rendszer üzem közben az általa újonnan bekapcsolt egységet használatba veszi, és az egyre hibásabb diszket kikapcsolja. A többi egység adatainak felhasználásával, és természetesen a hibajavító kódok segítségével a felügyelő rendszer apránként rekonstruálja a teljes adatállományt. Egy ilyen manőver sebessége 30 perc/Gbyte, de a rendszer közben működik, és a tömbre kapcsolt gépek ebből legfeljebb elenyésző, maximum 5 százalékos sebességcsökkenést észlelhetnek. Ennek köszönhetően a merevlemezekenél szokásos 200.000 órás MTBDL (Mean Time Between Data Loss - adatvesztéssel járó meghibásodások közti idő) a Raid 7 (1. később) esetében ez az idő a rekonstrukciós képesség hatására legalább 500 millió órára (20 ezer év) nő. A disk-array valamennyi komponensét működés közben, kikapcsolás nélkül, a felhasználó maga is kicserélheti. Ilyenkor a rendszer az ellenőrző kódok segítségével automatikusan helyreállítja a meghibásodott drive tartalmát. Létezik már szalagos meghajtókat működtető array is, ezek értelemszerűen nagyobb kapacitásúak, de lényegesen lassabbak, mint a winchester-array, ugyanakkor háttértárként tökéletesen megfelelnek és olcsóbbak is.¹¹

Kézenfekvő a CD technikában elterjedt hibajavító kódok használata, melyekből egy meghibásodott adatblokk helyreállítható eredeti állapotában. Lehetséges az is, hogy a készülék a rögzített adatblokkokat rögtön visszaolvassa és összehasonlítja az eredetivel, annak érdekében, hogy az esetleges hibákat azonnal kijavíthassa (DRAW = Direct Read After Write technika). A hibajavítás mértékét viszonyszámokkal mérjük, a BLER (BLock Error Rate) a hibásan olvasott adatblokkok gyakoriságát jelenti. A meghajtók hibajavító képessége különböző és ez jelentkezik természetesen az árakban is. Meglepő, de az IEC 908-as szabványa megengedi a 3%-os hibagyakoriságot, ezt ugyanis a CD-ROM olvasók még gond nélkül korrigálni tudják.

Az adatolvasási hiba gyakorisága a modern eszközöknél nagyon hasonló kevesebb mint 10^{-13} - 10^{-15} (ez 1 db 1 cm rövidebb karcolásnak felelne meg minden 10.000-ik felvételen). A meghibásodás gyakorisága (MTBF = Mean Time Between Failure) 30-150.000 óra (azaz 4-17 évente egyszer). A hibaelhárítás átlagos ideje (MTTR = Mean Time To Repair) a szerviz megérkezésétől 10-30 perc, mivel ezen eszközök öndiagnosztizáló szoftvereket és könnyen kicserélhető paneleket tartalmaznak. Gondoljuk csak el mennyi időt igényel a hívóautomata vegyszerrel való feltöltése, vagy fénycsőcsere a nézőszekrényben, vagy az asszisztens nő lábtörésének begyógyulása.

Adatvesztést okozó események

A statisztikai adatok szerint a pótolhatatlan adatok elvesztésével járó hibákat 85%-ban emberi tévedés vagy szándékos cselekmény okozza és csupán 15%-ban hardver hiba (ezen belül 75% a tápegységben keletkező zavarok)¹⁸. Az American Power Conversion cég felmérése szerint az energia ellátás zavara (nem derül ki vajon a szándékkal okozott zavart is ide sorolták) okozója 45.3%-ban az adatvesztésnek.



frekvencia ingadozásokkal szemben, hosszabb áramkimaradás esetében pedig lehetővé teszik a rendszer biztonságos leállítását.

Tehát minél inkább csökkenthető az adatforgalom során az emberi beavatkozás lehetősége, annál biztonságosabb és olcsóbb lesz az. A fontos adatok védelme érdekében célszerű szünetmentes áramforrásokat használni, melyek tölthető elemek segítségével segítik áthidalni az áramkimaradások idejét, védik a számítógépeket a feszültség és

Adattömörítő eljárások.

Az adat kompresszió kérdése jelentősége miatt megérdemelne egy külön közleményt, itt helyhiány miatt csak arra szeretném felhívni a figyelmet, hogy az adattömörítő eljárások egy bizonyos határon túl már adatvesztést eredményeznek. Kritikusan kell tehát viszonyulnunk azokhoz a termékekhez, amelyek tizedére vagy még jobban tömörítik a képeket és mindezt teszik a garantált adatbiztonság ígéréssel. A nagy nemzetközi adattömörítő versenyek tapasztalata az, hogy a válogatás nélküli képanyag komprimálása adatvesztés nélkül maximum egy harmadára - egy negyedére lehetséges. Ennél nagyobb mértékű tömörítés csak adatredukció mellett képzelhető el jelenleg. Ez fokozottan igaz a mozgó kép rögzítésére!

Álló kép esetében a helyzet relatíve egyszerű: van időnk a kép alapos tömörítésére.

A kétdimenziós fekete-fehér, de még inkább színes, mozgó képhez óriási adatmennyiség és költséges háttértár tartozik. A bevezetésben már említettük az S-VHS minőségű film 30 MB/sec-os adatigényét. Ezt ma csak a fénykábel csatolású merevlemezek és a disk array-ek tudják megvalósítani igen magas költségek mellett⁴⁰. A radiológiai PACS rendszerek a gyakorlatban egyértelműen bebizonyították, hogy szükséges valamilyen fajta képtömörítés.¹¹³

A jelenleg főleg a szórakoztató iparban és a számítástechnikában használatos technológiák két jól körülhatárolható csoportra bonthatók: adat veszteséssel járó és veszteség nélküli technikákra. A veszteségmentes eljárásokban minden kicsomagolt képkocka pontról pontra megegyezik az eredetivel (PKZIP, ARJ, LHA, stb.). Hátrányuk viszont az alacsony, mindössze 2-3-szoros tömörítési arány és a lassúság.

A tömörítés lényege az, hogy valamilyen módon a tárolandó anyagot tömörebb, s ezáltal kevesebb helyet foglaló formában tároljuk. Vegyük sorra a legelterjedtebb tömörítési metódusokat, algoritmusokat!

A legegyszerűbb tömörítés során az ismétlődéseket rövidítjük. A tömörség itt nyilván attól függ, milyen messzire nézünk -- azaz mekkora távolság lehet két azonos kódsor között. Azonkívül az is számít még, hogy milyen hosszú sorozatokat ismerünk fel. Természetesen minél messzebbre nézünk, annál több memóriára lesz szükség, és annál lassúbb lesz a program futása is. Ugyanez áll a nagyon hosszú sorozatokra. Ez a Lempel-Ziv-nek nevezett módszer nagy távolságokról is észreveszi az ismétlődéseket és része szinte az összes tömörítőnek. Az igen terjedelmes kódszótárt -- melyik sorozat helyett milyen kód áll -- is le kell tárolni, ezért jobb nagyobb blokkokat beolvasni, de ekkor a sebességünk csökken. Ezt a módszert Huffman-kódolásnak nevezik.

Létezik olyan módszer, ami elsősorban olyan adatokon alkalmazható, mint például egy hatalmas névsor. Ebben az esetben az egymás után következő adatok között kevés a különbség. Így csak a különbségeket kell tárolni. Ezt különbségi tömörítésnek nevezik. Itt a tömörítés szinte csak a tömörítendő szövegtől függ - de sajnos ez a módszer igen ritkán használható, mivel programjaink és adataink általában nem ilyenek.

A gyakran előforduló sorozatok helyett, úgynevezett tokeneket használhatunk. Például ezt a cikket sokkal rövidebben lehetne tárolni, ha a "adat" betűhalmazt egy @ szimbólummal helyettesítenénk. Ennek a módszernek a hatékonysága annál jobb, minél nagyobb file-ra használjuk, és abban minél több az ismétlés. Ezt a módszert tokenizálásnak nevezzük.

Az aritmetikai kódolás a matematikailag lehetséges legjobb kódolás. A lényege, hogy minden byte-ot annyi bittel helyettesítsünk, mint amennyi annak az információtartalma. Gyakorlati jelentősége a szörnyű

lassúság miatt kicsi, de elméleti jelentősége nagyon nagy, mivel tudjuk, mi az elméleti határa az adott fájl tömöríthetőségének.

A jobb tömörítők természetesen több tömörítési eljárást ötvöznek. A legtöbb, ma használatos file-tömörítő egy japán programozó, Haruhiko Okumura művét, az AR002 programot veszi alapul. Ez a Lempel-Ziv módszert és a Huffman-módszert kombinálja. Az ARJ, az LHA, a PKZIP nem véletlenül ér el nagyon hasonló tömörítési átlagokat, hiszen ezek mind ennek a programnak a leszármazottai. Elsősorban inkább a sebesség és a különféle szolgáltatások döntenek a programok között. A programok legelterjedtebb és legmegbízhatóbb verziói: ARJ 2.30, PKZIP 2.04g, LHA 2.13.

Az ARJ rengeteg szolgáltatást nyújt: többek között igen jó. A szeleltetés azt jelenti, hogy ha valamilyen nagyobb anyagot floppyra archiválunk, akkor képes a következő lemezen folytatni a tömörítést. A PKZIP a leggyorsabb az említett három közül, és ez nagyon erős érv mellette. Egy új holland tömörítővel, az Ultra Compressor 2-vel (UC2) ismerkedhettünk meg múlt évben. A program legnagyobb újdonsága a "Neuro Manager". Ez előre megvizsgálja a file-okat, és igyekszik valamilyen előzetes képet alkotni róluk eltérően a jelenlegi tömörítőktől, melyek blokkonként olvasnak, és nem tudnak semmit a következő adatblokkokról. Pedig lehetséges, hogy a Huffman kódtáblát nem kéne kétszer tárolni, mert a következő blokk is hasonló. A Lempel-Ziv része körülbelül kétszer olyan messzire lát el, és sokkal hosszabb azonosságokat ismer fel, mint az eddigi tömörítők. Sajnos emiatt a program nem a sebesség bajnoka, de annál inkább a tömörségé. A program különlegessége még az hibajavító kódolás alkalmazása. Ez olyan speciális kódolás, amely lehetővé teszi, hogy ha néhány byte megsérül, a file helyreállítható legyen.⁴²

Az előző eljárások adatvesztés mentes viszonylag kis arányú komprimálást tettek lehetővé. A Motion Joint Photographic Experts Group által kidolgozott (JPEG) rendkívül hatékony képtömörítő eljárás az emberi szem és az érzékelés fiziológiájára épülve drasztikus, akár 1/25 kompressziót is lehetővé tesz (tipikusan 1/15-höz) adat redukcióval társulva. A digitalizáláskor fellépő adatmennyiség csökkentésére az emberi szem egyik gyengéjét használják ki: szemünk erősebben érzékeli a fényerő eltéréseket, mint a színkülönbségeket. A kép információt 4:2:2 arányban digitalizálják, azaz míg a fényerő változásokat teljes felbontásban rögzítik, addig a színértékeket a mindenkori felbontás felére korlátozzák.³⁹ Ez SPECT, doppler UH és bármilyen modalitás színekódolt képeinek tömörítésére alkalmas lehet.

Az előzőektől alapvetően eltérő módszer a fraktáltömörítés. Az első szembeötlő különbség már a tömörítés sebességénél észrevehető, az ARJ egy 640x480 mátrixú 16.8 millió színű képet 386DX/33 processzorral (kis teljesítményű PC!) 41 másodpercig csomagol össze és ugyan ennyi idő alatt tömöríti ki. Ez az ARJ algoritmus szimmetrikus voltából következik. A fraktál tömörítés ezzel szemben aszimmetrikus módszer: az előző képet 8 percig tömöríti, viszont alig 7 másodperc alatt csomagolja ki! A diagnosztikában ez a tulajdonság széleskörűen kiaknázzható. Hiszen az archiválást a rendszerek automatikusan a legkevesbé forgalmas napszakban (éjjel) végzik, amikor a tömörítés időtartalma nem számít, viszont a képek villámgyors kicsomagolása csúcsidőben rendkívül kedvező. A fraktál tömörítés másik előnye, hogy lényegesen kisebb adatredukciót eredményez azonos tömörítési fok esetében, más szóval hatásosabban tömörít. Két új kísérleti módszer a wavelet transzformáció és a vektor kvantálás, melyek eredményesek lehetnek az álló kép digitalizálásban.¹⁰⁶

A diagnosztika számos területén mozgó kép szolgáltatja az információ jelentős részét. A mellkas és has átvilágítás, a nyelés és passzázs vizsgálatok, az angiográfiák, a szív és ér ultrahang vizsgálatok, az izotóp és kontrasztanyag disztribúció és ürülés, de pl. az EEG, EKG, FKG és egyéb dinamikus vizsgálatok mind-mind az információ változására épülnek. A mozgó kép rögzítése analóg módszerekkel a legelterjedtebb (pl. S-VHS video szalagra vagy 35 mm-es mozifilmre). Azonban az analóg képtárolás korlátai ebben az esetben is érvényesülnek. A megoldás itt is a digitális kép előállítás és rögzítés.

Amennyiben mozgó kép digitális tárolásának igénye is felmerül, akkor a megfelelően gyors képdigitalizáló eszközökön és a nagy kapacitású adathordozókon kívül, nagyon nagy adatátviteli sebességnek is eleget kell tегyen a rendszer. S-VHS felbontás esetében 25 kép/s mozgó kép átviteléhez kb. 30 MB/s nagyságú adatátviteli sebességre van szükség. Erre ma csak nagyon kevés, 32 vagy 64 bit széles és nagyon gyors, interfész képes. Amennyiben a Nemzetközi Szabványosító Szervezet (International Standards Organization - ISO) égisze alatt működő Mozgóképek Szakértő Csoport (Motion Picture Expert Group - MPEG) által elfogadott MPEG-2 (720x580 PAL vagy 720x480 NTSC, 30 kép/sec képváltás, 7 párhuzamos stereo csatorna) és hamarosan az MPEG-4 mozgókép tömörítő eljárását alkalmazzuk, akkor a jelenleg széles

körben elterjedt interfészek és hálózatok is alkalmasak lehetnek bizonyos megkötésekkel mozgó kép továbbítására.

Azonban azt nem szabad elhallgatni, hogy az adatkompresszió során kb. 30%-os redundancia lép fel, azaz kb. az adatok 1/3-da elvész, mivel a továbbításra kerülő adathalmaz csak a két egymás-után következő kép különbségét tartalmazza (l. tovább) és nem magát a képet. Ezzel a módszerrel érhető el ugyanis a legnagyobb, akár 1/100-1/200 arányú, adatkompresszió. Értelemszerűen ez megengedhetetlen az orvosi diagnosztikában. Ráadásul miközben egy MPEG dekódoló ára csupán néhány tízezer forint egy MPEG kódoló 2 millió forintnál kezdődik.

A mozgó film sok redundáns információt tartalmazhat a tárolás szempontjából. Az egyes képek hasonlítanak az előzőekhez, főleg ha a képkivágás (rtg nagyítás) és háttér (angiográfiánál pl. végtagsontok) nem változnak. Az MPEG szabványok eliminálják ezeket a felesleges adatokat mégpedig három kockatípus használatával. Ezek az intra (belső), a predicted (jósló) és a bidirectional (kétirányú) kockák.⁴⁵ *Intra frame* (I képkocka): a teljes képet pontról pontra tárolja, ezért tömörítési aránya a legkisebb, viszont nagyon fontos háttérváltásnál (pl. irrigoszkópiánál sugár szünetben elmozdul a beteg). Minél sűrűbben fordulnak elő ilyen nagy ugrások, annál több I kockára van szükség és annál kevésbé tömöríthető a film. *Predicted frame* (P képkocka): az előző I vagy P képet veszi *alapul és a különbséget rögzíti „jósló”, azaz a mozgás leírását tartalmazza.* *Bidirectional frame* (B képkocka): az előző és következő képekből kerül meghatározásra és így a legtömörebb.

Röviden megemlítem a VideoLogic új video továbbító szabvány interface-ét, amely a szakirodalom alapján az elkövetkezendő néhány év uralkodó szabványa lesz. A VESA Media Channel-ről (VMC) van szó, mely rövidesen ki fogja szorítani az eddig széleskörben elterjedt PCI (Peripheral Component Interconnect) és VAFC (VESA Advance Feature Connector) interface-eket. Legnagyobb előnye, hogy processzor teljesítménytől és az óralap frekvenciájától függetlenül folyamatosan 130 MB/sec (Megabájt/mp) adatátviteli sebességgel rendelkezik, miközben megszakítás-független, azaz a számítógépen párhuzamosan más program is futtatható egyidőben. Célszerű ilyen alapú eszközökbe beruháznia annak, aki mozgó kép digitalizálásában gondolkodik ma.⁴⁹

Garancia

Egy nagy értékű eszköz megvásárlásánál nem utolsó szempont a garancia időtartama. A neves gyártók termékeikre 3 év garanciát adnak, de ez kivételesen akár 5 év is lehet.

Adathordozó közegek.

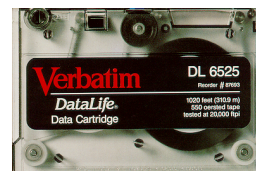
Most pedig röviden tekintsük át az egyes megoldásokat.

Streamer.

Hagyományos hangkazetta dobozába fűzött magas minőségű mágnes szalag, melynek műanyag alapjára felhordott ferromágneses réteg részecskéinek mágneses állapota kódolja az információt. Az adatok sorban egymás után következnek a szalagon. A streamerek külön programot igényelnek, nem írható-olvashatók olyan egyszerűen, mint a floppyk vagy az optikai lemezek. A streamerek kezelésére szinte kizárólag a backup (adattároló) programok képesek. Az egyetlen kivétel a SCSI streamerekkel használható Tapedisk, amellyel lemezként kezelhetjük a szalagokat - ez tehát nem backup program. Mint minden médiát, így a streamer-szalagokat is formattálni kell és ilyenkor mintegy 2 órára foglalt lesz a gép, ugyanis a háttérben formattálni képes program tudomásom szerint nem létezik. A biztonsági törlés (Security Erase) művelete a szalagon lévő információkat felülírja, lehetetlenné téve visszaállításukat, rendkívül időigényes (megfelel egy teljes szalag felírásának). A kényelmes, gyors kezelést biztosító backup program egyelőre fontosabb kiválasztási szempontnak tűnik, mint a meghajtók sebessége.

Cartridge.

A streamer-nél kissé nagyobb kazettába fűzött mágnes szalag. A rögzítés és működtetés elve ugyanaz.



DAT.

Digital Audio Tape, digitális hangszalag rövidítése. Egy 30x5x21.5 mm nagyságú kazetta, melybe 2.5 mm széles szalag van töltve. Ferdesávú forgófejes letapogató rendszerű adatrögzítés, 6.35 mm/sec relatív szalag sebességgel. A használata szempontjából a DAT még mindig szekvenciális, azaz soros elérésű adathordozó közeg, amely azonban tartalomjegyzéket készít a szalag elejére (úgynevezett FAT (File Attribute vagy Allocation Table) információkat ír fel, melyek segítségével lemezként viselkednek a számítógép vagy hálózat felé) és ennek, na meg a streamernél rövidebb szalaghosszúságnak köszönhetően, a megfelelő adat elérése gyorsabb.^{16, 32} A kazetták tömörítetlen kapacitása eléri a 8 Gbyte-ot!

8mm helical scan.

A Video-8 rendszerből átvett kazetta típus, mely 2-3 mm-rel vastagabb csupán a streamer kazettáénál. Az adatokat ferde állású forgó fej rögzíti egymásután következő ferde sávokra: //////////////- féle képen. A kazetta speciális rezgés-csillapító mechanikával van felszerelve. Az orsókat nyugalmi helyzetükben rugók rögzítik, így a szalag lazulása és begyűrődése kizárt. A legújabb fémrágózóleses (metal evaporated tape) technikával előállított szalagok 100 lejátszás után simábbak, mint eredetileg voltak, a jellemzőik javulnak! Bár ma már kifinomult szalagmozgató mechanikákat alkalmaznak, melyek kímélik a szalagot, egyes gyártók adatbiztonsági okokból mégis a maximálisan 100-ros felülírást javasolják. Az utóbbi időben az analóg videojel rögzítéshez és a digitális adatrögzítéshez használt szalagok mágneses tulajdonságai egyre kevesebb különbséget mutatnak, így elvileg a hagyományos V8-s vagy Hi8-s video kazetták is alkalmazhatók adatrögzítésre, azonban ajánlatos az erre a célra kifejlesztett szalagok használata, annál inkább, mivel árban gyakorlatilag nincs különbség és a forgalmazók csak így vállalnak garanciákat az adatbiztonságra.^{12,18,24,26} A kazettában lévő 90 méteres szalagra tömörítetlenül 8 Gbyte-ot, tömörített formátumban 40 GByte adatot lehet felírni!!! A jukeboxok alkalmazása esetében az átlagos adat elérési idő a megfelelő kazetta betöltésével és átcsévélésével átlagosan 18-20 másodperc!

4mm helical scan.

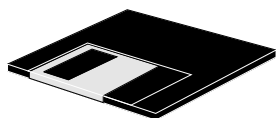
Ugyanaz mint a 8mm-es helical scan, csak kisebb és laposabb kazettában. Ezt az eszközt 4 mm-es DAT-nak is szokták titulálni.



VHS helical scan.

Ugyanaz mint a 8mm-es és 4mm-es helical scan, csak normál méretű VHS kazettára történik az adatrögzítés. Egy hordozóra 14.5 GB rögzíthető.

Floppy.



Hajlékony mágneslemez. Az adatok koncentrikusan helyezkednek el. Mint a szalagok esetében is, itt is műanyag alapra felhordott ferromágneses réteg részecskéinek mágneses állapota kódolja az információt. A mágnes lemez viszonylag kis védelmet nyújtó műanyag tokban foglal helyet.

Winchester.

Más néven harddisk, vagy merevlemez. Számítógépbe beépített pormentesen lezárt mágneslemez egység, mely több lemezből és író-olvasó fejből áll. Hozzáférési ideje és adatrögzítési sűrűsége lényegesen magasabb a floppyénál. A lemezek forgási sebessége általában 3600 fordulat/perc. Az író-olvasófej ma általában mindössze kb. 0.00015 milliméter távolságban helyezkedik el a lemez felett. A mozgatásához nagy pontosságú miniatűr lineáris motorokat alkalmaznak. A felfüggesztésére használt golyóscsapágy több milliárd hirtelen rántás után sem mutat semmiféle kopást. Az adathordozó lemez vastagsága 4-7 mm közötti. Alumínium ötvözetből készül, melynek mindkét oldalára 0.05 milliomod milliméteres kobalttréteget visznek

fel. Ennek részecskéi mágneses állapota hordozza az információt. A műszaki fejlesztés csúcsán jelenleg azok a merevlemezek állnak, melyek kapacitása eléri az 4-10 Gigabájtot.^{23,34}

Cserélhető merevlemez.

Két fajtája ismeretes. Az egyiknél csak a mágneslemezek emelhetők ki a számítógép házából a floppyhoz hasonló módon. A másik típus esetében az egész lemezmeghajtó, mechanikával együtt cserélhető. Előnye, hogy korlátlanul bővíthető a hard disk kapacitása. Hátránya, hogy drága és egységenként kis kapacitású.²³

Winchester array.



Egy egységbe kötött több merevlemezről álló rendszer (RAID = Redundant Array of Independent Discs), mely kifelé úgy viselkedik, mintha egyetlen meghajtó lenne, tehát egy SCSI (Small Computer System Interface) vezérlőre akár hét ilyen alrendszer is felfűzhető. Egy disk-array 5-48 hagyományos merevlemezről állhat. Az adatok megosztva kerülnek rögzítésre egyszerre az összes lemezre, tehát az adatátviteli sebesség annyiszor nagyobb egy önálló merevlemezénél, ahány lemez van integrálva a lemez tömbbe, jelenleg meghaladja a 120 MB/sec. Az adatelérés átlagos ideje is ennek megfelelően csökken kb. 0.5 msec alá!!! Az array teljes kapacitása elérheti a 250 GB-ot és egyszerre tucatnyi számítógépet tud egymástól függetlenül kiszolgálni. Ha az egyes gépek adatterületei egymástól el vannak különítve, az egyik gép nem láthatja a másik gép adatterületét, azonban közös tárként is használható a lemeztömb hálózatba kötve és különböző típusú számítógépek vegyesen csatlakoztathatók hozzá.

A Raid sorozat fejlődése:⁴¹

- Raid 1 -- Mirror: tükrözés, azaz egyszerre két lemezre való írás. Olvasáskor gyorsítja az adatelérést, mert felváltva olvas a két lemezzel.
- Raid 2 -- Bit Striping REED-SOLOMON Error Correction: bitenként és az adathoz tartozó hibabitenként egy-egy lemezt használ (8 bites adathoz 5 hibabitet, 16 biteshez 6-ot és a 32 biteshez 7 hibabitet rendel).
- Raid 3 -- Bit Striping With Fixed Parity: a Raid 2-höz hasonlít, de csak egy paritásbitet használ. Eredménye hasonló a Raid 2-höz, de kevesebb lemezt igényel, mivel felhasználja a diszk hosszparitás ellenőrzését a hibadetektálásra. Főleg nagy adatblokkok használata esetén gazdaságos. Kis adatblokk írásakor lassúbb, mint egy önálló lemezegység.
- Raid 4 -- Sector Striping With Fixed Parity: a Raid 3-hoz hasonlít, de nem bitenként, hanem szektoronként osztja szét az adatokat a lemezek között.
- Raid 5 -- Sector Striping With Rotational Parity: mint a Raid 4, de a paritásszektor helye mindig más és más lemezre kerül. Ez kis adatblokkok írása esetén gazdaságos, míg a nagy adatblokkok írása katasztrofálisan lassú.
- Raid 6 -- Raid 4 With Cached Parity: ugyanolyan, mint a Raid 4, de nem kell kivárni a paritáslemez írását az adatblokk írásakor, mert az a cache-be kerül.
- Raid 7 -- Asynchronous Raid: az előzőektől eltérő filozófiát követ. Fizikailag a Raid 4-hez hasonlít, de az adatok és a hibakódok egymástól aszinkron módon kerülnek a cache-en keresztül a lemezekre. Ez a módszer a kis és nagy adatblokkok kezelésére egyaránt alkalmas, egy lemez felírási sebességénél minden esetben lényegesen gyorsabb.

A winchester array működését tovább gyorsítják 32-128 MB köztes memória beiktatásával, melyben a sűrűn kért adatok átmeneti tárolása történik (cache memory).

MCD

Magnetic Cartridge Drive. Elnevezésével ellentétben nem szalagos, hanem cserélhető lemezes eszközről van szó, melyet a Nomai jelentett be a napokban. Két változata ismeretes. Az MCD-I (Induktív) 5540 MB-os és MCD-M (Mágneses) 680 MB-os lemezekkel. Minden tekintetben versenytársa a

merevlemezeknek a 10 msec elérési idejével és 8.5 MB/sec adatátviteli sebességével. Árakról közlemény nem jelent meg.⁴⁸

DRAM, SRAM memória.

Ma már szinte minden számítógépben dinamikus RAM-okat alkalmaznak, azaz tetszőleges hozzáférésű (Random Access Memory) memóriákat. Az elnevezés onnan ered, hogy ennek a memóriának bármely része közvetlenül, azonos idő alatt, nagyon gyorsan lekérdezhető. Ezeknek az IC-nek a tartalmát folyamatosan fel kell frissíteni, különben néhány másodperc múlva minden adatot elvesztenének. Ha különösen gyors elérésű memóriára van szükség, pl. átmeneti tárolókban (cache), akkor statikus RAM-okat (SRAM) használnak, melyek kisebb tápáram esetén is megtartják a tartalmukat. Ezekből az eszközökből néhány évvel ezelőtt hard diskként használható memória blokkokat (Solid State Disk Memory) készítettek 32 MB-ig, de a merevlemezek szédületesen gyors fejlődése két év alatt kiszorította az SSDM-eket a piacról.

EPROM kártya.

EPROM Erasable Programmable Read Only Memory. Névjegykártya méretű félvezető réteggel fedett műanyag lap, melynek felületére egy speciális meghajtóban adatok rögzíthetők. Nagy feszültséggel generált elektronok, melyek kiáramlanak a kártya elektronhordozó rétegéből, egy Control Gate-nek nevezet réteg által vezérelve bizonyos pontokon összegyűlnek és megmaradnak egy Floating Gate-nek nevezet rétegben és itt statikus töltések formájában információt kódolnak. Előnye hogy rendkívül kicsi az írás-olvasás energiaigénye, az adatok fizikai behatásokra (pl. mágneses tér) nem vesznek el és az adatátviteli sebesség lényegesen nagyobb a floppy-énál. Mivel az EPROM kártyák nem tartalmaznak semmiféle mechanikus alkatrészt, felettebb érzéketlenek a környezeti hatásokkal szemben (pl. több száz g-s ütések is kibírnak). Hátrányt jelent viszont, hogy ma a flash tároló a legdrágább és legkisebb kapacitású eszköz. A kapacitása elméletileg elérheti a 64 Mbájtot (a PCMCIA - Personal Computer Memory Cards International Association, egy nemzetközi érdekszövetség szabványa szerint a 68 csatlakozó láb maximum 64 MB memória megcímezését és közvetlen elérését teszi lehetővé). Jelenleg azonban technológiai okoknál fogva a 4-8 Mbájtos kártyák jelentik a csúcst.¹⁴

A PCMCIA szabvány tulajdonképpen egy interfész szabványa, mely szabályozza az adatok áramlását 16 bit szélességben a 68 lábú csatlakozón keresztül. Röviddel a PCMCIA 1.0-s szabvány rögzítése után megjelent a 2.0-s verzió is, melynek három típusa van. Az I-es típus 3.3 mm vastag, elsősorban memóriabővítésként használható, kártyát takar. A II típusú kártyák 5 mm-esek, hogy rájuk férhessen az UV-EPROM egység kerámia háza is, így velük szinte valamennyi adatközvetítő adapter megvalósítható (fax/modem, hálózati kártyák, memóriamodul, stb.). A III típus 10.5 mm vastag és miniatűr merevlemez tartalmaz (jelenleg 250 MB a felső határ). A PCMCIA aljzat csatlakozó lábai különböző hosszúságúak. Az áramellátásért felelősek 5 milliméterrel hosszabbak a többinél, így ezek csúsznak ki utoljára abból és a kártyának van elég időtartaleka, hogy átkapcsoljon saját belső elemére. Ugyanis az adatok megőrzéséhez az EPROM kártyának áramellátásra van szüksége.³⁰

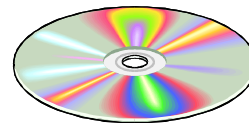
FLASH kártya.

A flash memória alapjául az EPROM technológia szolgál, ám a flash tároló IC-knek (Integrated Circuit - integrált áramkör, chip) nincs szükségük elektromos táplálásra, elem nélkül is megőrzik az információt, de természetesen elektronikusan újraírhatók. A bitenkénti egyetlen tranzisztor nagyobb tárolási sűrűséget tesz lehetővé, mint az EPROM kártyák esetében, ráadásul kisebb költség mellett. Jelenleg már kaphatók a 40 MB-os kártyák (Intel Series 2+).³⁵ Kedvező tulajdonságai között meg kell említeni a rendkívül gyors hozzáférési sebességet (0.15 ms véletlenszerű hozzáférés), óriási adatbeírási sebességet (85 MB/másodperc folyamatos írás, Series 2+), kis méretet. Néhány jelentős hátránya azonban nehezíti alkalmazását. Egy bájt beírása 10 mikroszekundumig tart, szemben az EPROM 100 nanoszekundumával (régebbi kb. 1 éves típusok). Tovább ront a helyzeten, hogy előbb törölni kell az egész kártyát (az újabb változatokban pedig egy 64 Kbájtos blokkot), ahhoz, hogy akár egyetlen bájtot átírassunk! Sajnos ezen a téren a jövőben sem várható sebességnövekedés a működési elvből fakadóan. A flash memória kártya mellett szól a nagy megbízhatósága: MTBF (Mean Time Between Failure - meghibásodások közti idő) több mint száz év, a rázkódással szembeni érzéketlensége, rendkívül alacsony áramfogyasztása és relatíve nagy

kapacitása.³¹ Ellene szól viszont borsos ára. Mindezen tulajdonságok leginkább hordozható számítógépekben való alkalmazást teszik lehetővé.

CD-ROM.

Compact Disk - Read Only Memory. A hangtechnikából ismert CD-vel azonos. A 8, 12, 20 vagy 30 cm átmérőjű 2 mm vastagságú polikarbonát lemez egyik rétegébe van az információ letörölhetetlenül beégetve kis lyukak formájában. A legkülönbözőbb CD formátumok léteznek: CD-DA ("mezei" digitális zene CD), CD-ROM, Kodak Photo CD (l. tovább), Karaoke CD (zene CD, azonban az énekes hangja "kikapcsolható" és szöveges információk kísérik a zenét), CD Video (6 perc VHS minőségű kép + 20 perc hang), CD-I (CD Interactive, számítógép vezérelt lejátszást tesz lehetővé, 72 percnyi VHS minőségű filmet tartalmaz), CD-I Ready (a CD-I-től eltérően zenét tartalmaz, mely lejátszása vezérelhető), CD-DV (digitális video CD, 70 perc MPEG-1 vagy MPEG-2 szerint tömörített kép), CD-XA (képet, hangot, adatot egyszerre egymás mellett egy sávban tárol), CD-R (CD Recordable "írható" CD), DVD (magas kapacitású max. 18 GB CD-ROM).



Az egyes meghajtók többféle CD formátumot is képesek olvasni amint az alábbi táblázatból kitűnik:

Meghajtó típus	Lejátszható CD formátum							
	CD-A	CD-ROM	Photo-CD	Karaoke	Video CD	CD-I	CD-DV	CD-XA
CD-A	●							
CD-ROM	●	●	●	●	●	●	●	
CD-XA	●	●	●	●	●	●	●	●
Photo CD	●		●					
Video CD	●			●	●			
CD-DV	●		●	●	●	●	●	
CD-I	●		●			●		

Táblázat 5. A különböző CD-ROM formátumok közti kompatibilitás.

Minthogy az egymás mellett haladó spirális adatpályák közötti távolság mindössze 1.6 mikron - oriai az adatűrűség. Az adatok kiolvasása kis teljesítményű gallium-arszenid lézer sugár segítségével történik, mely visszaverődik a sima felületről és szóródik a lyuk pereméről. Az információt a lézersugár a lemez közepétől kifelé haladva tapogatja le. Az adatok CLV módban vannak rögzítve. Az olvasó fej lineáris sebessége 1.4 méter/secundum! A lemez fordulatszáma belső pálya olvasásnál 568 fordulat/perc, külső pálya esetén - 228 fordulat/perc. Egy CD-ROM átlagos információ sűrűsége 101 KB/mm. Egy lyuk (PIT) hozzávetőleg 0.5 mikron széles, mélysége 0.11 mikron és a hosszúsága 0.833-3.056 mikron között változik. A PIT-eket egyszerre három párhuzamos lézersugár érzékeli (3 beam push pull tracking). A lézerfény hullámhossza 780 nm, a sugárnyaláb átmérője - a hordozó polikarbonátba (törésmutatója $n=1.46$) való belépéskor 0.8 mm - az információs rétegen keletkező foltméret kb. 1.7 mikron. A 0.8 mm-es beeső nyalábátmérő azt eredményezi, hogy a 0.5 mm-nél nem szélesebb mechanikai sérülés vagy porszem nem okoz hibás olvasást.³⁸

A mintegy 1 mW teljesítményű lézerdiódból származó koherens (állandó hullámhosszúságú, stabil azonos fázisállapotú) fény a tárolóréteg pitek közti sima felületről (land) visszaverődik, ez jelenti a digitális "1"-est. Miután a nyaláb elérte a pítet a visszaverődés a pit méretei és formája miatt 180°-os fáziseltolással történik, a teljes interferencia a beeső fény egy részét kioltja és így a visszavert fény intenzitása jelentősen csökken, min. a beeső fény 70%-a alá, ez a digitális "0" jel. A logikai szintek megbízható detektálásához

stabilan kell tartani a lézer fényenergiáját. Amennyiben a fej letérne a mindössze fél mikron szelességű pályáról, úgy a három nyalábból valamelyik oldalsó lézersugár nagyobb intenzitással verődik vissza, amit fotodiódák érzékelnek és az elektronika módosítja az olvasó fej helyzetét.

A három sugárnyaláb egyetlen diódából származik egy diffrakció elvén működő úgynevezett optikai osztó rács segítségével. Mivel a lézerdiódából származó nyaláb divergál azt előbb kollimátor lencsével párhuzamosítják. A beeső és visszatérő nyalábok merőlegesen esnek a CD felületére, azaz együtt futnak, így a kiértékeléshez szét kell őket választani egy prizmával, mely a visszaverődő sugarat 90°-al eltéríti. A visszatérő jelet egy fotodetektor csoportra vezetik, melyek jele egyrészt vezérli az olvasó sugarakat pozicionáló szervorendszert és aktuátort (elektromágneses vezérlésű lencse), másrészt szolgáltatja a digitális információt. Az objektív lencse távolsága a CD felületétől kb. 2 mm. A technika finomságára jellemző, hogy a biztonságos olvasás érdekében a sugárnyalábot ± 0.1 mikron pontossággal kell fókuszálni a CD felületére, miközben az 1.4 m/s vagy ennek 2x, 4x, 6x-szorosával pörög és a deformációk miatt akár 1.000.000 mikront azaz 1 mm-t is kilenghet!

A lemez lineáris adatsűrűsége 43 KB/inch, felületi sűrűsége 683 MB/inch.^{3,27} A legfrissebb hír amit a CD formátumok közti "háborúról" közöltek: a San Joséban tartott fejlesztői világkonferencián jelentették be, hogy az Apple, a Compaq, a HP, az IBM és a Microsoft érdekvédelmi csoportot (TWG = Technology Workgroup) hoztak létre és megállapodtak arról, hogy egy közös nagy kapacitású CD-formátumot fognak támogatni, amit mind a szórakoztató elektronika (hang, TV, video), mind a számítástechnikában használni kívánnak.⁴⁷ Ez a közös formátum feltehetően elejét veszi a további versengésnek a Sony és Philips "MultiMedia Compact Disk" vagy más néven HDCD (High Density CD) és a Toshiba "Super Density" (DVD) formátuma közt és végre elkezdődhet a kidolgozása egy egységes CD-formátumnak, mely a meglévőekkel lefelé kompatibilis. A jövő optikai lemezeit 5 és 17 GB közötti méretben fogják gyártani ez év közepétől.³⁶

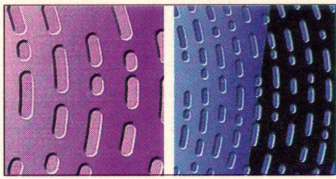
A kutatók egyik fő fejlesztési iránya a lemezek kapacitásának növelése a lemez felületének jobb kihasználásával, a nagy jelsűrűség elérésével. Ennek előfeltétele a PIT méretének jelentős csökkenése. A manapság forgalomban lévő legtöbb optikai drive 780 nm hullámhosszú félvezető lézert használ a lemez letapogatására. A PIT méretcsökkentést rövidebb hullámhosszú lézerek alkalmazásával lehet elérni. Ha a 780 nm-es lézert kékeszöld félvezetőlézerekkel vagy második harmonikust előállító (Second Harmonic Generation - SHG) 420-530 nm-es lézerekkel helyettesítenénk, melyek kisebb pontra fókuszálhatók, akkor a jelsűrűséget a tízszeresére növelnénk! A másik fejlődési irány a kétoldalas CD-ROM vagy az egyoldalas, de két információs réteget tartalmazó CD-ROM kutatás. Az előző egy új önálló meghajtót jelent, az utóbbi a korábbi lemezekkel kompatibilis drive-ot fog eredményezni.

A közeljövőben jelennek meg a DVD (Digital Versatile Disk = digitális sokoldalú és nem Video lemez) lemezek. Mivel úgy tűnik, hogy a DVD lesz 2-3 év múlva az uralkodó szabvány a szórakoztató elektronikától kezdve a számítástechnikáig röviden ismertetném ezt a már elfogadott és már piac kész, de még megjelenésre váró lemezt. A megjelenést nem technológiai vagy szabványügyi problémák késleltetik, hanem a tartalom-szolgáltató cégek (zene és film gyártók) és kiadók félelme, hogy az adás minőségű kép és hang anyag illegális másolását lehetetlen lesz kordában tartani.¹¹⁵

DVD szabvány	Felépítés	Kapacitás
DVD5	Csak lejátszható, egyrétegű	4.7 GB = 133 perc
DVD9	Csak lejátszható, kétrétegű	8.5 GB = 240 perc
DVD10	Csak lejátszható, egyrétegű, kétoldalas	9.4 GB = 266 perc
DVD18	Csak lejátszható, kétrétegű, kétoldalas	17 GB = 481 perc
DVD-R	Egyszer írható, kétoldalas	7.6 GB = 215 perc
DVD-ROM	Fázisváltás elvén többször írható, kétoldalas	5.2 GB = 147 perc

A DVD hat különböző szabványra épülő lemezt jelent a felhasználási területtől függően. Tartalmazhat MPEG-1 és MPEG-2 szabvány szerint tömörített (max. 720x480 képpont, 60 félkép/másodperc, true color, egyetlen videocsatorna) mesterszalag minőségű mozgó képanyagot. Ezzel egyidőben 8 párhuzamos hangcsatornát (pl. különböző nyelvű szinkront) és 32 párhuzamos grafikus csatornát tartalmazhat (max. 720x480 pixel, négy szín), melyeken pl. 32 nyelven elkészített feliratok, stáblisták vagy menü-k tárolhatók. A film max 999 alszegmensre bontható és ezen részletek lejátszási sorrendje interaktíve tetszés szerint módosítható menüből. A lejátszott képarány változtatható lesz. A szélesvásznú filmek képaránya (szélesség/magasság) 1.85, a régi TV-ké - 1.33, a HDTV-jé - 1.78. A DVD filmek képkockái úgynevezett "a figyelem középpontja" információt is tartalmazhatnak, ami a hagyományos TV-ken a kép jobbra-balra észrevétlen görgetését vezérelné.

A hangcsatornák a CD hang minőségét meghaladó MPEG-2 és a térhatású Dolby AC-3 sztereo ProLogic szerint kerülnek rögzítésre, ami 48 KHz-es mintavételezést jelent 24 biten, ráadásul az AC-3 hat hangcsatornát használ (elülső jobb és bal, hátsó jobb és bal, középső és egy alacsonyfrekvenciás effektus csatornát) szemben a CD 44.1 KHz és 16 bit kettő csatornáival.



A DVD lemez sávjai fele olyan szélesek (0.74 mikrométer) és a PIT mérete is kisebb, az olvasást rövidebb hullámhosszú (635 vagy 650 nanométeres) látható vörös színű lézer végzi. Az olvasó képes lesz olvasni a mai gyárilag készített CD-ROM-okat, de az egyedileg írottakat nem, mivel ez a fajta festék nem veri jól vissza a DVD lézert. Az otthoni lejátszó várhatóan 700-900 USD-be, a számítógépbe építhető lejátszó 500-700 USD-be fog kerülni. A DVD-író meghajtókat 1998-ra ígérik, áruk több tízezer USD lesz.

Az új nagykapacitású DVD bevezetésére a filmgyártók ugrásra készen várnak. Hiszen ezen médiumra akár 481 perc S-VHS minőségű videó és szinkronban 8 különböző (pl. nyelvű) CD minőségű hangcsatorna rögzíthető. A technika népszerűsítése érdekében a kiadók 20-30 dolláros DVD film lemezeket ígérnek (az összehasonlíthatatlanul jobb minőséget tényleges olcsóbb előállítani: egy VHS kazettás film 2 USD-be, egy DVD kb. 80 centbe kerül¹¹⁶).

WORM.

Write Once Read Many angol szavak rövidítése. Egyszer írható és tetszőlegesen sokszor olvasható optikai lemez. Ezekre a lemezekre is kétféle eljárással lehet felvinni az adatokat. A buborékgerjesztési módszer lényege, hogy a lemez műanyagába ágyazott fémréteg erős lézersugár hatására "felforr" és buborékokat képezve lehül. Olvasáskor egy kevésbé intenzív lézersugárnak a buborékokon való szóródása adja vissza az információt. A másik eljárás során lyukakat égetnek a fényvisszaverő réteget fedő rétegbe. Az olvasó sugár a fényvédő rétegben elnyelődik, ahol viszont lyuk van beleégetve ott intenzíven reflektálódik. A gyárilag formázott lemezek mind a két oldalára írhatunk, ez azonban ennek a berendezésnek a nagy hátránya is. Így ugyanis nem használhatjuk ki egyszerre a teljes lemezkapacitást, hanem időnként meg kell fordítanunk a lemezt a meghajtóban.^{1,6,22,32}

CD-R.

CD Recordable. Az adatrögzítés valamennyi fent felsorolt CD formátum szerint történhet. Az adatrögzítés és törlés folyamatai tisztán optikai úton történnek. A jelenlegi legjobb megoldás a szerves anyagból készült információátoló réteg alkalmazása. Rögzítésnél a 4-8 mW energiájú lézer kb. 250° Celsius-ra melegíti az információs réteget, mely egy "pit-nyi" ponton megolvad és "zsugorodik" és matt lesz. Az olvasó sugár energiája kevesebb 0.7 mW-nál. A lemez elején található egy tartalomjegyzék, mely un. Multi-Session, azaz részletekben többször írható CD-R esetében nyilvántartja a később felvett adatok tartalomjegyzékeinek helyét is. Egy CD-R-re 74 perc zene vagy 650 MB adat rögzíthető. Ma már a CD-ROM olvasókhoz hasonlóan 2x, 4x illetve 6x-ros sebességű CD írók is kaphatók.

ROD, EOD.

Rewritable vagy Eraseable Optical Disk. Újraírható vagy törölhető optikai lemez. Az adatrögzítés valamennyi fent felsorolt CD formátum szerint történhet. Az adatrögzítés és törlés folyamatai tisztán optikai úton történnek. Az optikai lemez műanyag alaprétegére egy fényvisszaverő 0.2 mikron vastagságú

aranyréteg kerül. Föléje két szilícium-dioxid lap között elhelyeztet "aktív réteg" kerül, mely germánium, antimon és tellúr vegyülete 0.04 mm vastagságban. Kiindulásnál az "aktív réteg" atomjai rendezett kristályos rácsban helyezkednek el. Ilyenkor a lézerefény akadálytalanul hatol át rajta a reflektáló rétegegig és vissza, ami a logikai 0-nak felel meg. Az adatrögzítésnél egy nagy erejű lézersugár (11 mW) megolvastja kis ponton az "aktív réteg"-et, mely az impulzus megszűnte után villámgyorsan lehül (a szilícium-dioxid réteg vezeti el a hőt). A réteg ilyenkor rendezetlen, amorf alakban szilárdul meg és erősen szórja a ráeső gyenge (max. 0.7 mW) olvasó lézersugarat. Mivel a reflexió a töredékére csökken, a fotocellák ezt logikai 1-nek értelmezik majd. A törlést egy középerejű (4 mW) sugár végzi, mely csak felmelegíti az "aktív réteg"-et és az felveszi eredeti kristályos szerkezetét. Az optikai fej, a MOD-hoz hasonlóan, elég nehéz, így lassú is. Ezért az optikai lemezek átlagos hozzáférési ideje 90 ms.^{2,7,20,21}

MOD.



Magneto-Optical Disk. Újraírható magneto-optikai lemez. A lemez műanyagába van ágyazva egy viszonylag alacsony (160^o Celsius) olvadáspontú különleges ötvözetréteg. Íráskor egy nagy erejű lézersugár egy kis ponton ezt a réteget megolvastja és a gerjesztett külső mágneses tér megfordítja e pontban a fénoxid részecskék mágneses pólusát. Kiolvasáskor gyenge lézerefény polarizációs síkja vagy jobbra vagy balra fordul az ötvözet mágneses polarizáltságától függően. Tehát az adatrögzítés mágneses elven, az olvasás optikai elven történik. A magneto-optikai eljárás hátránya, hogy az író-olvasó fej rendkívül bonyolult, drága és ráadásul nehéz is, ezért a tehetetlensége nagy, a pozicionálása lassú. További hátrány, hogy két lépcsőben kell írni, először törlésre, majd írásra van szükség. Egyes közlések szerint a levegőben lévő mikropor szemcséi ráakadva a MO lemez felületére és ott elnyelve a gyengébb kiolvasó lézer sugarat, nem kívánatos pontszerű hőkeletkezést okozhatnak, mely olvadásig melegítheti fel az adathordozó réteget, ezzel törölve az adatokat. Ha ez íráskor történik, akkor már eleve hamis adatok kerülnek rögzítésre. Ez ellen speciális légszűrőkkel lehet védekezni.²⁰

Floptical disk.

Külső megjelenése megfelel a 3.5" floppy lemezének, ám a floptikai lemezek 21 MB adatot tudnak rögzíteni. A lemez szabványát a Floptical Technologies Association (FTA) rögzítette. Bár a rögzítés elve a floppy-ékkal azonos - mágneses, az optikai pozicionálás rendkívül precíz sávkövetést valósít meg. Így a floppy 135 sáv/inch sávsűrűségéhez képest, a floptikai lemezek 1245 tpi-sek (tpi - track per inch). Mivel a lemez dupla sebességgel forog az adathordozót bárium-ferrit réteggel vonják be, hogy kibírja a rezgéseket. A meghajtónak egy a hagyományos hajlékony lemezek kezelésére és egy opto-mágneses író-olvasó fej van a 21 MB lemezek részére. Ez utóbbi lemezeket VHD (Very High Density) rövidítéssel illetik.

A VHD lemezeket előre formázva hozzák forgalomba, egy-egy formázás ugyanis 40 percig tart. A formázás az optikai pozicionálást segítő útmutatókat hozza létre a lemezen lézeres maratással. Tehát a formázás és a pozicionálás optikai folyamatok, az írás és olvasás pedig mágnes elven működnek! A legfrissebb hírek szerint hamarosan bemutatják a 40, illetve 120 MB-s lemezeket is.

Iomega MOD

A ZIP-technológiára épülő 100 MB tároló kapacitású, leginkább egyszerű 3.5" floppyra hasonlító, attól néhány milliméterrel vastagabb mágnes merevlemez. A merevlemezével összemérhető hozzáférési időkkkel (29 ms), de relatíve alacsony adatátviteli sebességgel (800 KB/sec). Jelenleg 25, 100 és 1021 MB mágneslemez kaphatók.³⁶

Optikai szalag.

A 12" széles WORM típusú szalagra 1 Tera Byte!!! információ rögzíthető. Az adatmegőrzés biztonsága irodai környezetben 30 év. Adatátviteli sebesség 3.0 MB/sec. Sajnos jelenleg automata szalag cserére nincs lehetőség, ami jelentős hátrány.

Foto-YCC-System.

Az amatőr fényképészet világában 1992-ben a Kodak által létrehozott eljárás. A kisfilm negatívját nagy felbontásban, négyzetmilliméterenként 80x80 képpontban (a 24x36 mm-es felületre 5.5 millió pixel jut), ezek RGB színkomponenseit, amennyiben a negatív színes, pedig pontonként 3x8 bittel leírva, egy egyszerű audio-CD-re rögzíti. A CD lemez egyszerűítható WORM típus. A rendszer viszonylag olcsó. Az YCC adatokat minden nehézség nélkül átszámolhatjuk RGB koordinátákba, amelyekre az additív színkeverésen alapuló képernyők vezérlésekor van szükség. A rendszer képes NTSC, PAL, SECAM jelek előállítására, éppúgy, mint a jövő televíziójának a HDTV jeleinek előállítására.^{4,10,15}

Holografikus tárolómédium.

Az eljárás annyira új, hogy még nem született meg a hivatalos elnevezése. A Kaliforniai Irvine Egyetem kutatói egy, a holográfia elvén alapuló, kockacukor méretű adattárolási eszközt fejlesztettek ki, mely 160 Gigabájt információt képes tárolni. A prototípus működési elve a következő. Az adatokat ponttérképpé alakítják, ahhoz hasonlóan, ahogyan a monitor képe pontokból épül fel. Egy koherens lézer sugarat féligáteresztő tükör segítségével két részre osztanak. Az egyik felét áteresztik a ponttérképet tartalmazó LCD-n (Liquid Crystal Display - folyadékkristályos megjelenítő) keresztül és így a fény amplitúdója (a megléte vagy sem) kódolja az információt. A sugár másik fele az úgynevezett referencia sugár, melyet változatlanul hagynak. A tárolómédium egy kocka cukor nagyságú kristálytároló, mely sok millió vékony kristály pálcikából áll. Ezek a fotorefraktív kristályok litium-niobat vegyületből állnak és lézersugár hatására megváltozik a fénytörési mutatójuk. A sugárnyaláb azon részét, mely, az adatokat kódoló pontmátrixot leképezte, a kristály rács megfelelő helyén összekeverik a konstans, de a terjedési útvonal hosszkülönbségéből adódóan, fázis eltolt referencia nyalábbal. A két azonos frekvenciájú sugár interferencia-mintázatot hoz létre a kristályban, megváltoztatva a pálcikák fénytörési mutatóit. Az adatok kiolvasásánál a kristály rács adott pontjára rábocsátják a referencia sugár nyalábot, mely megtörve a kristály rácson visszaalakul az eredeti információt hordozó sugárrá. Az optikai mátrix, azaz a bitminta, sötét és világos pontjai újra elektromos energiává alakíthatók fotótranszisztorok milliói segítségével (CCD - Charge Coupled Devices). Minden kristály pálcikához tartozik egy darab fotótranszisztor. Ezek töltését pedig visszaalakítják logikai 1-sek és 0-k sorozatává. Az eljárás előnye, hogy nagyon nagy mennyiségű információ tárolására alkalmas, amellett, hogy rendkívül gyors az adatátviteli sebesség. Hiszen nem egyes adatokat tárolunk egymás után, hanem adat blokkokat egyszerre. Az anyagi vonatkozásokról nincsenek hivatalos adatok, mivel a szériagyártásról egy ideig még nincs szó.

Optex lemez.

1994 augusztusában fejlesztette ki a marylandi Optex Communications cég azt az elektron befogás elvén működő adathordozó réteget, amely egy CD lemez tároló kapacitását 14 Gigabyte-ra növeli. Az elemi művelet során a lemezre felvitt anyagban lévő eurórium-ionokat gerjesztik kék lézerefénnyel. A magasabb és egyben instabil energiaállapotba került elektron úgy jut stabilabb, alacsonyabb energiájú állapotba, hogy átugrik a egy szamárium-ion egyik elektronhéjára, egy foton kisugárzásával. Ha ezután nem éri fény az anyagot, akkor ez az elektron - és az ily módon tárolt adat - akár hónapokig is megmarad a "vendéglátó" atom elektronhéján. Az információ kiolvasásához egyszerűen infravörös fénnel kell az atomot megvilágítani, gerjesztve ezzel az elektront. Az instabil magas energia állapotba került elektron "visszaugrik" az eurórium-ionra, miközben vörös foton bocsát ki. A gyakorlatban természetesen több ezer atom képvisel egyetlen bitet. Az 1-est vagy a 0-át a visszasugárzott fény intenzitása kódolja. A termék tesztelése még évekig eltarthat, de mindenképpen kecsegtető eredményt ígér.³⁷

A jövő?

A kutatók már dolgoznak azokon a tárolóeszközökön, amelyek atomikus szintű információ írást-olvasást tennének lehetővé. Harald Fuchs és Thomas Schimmel német fizikusok pl. egy 100.000 nagyobb felületi adatsűrűséget eredményező elektronikus eszközt dolgoztak ki.³⁸ Természetesen a műhely titkok nem kerülnek napvilágra, nem tudhatjuk milyen irányban, de biztosak lehetünk abban, hogy még az ezredforduló előtt óriási áttörés fog bekövetkezni az adattárolás technikájában.

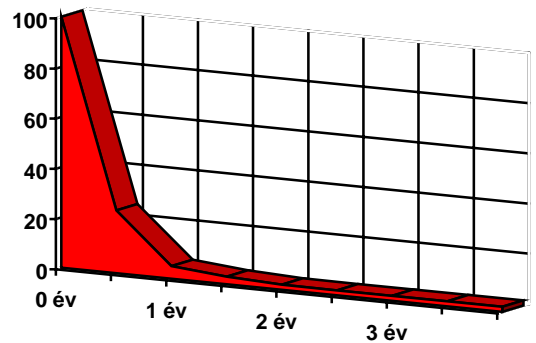
Azonban maradjunk a realitásoknál.



RIS, PACS lehetséges felépítése

A radiológiai intézetek jövőbeli képarchiváló rendszeréről szeretnék néhány gondolatot kifejtteni.

Amint azt a kiterjedt felmérések bizonyítják a radiológiában keletkezett és learchivált képek (nem leletek!) visszakeresési igénye gyors ütemben csökken az idő múlásával és például 1 év múlva 5% alá esik⁴⁶. A betegek döntő többsége egy adott betegség kapcsán időben viszonylag szűk tartományban jelentkezik a gyógyintézetekben, amit esetleg több éves szünet is követhet. Természetesen a PACS bevezetésével a visszakeresési igény növekedni fog. Hiszen ma a radiológus sokszor eleve meg sem próbálja visszakeresíteni a szükséges régebbi felvételeket - „Kár az időért és fáradságért” - hisz úgy sem lesz meg. A tudományos feldolgozás igénye pedig a technikai lehetőségek birtokában fog igazán kivirágozni.



Mindezt azért tartom fontosnak részletezni, mivel a PACS gyártók egy része azzal igyekszik elkápráztatni a radiológusokat, hogy az ő rendszerében bármely kép 10-20 másodperc alatt kikereshető. Ez technikailag könnyedén megvalósítható, de szakmailag szükségtelen és hatalmas költségnövekedést eredményez.

Ábra A learchivált képek visszakeresésének igénye az idő függvényében.

A számítógépes rendszer tökéletesen el tudná látni a feladatát például a következő képen: amint a beteg megfordul a radiológiai osztályon, azaz összefut a RIS-el (Radiologic Information System), felveszik az adatait és kinyomtatják a névre szóló, vonalkódos tartalmú, öntapadós matricáit - a rendszer automatikusan ellenőrzi az adatbázisában, hogy vajon korábban megfordult-e az adott helyen a beteg. Ha igen akkor letölti az előző kórlapjait, képeit, labor eredményeit a különböző adathordozókról egy központi gépre. Mindez időben véget ér mielőtt a beteget egyáltalán megvizsgáljuk (a hasonlóan felépített rendszerek esetében¹¹⁴ ez az idő kb. három perc). A vizsgálatot követően a radiológus egy gombnyomásra elővarázsolhatja az előkészített információkat. A friss képek és leletek a soron következő hordozóra lennének elmentve.

A képarchívumnak mindenképpen automata szerkezetnek kell lennie, mely a lokális hálózatra (LAN = Local Area Network) kapcsolt gépek mindegyike számára hozzáférhető. Az automatában több meghajtónak kell lennie, egyrészt az aktuális kazetta kezelésére, másrészt terminálok különböző igényeinek kielégítésére. Itt a teljes archiváltság és az olcsóság a fő szempontok. Tehát alapvetően vagy 8mm-es helical scan típusú tárolóra, vagy optikai lemezre épülhet. Ezek egységkénti kapacitása elegendően nagy: (650 MB CD-ROM, 10 MB 8mm-es helical scan), ezért a 10 éves adatkompresszió nélküli 8 Terrabájtos osztályos igényt 1200 darab lemez vagy 800 db kazetta kielégítheti. Átmenetileg (1-2 évig) a képek a gyors hozzáférést biztosító, újrahasznosítható, de relatíve drága MOD lemezekre tárolhatók. Ezek után automatikusan át lennének másolva 8mm-es kazettákra és a felszabaduló MO lemezek ismét vissza kerülnének a körforgásba. Az elmélet kissé sántikál, mivel a tároló eszközök gyors fejlődése előrevetíti, hogy 2-3 év múlva a jelenleg legkorszerűbb médiumok is teljesen elavulttá válnak, azaz visszaforgatásukra nem fog sor kerülni. Ebből egyenesen következik, hogy erre nem kell törekednünk, inkább egyszer irható, de már ma is olcsó megoldásokat preferáljunk.

A napi munkához, leletezéshez gyors hozzáférésű, központi gépre telepített, 2-4 Gigabájtos merevlemezre van szükség, vagy winchester array-re. (Londonban a Hammersmith kórházban erre a célra 40 GB array-t használnak, ahol a teljes képanyag a leletezésig megtalálható 1:2 reverzibilisen komprimálva¹¹⁴). A termináloknak rendelkezniük kell 100-500 Mbájtos merevlemezrel, hogy a szerverről és központi automata-váltóról lekért képeket le tudják a leletezés idejére tárolni. A monitorról megleletezett képek a lelet szövegével együtt automatikusan rákerülnének a soron következő kazettára, lemezre. A munkanap végeztével a szerver merevlemeze letörölhető. Az átmeneti tárolást azért érdemes központi, minden munkaállomás számára hozzáférhető, gépen megoldani, mert így a leletezés bármely ponton kezdeményezhető és nem csak az adott vizsgálatra kijelölt munkahelyen, pontosabban nem igényel felesleges képtovábbítást.

A fent említett CD-ROM fejlesztések azonban megkérdőjelezhetik néhány éven belül a MOD vagy helical scan kazetták létjogosultságát.

Figyelembe kell azonban vennünk, hogy az igény messze túl van méretezve, az eszközök kapacitása ugrásszerűen növekszik, a képeket elégséges szelektíve tárolni, a kötelező képmegőrzés csupán öt év, a tudományos archívum nem igényel külön tároló kapacitást és léteznek már valós idejű adatkompressziós eljárások, melyek teljesen észrevétlenül a háttérben működnek. Ekkor egyértelművé válik, hogy a kapacitás 20-30%-ka is több mint elegendő. Ami viszont azt jelenti, hogy egy automata váltó, mely 100 adathordozót képes kezelni, 5 évre ki tudja elégíteni egy nagy forgalmú radiológiai osztály tárigényét! Öt év elteltével pedig egészen más perspektívából fogunk beruházni a következő öt évre!



A képi adatbázis kezelése magas követelményeket állít a számítógépes hálózattal szemben is. Nagyon fontos megkövetelnünk a hálózatba kötött készülékeknél szabvány adatcserélő felület (interface) jelenlétét. Ezt ma a nemzetközileg elfogadott DICOM-3 protokoll testesíti meg és biztosítja azt, hogy a diagnosztikus berendezéseink kommunikálni tudjanak egymással, azaz kompatibilisek legyenek. Így elkerülhetővé válnak az inkompatibilitási problémák a különböző gyártók termékei között és szükségtelenné válnak a nagyon költséges megoldások, amikor különböző illesztő programok segítségével kényszerülünk a diagnosztikus eszközeinket hálózatba integrálni.⁹⁹

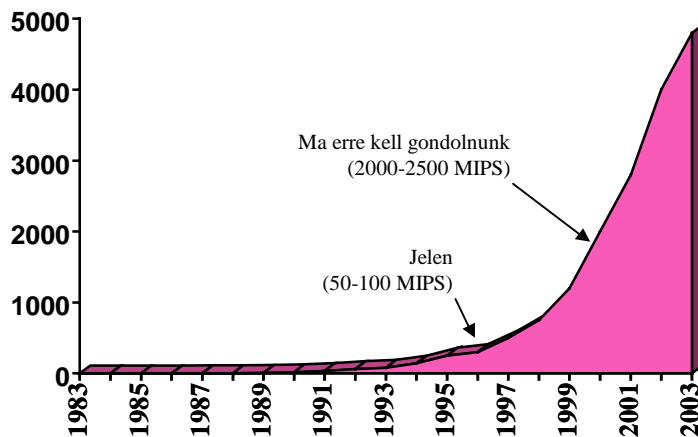
A megfelelő technikai eszközök alkalmazásával megegyező fontosságú a munkafolyamatot szabályozó program felépítése, felhasználó barátsága, ezen áll vagy bukik egy tökéletes rendszer használhatósága (beteg adat, kép, lelet, hangfelvétel, automatikus mentések, vírusellenőrzés, jogosultságok menedzselése stb.)

A tapasztalatok azt mutatják, hogy megváltozik a PACS rendszerekkel felszerelt osztályok munkamenete: nincsenek elfekvő vizsgálatok, a leletezés gyakorlatilag azonnal követi a vizsgálatot, a klinikusok kb. 10-15%-kal ritkábban igénylik a radiológus konzultációját⁹⁶ és ennek ellenére gyorsabban döntenek, így a betegek átlagos bennfekvési ideje jelentősen lerövidül⁹⁷, akár 20-30%-kal is!¹⁰⁵ A PACS bevezetése tehát gazdaságilag is megtérül a filmes munka költségeinek eliminálásával és a betegek bennfekvési idejének jelentős lerövidülése által.¹⁰²

A megvalósítás legkomolyabb akadálya az egészségügy szűkös anyagi háttere. Hiszen ma már pontosan tudni lehet, hogy adott helyen az adott feladat ellátására milyen típusú eszközökre lenne szükség. A teljesen digitális PACS rendszer beruházási költsége tízmillió forint nagyságrendű és ehhez hozzáadódik a digitális képeket készítő rtg készülékek ára. Számomra is világos, hogy a jelen gazdasági helyzetben ez nem

járható út hazánk összes diagnosztikus intézménye számára, de a jövő mindenképpen ez, és előbb-utóbb igény lesz egy ilyen rendszer telepítésére és tesztelésére.

A számítástechnika fejlődési üteme 2-3 évente elavulttá teszi a beruházásainkat. Ez persze nem azt jelenti, hogy meg kell várunk ameddig ez a folyamat lelassul (úgy tűnik az elkövetkező 20 év be van biztosítva), hanem azt, hogy ma a tervezés során a három év



Ábra ... A processzorok teljesítményének növekedése (MIPS = Million Instruction Per Second).

múlva szokványos adatforgalomra, a holnapi kivitelezésnél a közeljövő kihívásaira kell felkészülnünk. Különben eleve elavult rendszer bevezetésén fogunk fáradozni.

Amennyiben a prognózisok helyénvalók és a számítástechnikai ipar fejlődése megtartja jelenlegi ütemét, akkor 2000-ben egy nagyteljesítményű számítógép 10,000,000,000 műveletet lesz képes végrehajtani másodpercenként, 4 GB memóriával és 100 GB merevlemezzel fog rendelkezni.

A hardver fejlődés kényszerítette a szoftver fejlesztőket először a grafikus felületű programok fejlesztésére, majd mind több funkció (levelezés, fax, számvitel, zene és videó rögzítés, karakter felismerés, kérdőív feldolgozás, stb) integrálására. Párhuzamosan több cég fejlesztései irányulnak a beszélt nyelv felismerésére.^{105,108} A tagolt beszédet megkövetelő kissé lassú IBM-féle rendszertől, a gyakorlatban is jól hasznosítható folyamatos beszéd felismerésére képes Philips rendszertől, amely találati pontossága egy kezdeti 3-4 órás betanítási időszak után eléri a 95%. Elhangzanak ugyan aggodalmak azzal kapcsolatban, hogy mi van a maradék 5%-al, hiszen a hibás felismerés a beteg életébe is kerülhet. De hát kivel ne fordult még elő hogy félreértette a szavait az asszisztensnő? Természetesen továbbra is az orvos kötelessége marad, hogy aláírás előtt elolvassa a leletet. A jogi vitákat megelőzendő még az sem tűnik abszurdnak, hogy a hangfelvételt magát, felbontásában korlátozva és tömörítve, a képpel együtt tároljunk. Rövidesen szóban fogjuk irányítani a számítógépeket és a radiológus a leletet nem tollba, hanem számítógépbe mondja majd. Sőt a hatalmas számítási igényű feladat a kézírás felismerése is kezdeti formában, de megoldódni látszik. A következő lépést talán a globális kommunikáció és a természetes programozási nyelvek jelenthetik.

Az abszolút idealizált jövő talán az, hogy majd otthon, vagy autóban, vagy a tóparton ülve fognak dolgozni a radiológusok és a magasan kvalifikált szakasszisztensek által készített standardizált felvételek, a betegre vonatkozó minden egyéb információval együtt, GSM rádió telefon hullámokon fognak megérkezni a számítógépek képernyőjére a különböző kórházakból. A kész leletek pedig visszakerülnek a kiértékelést kezdeményező kollégákhoz.

A digitális képek diagnosztikus értéke.

Az elkövetkezendő részben az irodalomban napvilágot látott kutatási eredmények alapján megkísérlem egybevetni a digitális és hagyományos képek diagnosztikus értékét és használhatóságát a mindennapi gyakorlatban.

Az alábbi témákra szeretnék röviden kitérni:

1. szükséges és elégséges képfelbontás és képmélység, térbeli felbontás
2. diagnosztikus érték csökkenést nem okozó képtömörítés mértéke
3. ROC (Receiver Operator Characteristic) és a FCM (Forced Choice Method) statisztikai vizsgálatok metodikája
4. az esetösszetétel hatása a diagnosztikus értéket összehasonlító vizsgálatok eredményére
5. hagyományos film-fólia, nagyítós, mammográfia, xeroradiográfia, AMBER, digitális lumineszcens radiográfia (DLR) és digitális fotonstimulálható foszforos kazettával készült felvételek diagnosztikus értékének összehasonlítása (mammográfia, mellkasfal, pleura elváltozásai, intersticiális tüdőbetegség, tumor, mediastinum, csonttörések, csontszerkezet, kiválasztós urográfia kapcsán)
6. a hagyományos és a monitorról leletezett digitális képek kiértékelésének időigénye
7. a radiológusok képelemző sebessége, képváltási frekvencia
8. a röntgen film scannerrel vagy CCD kamerával digitalizált filmek diagnosztikus értéke
9. a digitalizált felvétel diagnosztikus értékének összehasonlítása monitorról vagy laser kamerával exponált filmről történő kiértékelése során az eredeti filmmel
10. a kép jel/zaj viszonyának romlása a digitális radiográfiában a sugárdózis csökkentés hatására
11. dual-energy és single energy digitális radiológia értéke mellkas felvételek esetében
12. környezeti fényviszonyok nézőszekrényes és monitoros leletezés során
13. telefonvonalas, optikai kábeles vagy műholdas képtovábbítás
14. a pozitív és negatívba fordított digitális képek értékelése
15. a postprocessing hatása a diagnosztikus folyamatra (kontraszt, ablakozás, élkiemelés, szubsztrakció, stb.)
16. alakfelismerő szoftverek

Az irodalom feldolgozása során szembevető volt, hogy az 1986 és 1992 között megjelent cikkek döntően szkeptikusan tekintenek a digitális radiológia eszköztárára, jobbik esetben egyenértékűnek találták a digitális és hagyományos képek diagnosztikus értékét. Az 1992 után megjelent anyagok szinte kivétel nélkül jobbnak értékelik a digitális képalkotást a hagyományoshoz képest. Ez magyarázható részben egy szemléletváltással is, elsősorban azonban a digitális képalkotás, tárolás és megjelenítés eszköztárának rendkívül gyors fejlődésével. Néhány év alatt több generációnyi váltás történt a technikában, ami drasztikus képminőség javulást eredményezett.

Az emberi szem felbontó képessége anatómiájából következően 45 cm távolságból 0.13 mm, azaz kevesebb mint 10 vonalpár/mm (a foveán a kónuszok mérete és egymástól való távolsága 3.5 mikrométer) és nem nő a fényerő-kontraszt növelésével! A digitális foszfor táblák felbontása körülbelül 5-10 vonalpár/mm, azaz 0.1-0.05 mm/pixel, miközben a film-fólia kombinációké eléri a 15 vonalpár/mm, azaz 0.03 mm/pixel. Vajon elegendő-e a digitális táblák felbontása a finom részletek megítéléséhez? A vizsgálatok azt bizonyítják hogy szabad szemmel a leoptimalisabb körülmények közt sem különböztethető meg a 0.13 mm-nél kisebb objektumok a filmen, magas felbontása ellenére. 10 radiológus független képkiértékelése azt bizonyítja, hogy a digitális képek alacsonyabb felbontása nem befolyásolja hátrányosan a kiértékelést, sőt a differenciális diagnosztika eredményesebb volt a digitális képek segítségével.⁵⁹ A csontdiagnosztikában elegendőnek találták az analóg felvételek utólagos digitalizálását 5 vonalpár/mm felbontással, ezen képek diagnosztikus értéke megegyezik az eredeti analóg képével.⁷¹

Széles felmérés alapján bebizonyosodott, hogy az eredeti analóg képeket többnyire elegendő 2.5 vonalpár/mm felbontásban digitalizálni, mivel ezen digitális képek értéke megegyezik az eredetivel. Csontelváltozások direkt nagyítás nélkül igénylik a 2048x1680 mátrixot és 12 bit mélységet, de az elváltozások döntő többsége diagnosztizálható a 1.024x840 12 bites képekről is.⁸⁴ Mások⁸⁸ is úgy találták, hogy a felbontás kevésbé kritikus a digitális képek értelmezhetősége szemszögéből, mint a szórt zaj jelenléte a képtartalomban. Egy amerikai vizsgálat összehasonlította a 1024x1024 és 1760x2140 mátrixú azonos képek diagnosztikus értékét és egyetlen kivétellel (apró pleurális elváltozás) nem találtak közöttük különbséget.¹⁰³ Az ultrahang, izotóp felvételek eleve alacsonyabb felbontása még kisebb mátrix használatát követeli meg.¹⁰⁴

A képi diagnosztika szempontjából alapvető kérdés, hogy hány biten tároljuk a képeket, ugyanis ez határozza meg, hogy a szürke skálánk hány lépcsővel rendelkezik. Ha 12 bitről ($2^{12}=4096$ lépcső) korlátozzuk a mélységi felbontást 8 bitre ($2^8=256$ lépcső), akkor a kép csak közel fele annyi tárhelyet igényel, elvileg azonban ezzel értékes információt veszíthetünk. Az ismertetésre kerülő vizsgálat azzal foglalkozott, hogy vajon az eredeti 12 bit mély képről laser kamerával készült film vagy pedig a 8 bitre redukált mélységű monitorról leletezett kép diagnosztikus értéke nagyobb. Kiderült hogy negatív esetekben nem volt különbség, azonban pozitív esetekben a csökkentett mélységű digitális kép jobbnak bizonyult a teljes mélységű analóg filmnél, hiszen a 4096 lépcsőjéből az emberi szem úgyszólván csak 32 lépcsőt láthatott, miközben a digitális képet egy szűk ablakkal végigpásztázhatta.^{70,81}

A képmélységgel foglalkozott az a vizsgálat is, melynek során azonos képeket azonos mátrix mellett különböző mélységben digitalizáltak (12, 8, 7 és 6 biten) és egymás közt hasonlították össze. Kiderült hogy a 8 és 7 bites képek minősége még nem befolyásolja hátrányosan a diagnosztika pontosságát. 6 bites mélységnél azonban hirtelen leromlott a találati pontosság.⁹² Tehát leszögezhetjük, hogy a napi gyakorlatban többnyire elegendő a 8 bit képmélység.

Folytak vizsgálatok annak meghatározására, hogy a képtömörítés hogyan befolyásolja a diagnosztikus folyamatot és milyen típusú algoritmusokkal érdemes tömöríteni a képeket. Mint az sejthető volt a magas arányú kompresszió (1:20, 1:25), jelentős képminőségromlást eredményez a kicsomagolt képen. Ez első sorban az egyedül álló finom vonalas struktúrák elmosásában és a retikuláris rajzolat eltűnésében nyilvánul meg. A kisebb arányú tömörítés (1:10, 1:15) csak nem szignifikáns diagnosztikus érték csökkenést okozott, mely belül volt a radiológusok egyéni szórásán belül.⁶⁸ Más vizsgálat alkalmával⁸⁵ úgy találták, hogy a 1:7.4 irreverzibilis kompressziós aránynál tapasztalt 99% szenzitivitás és 93% specificitás, 1:30.6 arányú irreverzibilis kompressziónál 75% és 83%-ra csökkent, ami már lényeges képminőségromlást jelent. Adatvesztés mentesnek átlagban a 1:2.9 arányú tömörítést találták.⁸⁵ Londonban a Hammersmith kórházban¹¹⁴ például kompromisszumos megoldást alkalmaznak: a leletezés időpontjait a

képeket átmenetileg 1:2 arányban reverzibilisen komprimálva tárolják, azután pedig 1:10 arányban irreverzibilisen komprimálva WORM lemezekre írják ki.

A ROC (Receiver Operating Characteristic) vizsgálatok legfőbb célja, hogy különböző emberi tevékenység hatásfokát vizsgáljuk (elsősorban a képi információon alapuló döntések helyességét), azaz az eltérő megoldások eredményességét mérjük a felhasználó szempontjából.^{62,63,64} A vizsgálatok során azonos felvétel sorozatokat értékeltetnek ki egymástól függetlenül több radiológussal és a egyéni szórást figyelembe vételével igyekeznek felderíteni a képfajták közti különbségeket.

A ROC vizsgálatok eredményeinek kiértékelése azt mutatja, hogy az orvosi diagnosztikában végzett mérések sokkal érzékenyebben jelezhetnék a különbségeket, az előnyöket és hátrányokat, ha kihagynánk a kiértékelendő képek közül a típusos és szakmailag egyértelmű elváltozásokat. Ugyanis ezek könnyedén felismerhetők még rosszabb minőségű képeken is, és ha nagy tömegben fordulnak elő, akkor megnehezítik a módszerek közti finom eltérések értékelését, mivel minden módszer egyformán jó lesz. Kiderült, hogy ha retrospektíve egy ROC analízisből kizárjuk a típusos eseteket, akkor a találati pontosság több mint 25%-kal csökken ugyan, de a módszerek közti különbségek azonnal kidomborodnak! További előny, hogy a kiértékelendő vizsgálatok számát ezáltal akár 45-90% csökkenthetjük, azaz időt és pénzt takaríthatunk meg, azonos szenzitivitás mellett.^{60,61}

Egy másik hatásos analitikus módszer a forszírozott döntéskényszer módszere (Forced Choice Method), amely érzékenyebb lehet a ROC vizsgálatoknál, amennyiben a vizsgálatot úgy építjük fel, hogy képenként maximálisan négy különböző lehetséges válasz közt kell választania a radiológusnak. Ez a módszer nagyobb mennyiségű képkiértékelést igényel, de gyorsabb.⁶³

Röviden tekintsük át a digitális képalkotás gyakorlati értéket különböző modalitásokban. A mammográfiában a mikrokalcifikációk detektálásában a xeroradiográfia bizonyult a legérzékenyebbnek, utána következett a digitális lumineszcens foszfor tábla és ezután a kétoldalas film-fólia kombináció. A digitális képek jobbak voltak a hagyományos technikához képest az alacsony kontrasztú képletek elkülönítésében.⁵¹ Az utólag CCD kamerával 2048x2048 pixel és 12 bit felbontással digitalizált képek diagnosztikus értéke nem különbözött az eredeti képekétől.⁷² A mikrokalcifikációk automatikus felismerésére kifejlesztett szoftverek viszonylag sok fals pozitív eredményt szolgálnak (viszont fals negatívát nem), ezek csökkentésére fejlesztették ki⁵⁶ azt a shift invariant neural-networknak nevezett kiértékelő programot, mely 55% csökkentette a fals pozitív téves riasztásokat.

A mellkas felvételek összehasonlításának eredménye a digitális lumineszcens foszfor tábla képeivel 19.200 vizsgálat alapján: a nyers digitális kép egyenértékű a hagyományos film-fólia kombinációval, de posztprocesszingszel az interstitiális betegségek, a finom vonalas struktúrák és a légyszövetben lévő kerek árnyékok jobban azonosíthatók a digitális képeken.^{52,75} Továbbá az infiltrátumok által elfedett anatómiai struktúrák is lényegesen jobban ábrázolódnak a digitális képeken.⁵³ Más vizsgálat⁵⁴ kimutatta, hogy a foszfor tábla valamivel kisebb térbeli felbontását a megnövekedett kontraszt kompenzálja és ezen képek sokszor jobban értékelhetők a hagyományos felvételeknél. Pneumotorax detektálhatósága jelentősen jobb, az atelectasia ábrázolása kissé jobb a digitális mellkas felvételeken azonos expozíciós értékek mellett.⁶⁷ Ezt igazolja az a felmérés is⁸⁷ mely 2160 db. 1760x2140 mátrixú és 10 bit mélységű élkiemelt digitális képet hasonlított össze magas felbontású analóg mellkas felvétellel és egyenértékűnek találta a két módszert.

Egy másik tanulmány⁷⁹ egy nagyméretű átvilágító szerkezettel készített digitális képek és a hagyományos film-fólia kombinációt hasonlította össze és lényegesen jobbnak találta a digitális képek értékét a mediastinális nyirokcsomók megítélésében. A tüdő elváltozások tekintetében nem volt szignifikáns eltérés.

A digitális képalkotás (0.2 mm felbontás és 10 bit) kissé jobbnak (90% kontra 88%) bizonyult a pleura elváltozásainak detektálásában is hagyományos technikánál.⁸³ A dual-energy digitális technika érdekes postprocesszállásra alkalmas képeket szolgáltat (csont illetve légyszövet kivonás a mellkas felvételen), de tovább nem javítja a találati pontosságot, ezért használata a mindennapi gyakorlatban nem indokolt.^{83,86,88} Kivételt képeznek a tüdőben lokalizált calcifikációk, melyek jobban láthatók „csontos” dual-energy felvételeken.⁸⁹

Az AMBER (Advanced Multiple Beam Equalization Radiography) kamerával és hagyományos film-fólia kombinációval készült mellkas összevetésénél, kiderült hogy az analóg módon kiegyenlített AMBER felvételek minden tekintetben lényegesen felülmúlják a hagyományos mellkas felvételek diagnosztikus értékét.⁹⁵ Ez előrevetíti a digitálisan kiegyenlített képek diagnosztikus érték növekedését, mint ahogyan ezt vizsgálatok be is bizonyították.

Kiválasztásos urográfianál a foszfor táblás digitális felvételeken jobban látszanak a veseparenchyma, a lágyszövetek és a csontszerkezet. A kontrasztanyag kiválasztás a digitális és hagyományos felvételeken egyaránt jól ábrázolódott. A két rendszer egyformán érzékeny, de a digitálisnak jobb a specificitása.⁹⁴

A koponya csonttöréseinek értékelésénél az azonos expozícióval készült digitális foszfor táblás és hagyományos film-fólia képek azonos diagnosztikus értékűeknek bizonyultak. A digitális képek az os nasale töréseinek felismerésében jobbak, miközben az os petrosus töréseinek kissé gyengébben voltak, ez utóbbit posztprocesszingszel kompenzálni lehet.⁵⁸ A finom csontstruktúrák elváltozásai a direkt nagyítós felvételeken, melyek digitális foszfor táblára készültek jobban észlelhetők, mint a hagyományos technikával készült felvételeken.⁶⁵ Végtag csonttörések esetében (1991!) a hagyományos képeket kissé jobbnak találták.⁸⁰

A radiológusok CT képelemző sebességét vizsgálták a hasi elváltozások felismerése tekintetében a CT képek automatikus váltása során (0,5, 1, 2, 4, 7 és 21 kép másodpercenként és saját maga által megválasztott képváltási frekvenciánál). Kiderült hogy még a leggyorsabb (21 kép/mp) sorozatnál is a radiológusok a várakozásoknál jobban teljesítettek (50%), a legeredményesebbnek az individuálisan beállított sebesség bizonyult (általában 1-2 kép/mp, 73% találati pontosság mellett).⁶⁶

A monitorról történő képelemzés, a digitális postprocessing, ZOOM, stb. igénybevétele miatt több időt igényel a nézőszekrényes filmkiértékelésnél. A leletezés kb. 1 perccel több időt igényel a digitális felvételek kiértékelésénél a róluk készült hardcopy filmek kiértékeléséhez képest⁶⁷, vagy egy másik felmérés szerint a monitorról történő leletezés majdnem négyszer annyi időt vesz igénybe, mint a nézőszekrényes⁹¹. Előre definiált szűrők és ablak beállítások használata a különböző testrészek esetében jelentősen csökkentheti a leletezés időigényét.

A leletező orvos felé az információt egy új eszköz közvetíti: a képcső. A rosszul beállított (kontraszt, fényerő, felbontás, képrisszítés) monitor nem csak fárasztja a szemet, de elfedheti az értékes diagnosztikus információt és tévedéshez vezethet. Bizonyos hogy a 2048x2048 mátrixú monitor minden esetben a hagyományos filmmel megegyező értékű képet ábrázol⁹⁰, de a mindennapi gyakorlatban többnyire elegendő ennek a felbontásnak a fele is. Az alkalmazott monitorok száma 2 és 6 között, méretük 14" és 21" között szokott lenni, ami inkább a radiológusok szokásaihoz igazodik (egyszerre egy teljes képsorozat megjelenítési igénye nagy felületen) és nem a fizikailag megkívánt és elegendő monitor számhoz.¹⁰⁵ Például Londonban a Hammersmith kórházban 4 db 1536x2048 felbontású 275 cd/m² fényerejű monitorból álló monitor mezőt és egyszerűbb 1152x882 200 cd/m² fényerejű szimpla monitorból álló megjelenítőket használnak évek óta jó eredménnyel a digitális képek kiértékeléséhez.¹¹⁴

A radiológiai osztályokon bevált képviziteket is szükséges egy PACS rendszer keretein belül megoldani ahhoz, hogy a megszokott munkamenetet ne borítsuk fel feleslegesen. A leválogatott képeket a konferencia szobában lévő terminálra érdemes kiküldeni a vizitet megelőzően. A rolloszkópok gyors képváltását egy alkalmas szoftverrel tudjuk utánozni, mely a következő képet egy köztes memóriába előre beolvassa és gombnyomásra azonnal meg tudja jeleníteni.¹¹¹

A digitális képek kiértékelésénél nem csak a monitor beállításai játszanak lényeges szerepet, de mint kiderült egy felmérésből⁵⁷ a környezeti fényviszonyoknak, a háttérvilágításnak: az optimálisnak bizonyult tompított fényben (128 lx) a találati pontosság 89.5% volt, miközben a túl világos helyiségben (450 lx) ez utóbbi 68.5%-ra romlott le. A nézőszekrényes film kiértékelésnél azonos eredmények születtek.

A postprocessing több vizsgálat alapján nem befolyásolja döntően a digitális képek diagnosztikus értékét. A kontrasztosság növelése, az élkiemelés növelik a képen a zaj jelenlétét is, talán ezzel magyarázható a kissé váratlan eredmény.^{77,82,55} Az ablakozási technika azonban egyértelműen hasznosnak bizonyult.⁸¹



Egy német tanulmány hagyományos röntgen felvételek diagnosztikus értékét hasonlította össze a CCD kamerával 1024x768 mátrixal digitalizált képekével csonttörések felismerésében. Mint kiderült az 1740 kiértékelés alapján az utólagos digitalizálás is kissé megnöveli a képek értékelhetőségét. Pedig teljesen egyértelmű, hogy az utólag digitalizált kép nem tartalmazhat több információt az eredeti képnél, mégis a film túl sötét, vagy túl világos területein a CCD kamera magas kontraszt érzékenysége több árnyalatot volt képes megkülönböztetni, mint az emberi szem, így ezen részek tartalma ablakozással láthatóvá váltak a digitalizált képeken, azaz növelték a kép diagnosztikus értékét. 1989-ben egy hasonló felmérés más eredménnyel zárult. Az utólag 1024x1024 mátrixal és 8 bit mélységben digitalizált mellkas felvételek értékét monitorról leletezve rosszabbnak találták az eredeti filmekéhez képest⁹¹. Egyes tanulmányok egyenértékűnek találták a digitális képek kiértékelésének eredményességét monitorról illetve laser kamerával készített filmről történő leletezés esetén.⁷³ Így tehát ellentmondó adatok látnak napvilágot, az igazat a gyakorlat fogja eldönteni.

A képtartalom esetleges módosulását a telefonvonalas képtovábbítás során tanulmányozták 1993-ban Amerikában. Az eredeti analóg képeket 1.280x1.024 mátrixal 12 bittel digitalizálták és átküldték modem segítségével a szomszédos kórházba, ahol a radiológusok kiértékeltek mind az eredeti analóg mind a digitalizált képeket pneumónia és csonttörések tekintetében. A találati pontosság jobb volt az analóg képeknél (89% kontra 78%). A képátvitel során képminőségromlást nem tapasztaltak.⁶⁹ Japánban jobbnak és gyorsabbnak (64 Kbit/sec) találták a műholdas képtovábbítást.⁹³ A leggyorsabb és legkevésbé zajérzékeny természetesen az optikai adattovábbítás, melynek sebessége 155 Mbit/sec ATM (Asynchronous Transfer Mode - igen gyors hálózati protokoll) segítségével, ami lehetővé teszi egy 20 MB-os kép átvitelét 3 másodpercen alatt!¹⁰¹

Nem találtak különbséget a pozitív (csont sötét) és negatív (csont fehér) digitális képek értékelhetősége között.^{76,78} A két fajta kép kiértékelésének ideje is megegyezett.

Érdekes tanulmány készült Németországban⁷⁴ 1992-ben az elérhető dóziscsökkenés mértékéről. A kutatók betegági mellkas felvételeket készítettek 11600 felvételt film-fólia kombinációval és digitális foszfor táblákkal, a filmes expozíció 50%, 100% és 250%-val és a mediastinumra vetülő katéterek ábrázolását 8 radiológus értékelte. Meglepő, de úgy találták, hogy az akkori készülékekkel még azonos expozíciós értékek mellett is rosszabbnak ábrázolódnak a katéterek a digitális képeken a jól exponált hagyományos mellkas felvételekhez képest. Tehát nem tudunk lényeges dózis csökkenést elérni.^{74,81}

Fontos szempont az adatbiztonság. A beteg adataihoz csak jogosult személyek férhetnek hozzá és ez vonatkozik a képekre is.^{102,109}

Vajon az analóg és digitális, esetleg postprocesszált képek dokumentumként való elfogadása a magyar bíróságokon teljesen egyenértékű? Számomra nem ismeretes ilyen irányú jogszabály vagy akár a szakmai kollégium állásfoglalása.

Irodalom

1. Gyengő I., Mihók G., Röhberg J 1: A képlemezek harmadik generációja. Videotechnika 5(1990). 41.
2. Márczi Imre: Készítsünk házi képlemezfelvételeket! Videotechnika. 2(1990)3.
3. Mocsáry Gábor: Compact disc. Ezeremester 5(1992). 24.
4. Singer György: Foto-CD a gyakorlatban. Videotechnika. 8-9(1992) 50.
5. Singer György, Müller György: A CD alkalmazási lehetőségek. Videotechnika. 2(1991). 50.
6. Vittay Pál: Számítástechnika és radiológiai alkalmazása. Paraklinikai radiológia tanfolyam. 1992 március 2. Budapest. ORSI.
7. Vittay Pál: Digitális képalkotás. Rekonstrukciós eljárások. Paraklinikai radiológia tanfolyam. 1992 március 11. Budapest. ORSI.
8. Vittay Pál: Fototechnika. Archiválási rendszerek. Paraklinikai radiológia tanfolyam. 1992 március 13. Budapest. ORSI.
9. A lemezteljesítmény értéke. Seagate Technology. Invitational Computer Conference. 1992 június 23. Budapest.
10. A képtárolás új korszaka. Digitális fotoalbum. Computer Panoráma 10(1991). 82.
11. AViiON mellé CLARiiON. Monitor. 42(1992). 5.
12. Backup adathordozók. Tartalék tárolók. Computer Panoráma 5(1991). 14
13. CP adattömörítő bajnokság. Computer Panoráma 3(1992). 14
14. Flash technológia. Memory á la card. Computer Panorama 7(1992).61.
15. Fotó-CD: fényképek elektronikus tárolása. Videotechnika. 12(1991)7.
16. Mikrokazettás DAT. Videotechnika. 12(1992). 51.
17. MO lemezekkel minden lehetséges. Computer Panorama 5(1991). 18.
18. PC rendszerek háttértárainak alkalmazhatósága és teljesítménye. Tandberg Data A/S. Invitational Computer Conference. 1992 június 23. Budapest.
19. On/line csomagolók. Tömör valóság. Computer Panorama 10(1992). 20.
20. Optikai lemezek. Fényes karrier. Computer Panorama 5(1992). 21.
21. Optikai tárolók. Lemezcseré. Computer Panorama 10(1992). 12.
22. Optikai tárolók. CD-ROM, WORM, EOD. Computer Panoráma 8(1991). 54
23. Öt merevlemez. Dávidok és Góliát. Computer Panoráma 6(1992). 63
24. Teljesítményhatár növelése. Exabyte Corporation. Invitational Computer Conference. 1992 június 23. Budapest.
25. Teszt: Szünetmentes tápegységek. Computer Panoráma 3(1991)46
26. Továbbfejlesztett háttértár megoldások. Wangtek. Invitational Computer Conference. 1992 június 23. Budapest
27. Kép és hangrögzítő közegek. Videotechnika 49-50 (1994) 35.
28. Rövid hírek. Videotechnika 49-50 (1994) 62.
29. Győztes: a DAT? Videotechnika 49-50 (1994) 50.
30. Megabájtok a mellényzsebben. PCMCIA technika. Computer Panoráma 2 (1994) 30.
31. A flash memória technológia. Computer Panoráma 2 (1994) 31.
32. Adatbankok. Archiváló készülékek. Computer Panoráma 2 (1994) 14.
33. Floptical. Diszkújítás. Computer Panoráma 2 (1994) 9.
34. Boncasztalon a merevlemez. Computer Panoráma 3 (1991) 36.
35. Az Intel 16 és 32 Mbit-es nagysűrűségű újraírható flash memóriákat fejlesztett ki hordozható PC-khez. Magyar Elektronika 3 (1994) 9.
36. Milyen messze esik a fájától a Copland? VGA Monitor. 21 (1995) 1.
37. Információ tároló elektronok. Népszabadság 1994. VIII.31, 14 o.
38. Baráth István: Amikor a korong megszólal. Chip Számítógépes Magazin, 1995 június, 63-66 o.
39. Digitális video: MPEG a megoldás. Computer Panoráma Különkiadás 1995 október.
40. A Corg PAR-ja. Heti Chip informatikai hetilap. 1995 július 20 (9).
41. RAID. CHIP Magazin. 1995
42. Négyesi Károly: Ultra Compressor 2-vel (UC2). CHIP Magazin 1995
43. Korlátlanul Bővíthető meghajtók. PC World 1996(4) 39-46.

44. Szepesi Tibor: A tárolás alfája és (D)ómégája. *Computer Panoráma* 1996(1). 62-64.
45. Fazakas László: Filmvilág. *Computer Panoráma* 1996(1). 70-71
46. Brent K. Stewart: PACS: A phased Implementation Strategy. *Medical Imaging International* 1996(3-4) 6-9
47. Video-CD formátumok. Egyezségre várva. *Computer Panoráma* 1996(2) 58-59.
48. Hordozható háttértárolók. Csereüzlet. *Computer Panoráma* 1996(2). 63-64.
49. VESA Media Channel. Megszakítás nélkül. *Computer Panoráma* 1996(2). 68-69
50. William R. Hendee, et al.: *Digital Imaging*. Medical Physics Publishing. 1993. ISBN: 0-944838-42-1
51. Wiebringhaus-R; John-V; Muller-R-D; Hirche-H; Voss-M; Callies-R: ROC analysis on image quality of luminescence radiography compared with conventional film foil system in mammography. *Aktuelle-Radiologie*. 5/4 (263-267) 1995
52. Muller-R-D; Hirche-H; Voss-M; Buddenbrock-B; John-V; Gocke-P: ROC analysis for post-processing of image data of digital luminescence radiographs of the thorax. *RoFo-Fortschritte-auf-dem-Gebiete-der-Rontgenstrahlen-und-der-Neuen-Bildgebenden-Verfahren*. 162/2 (163-169) 1995
53. Partan-G; Mosser-H; Tekusch-A; Urban-M; Augustin-I; Hruby-W : Findings of digital intensive or bed lung radiographs at the monitor vs. hard copy - A clinical ROC study. *RoFo-Fortschritte-auf-dem-Gebiete-der-Rontgenstrahlen-und-der-Neuen-Bildgebenden-Verfahren*. 161/4 (354-360) 1994
54. Brettle-DS; Ward-SC; Parkin-GJS; Cowan-AR; Sumsion-H-J: A clinical comparison between conventional and digital mammography utilizing computed radiography. *BR-J-RADIOL*. 67/797 (464-468) 1994
55. Braunschweig-R; Bauer-J; Niemeier-R; Heuer-H; Strayle-M; Kruft-S; Reill-P: Monitor findings of digitalised conventional wrist X-rays *RoFo-Fortschritte-auf-dem-Gebiete-der-Rontgenstrahlen-und-der-Neuen-Bildgebenden-Verfahren*. 160/5 (465-470) 1994
56. Zhang-W; Doi-K; Giger-ML; Wu-Y; Nishikawa-RM; Schmidt-RA: Computerized detection of clustered microcalcifications in digital mammograms using a shift-invariant artificial neural network. *MED-PHYS*. 21/4 (517-524) 1994
57. Klein-HM; Stargardt-A; Grehl-T; Glaser-KH; Gunther-RW: Influence of ambient lighting conditions on diagnostic performance using digital reporting workstations. *RoFo-Fortschritte-auf-dem-Gebiete-der-Rontgenstrahlen-und-der-Neuen-Bildgebenden-Verfahren*. 160/2 (168-172) 1994
58. Langen-HJ; Klein-HM; Wein-B; Stargardt-A; Gunther-RW: Comparative evaluation of digital radiography versus conventional radiography of fractured skulls. *INVEST-RADIOL*. 28/8 (686-689) 1993
59. Karssemeijer-N; Frieling-JTM; Hendriks-JHCL: Spatial resolution in digital mammography. *INVEST-RADIOL*. 28/5 (413-419) 1993
60. Rockette-HE; King-JL; Medina-JL; Eisen-HB; Brown-ML; Gur-D: Imaging systems evaluation: Effect of subtle cases on the design and analysis of receiver operating characteristic studies. *AM-J-ROENTGENOL*. *American-Journal-of-Roentgenology*. 165/3 (679-683) 1995
61. Metz-CE; Wagner-RF; Doi-K; Brown-DG; Nishikawa-RM; Myers-KJ: Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. *MED-PHYS*. *Medical-Physics*. 22/7 (1057-1061) 1995
62. Constable-RT; Skudlarski-P; Gore-JC: An ROC approach for evaluating functional brain MR imaging and postprocessing protocols. *MAGN-RESON-MED*. *Magnetic-Resonance-in-Medicine*. 34/1 (57-64) 1995
63. Burgess-AE: Comparison of receiver operating characteristic and forced choice observer performance measurement methods. *MED-PHYS*. *Medical-Physics*. 22/5 (643-655) 1995
64. Oestmann-JW: The scientific work-up of radiographic image quality now and a decade ago: The radiologist's approach. *RADIAT-PROT-DOSIM*. *Radiation-Protection-Dosimetry*. 57/1-4 (9-11) 1995
65. Link-TM; Rummeny-EJ; Lenzen-H; Reuter-I; Roos-N; Peters-PE: Artificial bone erosions: Detection with magnification radiography versus conventional high-resolution radiography. *RADIOLOGY*. 192/3 (861-864) 1994
66. Gur-D; Good-WF; Oliver-JH; Thaete-FL; Baron-RL; Federle-MP; Campbell-WL; Rosenthal-MS: Sequential viewing of abdominal CT images at varying rates. *RADIOLOGY*. 191/1 (119-122) 1994
67. Krupinski-EA; Maloney-K; Bessen-SC; Capp-MP; Graham-K; Hunt-R; Lund-P; Ovitt-T; Standen-JR: Receiver operating characteristic evaluation of computer display of adult portable chest radiographs. *INVEST-RADIOL*. 29/2 (141-146) 1994
68. Mori-T; Nakata-H: Irreversible data compression in chest imaging using computed radiography: An evaluation. *J-THORAC-IMAGING*. 9/1 (23-30) 1994
69. Ackerman-SJ; Gitlin-JN; Gayler-RW; Flagle-CD; Bryan-RN: Receiver operating characteristic analysis of fracture and pneumonia detection: Comparison of laser-digitized workstation images and conventional analog radiographs. *RADIOLOGY*. 186/1 (263-268) 1993
70. Smith-H-J; Bakke-SJ; Smevik-B; Hald-JK; Moen-G; Rudenhd-B; Abildgaard-A: Comparison of 12-bit and 8-bit gray scale resolution in MR imaging of the CNS. An ROC analysis. *ACTA-RADIOL*. 33/6 (505-511) 1992
71. Wenz-W; Buitrago-Tellez-C; Blum-U; Hauenstein-K-H; Gufler-H; Meyer-E; Rudiger-K: Digitization of conventional radiographs. *RADIOLOGE*. 32/9 (409-415) 1992
72. Nab-HW; Karssemeijer-N; Van-Erning-LJTHO; Hendriks-JHCL: Comparison of digital and conventional mammography: A ROC study of 270 mammograms. *MED-INFORM*. 17/2 (125-131) 1992
73. Kehler-M; Albrechtsson-U; Arnadottir-E; Ebbesen-A; Hochbergs-P; Lundin-A; Lyttkens-K; Kheddache-K; Mansson-LG; Angelhed-J-E: Digital luminescence radiography using a chest phantom: Comparison between radiographs displayed on monitor and hard-copy. *ACTA-RADIOL*. 33/2 (117-122) 1992

74. Galanski-M; Prokop-M; Thorns-E; Oestmann-JW; Reichelt-S; Haubitz-B; Milbradt-H; Graser-A; Verner-L; Schaefer-C: Detection of central venous catheters when using storage phosphor radiography in intensive-care radiology. ROFO-FORTSCHR-GEB-RONTGENSTR-NEUEN-BILDGEBENDEN-VERFAHREN. 156/1 (68-72)
75. Dolken-W; Chowanetz-W; Horwitz-AE; Krahe-T; Landwehr-P; Lackner-K: Interstitial pulmonary disease. A comparison between film-screen technique and digital storage phosphor technique. ROFO-FORTSCHR-GEB-RONTGENSTR-NEUEN-BILDGEBENDEN-VERFAHREN. 156/1 (61-67) 1992
76. Kehler-M; Albrechtsson-U; Andresdottir-A; Hochbergs-P; Larusdottir-H-Lundin-A; Lonntoft-M: Efficacy of inverted digital luminescence radiography in evaluating chest neoplasms. ACTA-RADIOL. 32/6 (442-448) 1991
77. Miettunen-RH; Korhola-OA: The effect of digital unsharp-mask filtering on the signal-to-noise ratio in computed radiography. EUR-J-RADIOL. 13/3 (225-228) 1991
78. Kheddache-S; Mansson-LG; Angelhed-JE; Denbratt-L; Gottfridsson-B; Schlossman-D: Digital chest radiography: Should images be presented in negative or positive mode? EUR-J-RADIOL. 13/2 (151-155) 1991
79. Kheddache-S; Mansson-LG; Angelhed-JE; Denbratt-L; Gottfridsson-B; Schlossman-D: Effects of optimization and image processing in digital chest radiography: An ROC study with an anthropomorphic phantom. EUR-J-RADIOL. 13/2 (143-150) 1991
80. Wilson-AJ; Mann-FA; Murphy-WA Jr; Monsees-BS; Linn-MR: Photostimulable phosphor digital radiography of extremities: Diagnostic accuracy compared with conventional radiography. AM-J-ROENTGENOL. 157/3 (533-538) 1991
81. Murphey-MD; Huang-HKB; Siegel-EL; Hillman-BJ; Bramble-JM: Clinical experience in the use of photostimulable phosphor radiographic systems. INVEST-RADIOL. 26/6 (590-597) 1991
82. Rosenthal-MS; Good-WF; Costa-Greco-MA; Miketic-LM; Eelkema-EA; Gur-D; Rockette-HE: The effect of image processing on chest radiograph interpretations in a PACS environment. INVEST-RADIOL. 25/8 (897-901) 1990
83. Schaefer-CM; Greene-R; Oliver-LC; Lanza-RC; Hall-D; Lindemann-SR; Llewellyn-HJ; McCarthy-KA; Pile-Spellman-E; Rubens-JR: Screening for asbestos-related pleural disease with digital storage phosphor radiography. INVEST-RADIOL. 25/6 (645-650) 1990
84. Wegryn-SA; Piraino-DW; Richmond-BJ; Schluchter-MD; Uetani-M; Freed-HA; Meziane-MA; Belhobek-GA: Comparison of digital and conventional musculoskeletal radiography: An observer performance study. RADIOLOGY. 175/1 (225-228) 1990
85. Halpern-EJ; Levy-HM; Newhouse-JH; Amis-ES Jr; Sanders-LM; Mun-IK: Quadtree-based data compression of abdominal CT images. INVEST-RADIOL. 25/1 (31-38) 1990
86. Ho-J-T; Kruger-RA: Comparison of dual-energy and conventional chest radiography for nodule detection. INVEST-RADIOL. 24/11 (861-868) 1989
87. Oestmann-JW; Greene-R; Rubens-JR; Pile-Spellman-E; Hall-D; Robertson-C; Llewellyn-HJ; McCarthy-KA; Potsaid-M; White-G: High frequency edge enhancement in the detection of fine pulmonary lines. Parity between storage phosphor digital images and conventional chest radiography. INVEST-RADIOL. 24/9 (643-646) 1989
88. Barnes-GT; Sabbagh-EA; Chakraborty-DP; Nath-PH; Luna-RF; Sanders-C; Fraser-RG: A comparison of dual-energy digital radiography and screen-film imaging in the detection of subtle interstitial pulmonary disease. INVEST-RADIOL. 24/8 (585-591) 1989
89. Oestmann-JW; Greene-R; Rhea-JT; Rosenthal-H; Koenker-RM; Tillotson-CL; Pearsen-KD; Hill-JW; Velaj-RH: 'Single-exposure' dual energy digital radiography in the detection of pulmonary nodules and calcifications. INVEST-RADIOL. 24/7 (517-521) 1989
90. Hayrapetian-A; Aberle-DR; Huang-HK; Fiske-R; Morioka-C; Valentino-D; Boechat-MI: Comparison of 2048-line digital display formats and conventional radiographs: An ROC study. AM-J-ROENTGENOL. 152/5 (1113-1118) 1989
91. Winter-LHL; Butler-RB; Becking-WB; Warnars-GAO; Ottes-FP; Ter-Haar-Romeny-B; De-Valk-J-PJ: Diagnostic image quality of video-digitized chest images: A phantom study. J-MED-IMAGING. 3/2 (61-67) 1989
92. Bramble-JM; Cook-LT; Murphey-MD; Martin-NL; Anderson-WH; Hensley-KS: Image data compression in magnification hand radiographs. RADIOLOGY. 170/1 I (133-136) 1989
93. Suzuki-H; Inoue-T; Endo-K; Shimamoto-S: Medical image transmission via communication satellite: Evaluation of bone scintigraphy. Kakuigaku. 32/10 (1073-1078) 1995
94. Hundt-C; Kohz-P; Leinsinger-G; Fink-U; Schatzl-M: The diagnostic value of digital and conventional imaging for intravenous urography. RoFo-Fortschritte-auf-dem-Gebiete-der-Rontgenstrahlen-und-der-Neuen-Bildgebenden-Verfahren. 163/5 (395-399)
95. Van-Schelven-IH; Winter-LHL; Chakraborty-DP; Schultze-Kool-LJ: A ROC study of AMBER and conventional chest imaging in the detection of simulated interstitial lung disease. European-Journal-of-Radiology. 21/1 (67-71) 1995
96. Kundel-HL; Seshadri-SB; Langlotz-CP; Lanken-PN; Horii-SC; Nodine-CF; Polansky-M; Feingold-E; Brikman-I; Bozzo-M; Redfern-R: Prospective study of a PACS: Information flow and clinical action in a medical intensive care unit. Radiology. 199/1 (143-149) 1996
97. Cawthon-MA; Mogel-GT; Williamson-MP: Soft copy interpretation of emergency department examinations. Emergency-Radiology. 3/1 (30-33) 1996
98. Verhelle-F; Van-Den-Broeck-R; Osteaux-M: From archives to picture archiving and communications systems. Journal-Belge-de-Radiologie. 78/6 (370-376) 1995
99. Lou-SL; Wang-J; Moskowitz-M; Bazzill-T; Huang-HK: Methods of automatically acquiring images from digital medical systems. Computerized-Medical-Imaging-and-Graphics. 19/4 (369-376) 1995
100. Strickland-NH; Allison-DJ; Gishen-P: A radiological education system: Organization of an image library. British-Journal-of-Radiology. 68/809 (524-527) 1995
101. Huang-HK; Arenson-RL; Dillon-WP; Lou-SL; Bazzill-T; Wong-AWK: Asynchronous transfer mode technology for radiologic image communication. American-Journal-of-Roentgenology. 164/6 (1533-1536) 1995

102. Frahm-C; Rinast-E; Weiss-H-D; Zwaan-M: Digital picture archiving, post-processing and communication in diagnostic imaging by using a Siemens network (SIENET): First experiences. *Bildgebung/Imaging*. 62/1 (44-48) 1995
103. Steckel-RJ; Batra-P; Johnson-S; Sayre-J; Brown-K; Haker-K; Young-D; Zucker-M: Comparison of hard- and soft-copy digital chest images with different matrix sizes for managing coronary care unit patients. *American-Journal-of-Roentgenology*. 164/4 (837-841) 1995
104. Krampla-W; Mosser-H; Hruby-W: Integration of ultrasound in a fully digital radiology department. *INVEST-RADIOL*. 29/8 (773-776) 1994
105. Mosser-H; Urban-M; Hruby-W: Filmless digital radiology - Feasibility and 20 month experience in clinical routine. *MED-INFORM*. 19/2 (149-159) 1994
106. Azpiroz-Leehan-J; Lerallut-J-F; Magana-I: A multiprocessor architecture for medical image compression in a PACS environment. *MED-PROG-TECHNOL*. 20/1-2 (101-110) 1994
107. Inoue-T: ISDN application for image transmission. *COMPUT-METHODS-PROGRAMS-BIOMED*. 43/1-2 (139-144) 1994
108. Umeda-T; Inamura-K; Inamoto-K; Ikezoe-J; Kozuka-T; Kawase-I; Fujii-Y; Karasawa-H: Development and evaluation of oral reporting system for PACS. *COMPUT-METHODS-PROGRAMS-BIOMED*. 43/1-2 (115-123) 1994
109. Kuroda-C; Yoshioka-H; Kadota-T; Narumi-Y; Okamoto-H; Kumatani-T; Hiruma-O; Kumatani-Y; Yoshida-J: Small PACS for digital medical images reliability and security in a clinical setting. *COMPUT-METHODS-PROGRAMS-BIOMED*. 43/1-2 (101-106) 1994
110. Inamura-K; Satoh-K; Kondoh-H; Mori-Y; Kozuka-T: Technology assessment of PACS in Osaka University Hospital. *COMPUT-METHODS-PROGRAMS-BIOMED*. 43/1-2 (85-91) 1994
111. Svahn-G; Holtas-S; Larsson-E-M; Bengtsson-E; Ehn-A: PACS for radiology conferences - Improvement of application software. *COMPUT-METHODS-PROGRAMS-BIOMED*. 43/1-2 (81-84) 1994
112. Okaniwa-H; Tsuneyoshi-H; Kabata-S; Satoh-K; Yokouchi-H; Okabe-T: Hospital-wide PACS with a digital image intensifier TV system. *COMPUT-METHODS-PROGRAMS-BIOMED*. 43/1-2 (75-79) 1994
113. Kondoh-H; Ikezoe-J; Mori-Y; Nakamura-H; Inamura-K; Kozuka-T: PACS in Osaka University Hospital. *COMPUT-METHODS-PROGRAMS-BIOMED*. 43/1-2 (57-63) 1994
114. Strickland Nicola: PACS please. *Imaging* 1994/1 (4-6)
115. Varga Szabolcs: Házimozi Kérdőjelekkel. *Számítástechnika*. 1996 október 22-26. *Compfair* különkiadás. 9-10 oldal.
116. Ez nem a régi lemez. *Computer Technika*. 1996 október 22. 18 szám. 15-16 oldal.
- 117.