

A digitális ipari radiográfia, és alkalmazása a korrózió vizsgálatában

Fücsök Ferenc* – Rozsnyik Zoltán**

A nagy sebességű személyi számítógépek és a megbízható képdigitalizáló megjelenése lehetővé tette, hogy a képeket elfogadható idő alatt feldolgozzuk. A radiográfiai felvételek feldolgozása, kiértékelése számítógépes támogatással a mai gyors számítógépek segítségével elvégezhető és kihasználhatjuk a számítástechnika minden előnyét. Ezt az alkalmazást digitális ipari radiográfiának, röviden DIR-nek (Digital Industrial Radiography) nevezi a szakirodalom.

A képek számítógépes feldolgozásához először a képeket számokká kell alakítani. A hagyományos, ezüst alapú filmekben lévő képeket digitalizálni kell. Az elmúlt évtized fejlesztései nemcsak a radiográfiai képek feldolgozását, hanem létrehozását is lehetővé teszik. A flat panel detektor (FPD) és az imaging plate (IP) technikák alkalmazásával a radiográfiai képet közvetlenül lehet a számítógép memóriájába tölteni.

A számítógéppel támogatott képfeldolgozás lehetővé tesz olyan megoldásokat is, amelyekkel a korrózió hatását lehet vizsgálni. Egy csőről készült radiográfiai felvétel szélén látható falvastagságot a denzitásprofil kiértékelésével lehet mérni. Mivel radiológiai felvétel a csövön lévő szigetelésen keresztül is készíthető, a csövek falvastagságának csökkenése más módszerek által nem vizsgálható helyeken is meghatározható.

A cső belsejében lévő anyagvesztés a feketedés-változással mérhető. Mivel a digitális képen a feketedést 8-16 bit pontossággal mérjük, így egy ismert méretű, lépcsős falvastagság-változással elkészített etalonnal összehasonlítva mérhető a korróziós vesztés. Az említett módszereket részletesen mutatja be a cikk.

Bevezetés

A radiológiai vizsgálatok több mint 100 éves története során nagy fejlődésen mentek keresztül. A sugárforrások és a detektorok fejlesztése mind a mai napig tart és hozzájárult a módszer általánossá válásához az orvosi és az ipari diagnosztikában.

Egy dolog volt változatlan a radiográfiai módszer alkalmazásában, a végső értékelést végző emberi szem. A különféle detektorokon képződött képeket mindig emberek értékelték ki, és az értékelés korlátját az emberi szem tulajdonságai határozták meg. A szem tulajdonságai közül ebből a szempontból a felbontó képessége és a kontrasztok közti különbségek felismerése a legfontosabb, ha eltekintünk a könnyen korrigálható éleslátás követelményeitől.

A számítógépek fejlődése a '90-es években elérte azt a szintet, amely lehetővé tette, hogy a képek feldolgozása néhány másodperc alatt elvégezhető legyen. Számos alkalmazás mellett lehetővé vált, hogy számítógépes támogatással dolgozhassuk fel a radiográfiai képeket. Ehhez azonban a képdigitalizáló (szkennerek) fejlődésének is el kellett érni azt a szintet, hogy megbízhatóan működjének, és méretük is kisebb legyen egy íróasztalnál. A számítógépes programok azon túl, hogy egyes kezelési, mérési, tárolási problémák megoldását könnyebbé és gyorsabbá teszik, változtathatják a képek nagyítását és kontrasztját, ezzel segítik a hiányok észlelését. Ez a lehetőség megnöveli az egész vizsgáló rendszer megbízhatóságát.

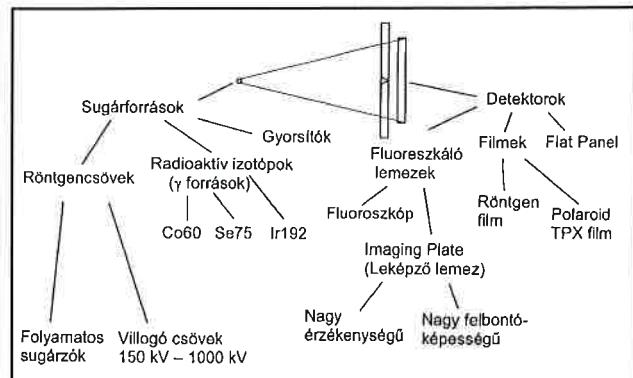
Bármilyen képet a digitális számítógép memóriájába juttatni nem egyszerű. A '90-es években több módszert dolgoztak ki arra vonatkozóan, hogy ipari körülmények között is alkalmazni lehessen a digitális

képfeldolgozást, nemcsak vizsgálati célokra, hanem robotok vezérlésére is.

A digitális ipari radiográfia alkalmazásához jelenleg három módszer áll rendelkezésre:

- a hagyományos filmek digitalizálása,
- az IP (imaging plate) képtárolós fólia alkalmazása,
- az FPD (flat panel detector) jelátalakító sík érzékelő alkalmazása.

A sugárforrások és a detektorok iparilag használható fajtáit az 1. ábrán tekinthetjük át.



1. ábra. A sugárforrások és a detektorok fajtái

Az imaging plate (IP) a foszfor alapú vegyületek fényérzékenységét használják ki. A besugárzott lemezeket lézersugárral gerjesztik, így hívják elő belőle a radiográfiai információt, ami digitalizálás után számítógéppel feldolgozható illetve tárolható. Ezt a módszert computeres radiográfiának (computed radiography = CR) nevezi a szakirodalom.

A flat panel detektorban a szelén alapú scintillációs réteg fényét villamos töltéssel alakítják a fotodiódák. A villamos töltést a szilícium alapú vékonyréteg tranzisztorok (thin-film transistor = TFT) kapcsolják a kiolvasó elektronikára. Így egy lépésben, nem külön műveletben alakítják villamos jellé a radiográfiai képet, ezért joggal nevezik ezt a módszert közvetlen vagy direkt radiográfiának (direct radiography = DR). (A szerzők szívesen vesznék javaslatokat a cikkben szereplő fogalmak magyar szakkifejezéseire.)

A csövekről megfelelő körülmények között készült radiográfiai felvételeken számítástechnikai támogatás nélkül is mérhető a korrózió hatása. A cső két szélső alkotója mentén lévő falvastagság és annak csökkenése egy adott pontossággal mérhető. A cső belsejében lévő korróziós, eróziós fogyások a filmekben feketedés formájában jelentkeznek.

A feketedés mérésével és megfelelő kalibrálás után átszámítással mérhető a korróziós anyagvesztés. Ezek a módszerek ismertségük ellenére nem terjedtek el, mert pontosságuk a becslés kategóriájába sorolta őket. Am számítógépes támogatással megfelelően pontos és megbízható eredményt adnak. A módszerek bemutatása előtt azonban tekintsük át a digitális képképzési módszereket és problémákat.

Egy Magyarországon működő filmdigitalizáláson alapuló rendszer részeit az [1] jelű irodalom mutatja be.

A röntgenképek digitalizálása

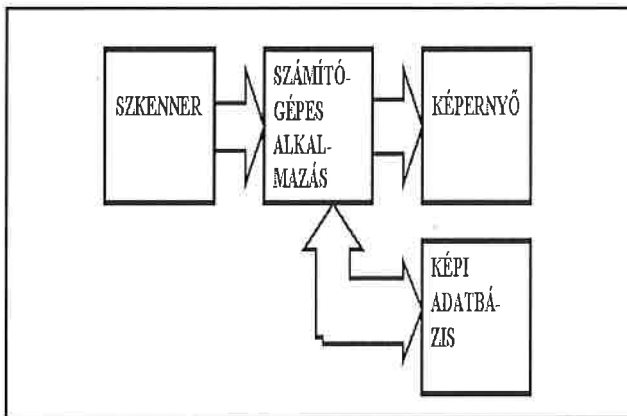
A röntgenkép digitalizálása alatt azt a folyamatot értjük, amikor a röntgenfilmet valamilyen képdigitalizáló eszközzel, legtöbbször szkennelvel, digitális képpé alakítjuk. Általában akkor használjuk, ha a röntgenképet helyettesíteni szeretnénk egy digitális fájlal, ami nem öregszik

* Budapesti Erőmű Rt., ffucso@bert.hu

** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, rozsnyik@seeger-iit.hu

meg, tetszőleges számban reprodukálható, könnyen szállítható. Kiértékelésnél is használhatjuk a digitális képfeldolgozás eszközeit, mint például nagyítás (zoom), filmek láncolása, mérés a képen, digitális szűrők használata stb.

Mindkét esetben követelmény a pontos átalakítás, vagyis ami a röntgenképen látszott az a digitális képen is érzékelhető legyen. A CEN/TC138 munkabizottsága által, a digitalizálásról készített szabványjavaslatának is ez az alapelve. A digitalizált kép feldolgozásának folyamatát a 2. ábra mutatja. A szkennert által digitális információkka alakított képet a számítógépben dolgozzuk fel, a későbbiekben ismertetett módszerekkel és eszközökkel. A feldolgozás eredményét a képernyőn láthatjuk és a képi adatbázisban tároljuk. Még a mai olcsó, nagy kapacitású tárolók használata esetén is fontos tudni, hogy mekkora méretűek a keletkező képállományok. 600 dpi-s (600 képpont/2.51 cm) és 12 bites (2 bájtképpont) szkenneléssel egy 10X10 cm-es kép 11 MB tároló helyet igényel. Tömöríteni nem szabad a képeket, mert a tömörítő programok veszteséget okozhatnak és ez nem megengedhető.



2. ábra. A röntgenkép digitalizálása és tárolása

A képdigitalizáló kiválasztása

A szkennert feleljen meg az alábbi követelményeknek:

- A szkennert képes legyen a transzparens képeket – dia, negatív film, röntgenkép – átvilágítani.
- A szkennert képes legyen befogadni a röntgenfilm méretét, és gondoskodni kell a filmek pozicionálásáról. Nagyobb filmmennyiségnél fontos, hogy a filmet mindig fix helyre tudjuk betenni, ekkor nem kell a pozíciót újra meg újra állítgatni.
- A szkennert használható feketedés-tartománya le kell, hogy fedje a röntgenfilm értékes feketedés-tartományát. A problémát a sötét képrészletek leképezése jelenti, mert a röntgenképeken az információ a sötét árnyalatokban van. A röntgenképek digitalizálhatóságának problémáját a képek sötétsége okozza. Ha túl erős az átvilágító lámpa, akkor lesz erősebb az átjutó fény, de eléghet, vagy károsodhat a film. Ha gyengébb lámpát alkalmazunk, akkor hosszabb expozíciós idő szükséges, a zajok erősödnek, és a digitalizálás lesz lassú.
- A szkennerteknek tudnia kell teljesíteni a kívánt pixel/bit árnyalatlátszó, 12–16 bit/színecsatorna, és az optikai felbontást, 1000 dpi körül.
- A szkennert típusa (lap, dob), működési elve (lézer, CCD) nem zárja ki a használhatóságát röntgenfilm digitalizálásra. Itt csak ár és sebesség eltérések vannak. A lapszkennert olcsóbb a dobszkennertnél és gyorsabb is, ez utóbbi pedig nagyobb felbontású és pontosabb, de ezt az előnyt nem mindig tudjuk kihasználni a röntgenfilm viszonylag nagy (10 µm körüli) szemcséi miatt. A CCD és a lézer szkennerteknél a kép elektronikus zaja más, de sebességük hasonló. A CCD szkennertek egyszerre olvasnak be egy sort a képen, a lézeres szkennert pedig minden pontot egyenként tapogat le. A lézeres szkennert előnye, hogy a zaj minden képpontra ugyanaz, mert csak egy érzékelő van, a CCD celláknál pedig a pozicionálás a pontosabb.

- A szkennertben lévő digitalizáló lehet lineáris és logaritmus. A későbbi képfeldolgozás szempontjából fontos, hogy a fényintenzitás és a keletkező szürke árnyalatok kapcsolata milyen függvényt követ.

- A beszerzendő szkennert legyen TWAIN kompatibilis, de a ma kapható berendezések nagy része már ilyen. A TWAIN egy szabványos szkennert és más digitalizáló eszköz (digitális fényképezőgép, digitális videokamera stb.) közötti illesztő felület. Ezen keresztül az alkalmazások elérhetik a TWAIN kompatibilis szkennerteket, ami azt jelenti, hogy nem kell minden szkennertre külön-külön illesztő programot írni, és némi automatizálás is megvalósítható. A TWAIN protokollt a komolyabb képfeldolgozó alkalmazások – mint pl. az Adobe PhotoShop tudják – vagyis az PhotoShopból tudunk szkennelni közvetlenül, nem kell kilépni az alkalmazásból.

A képdigitalizálás paraméterei

- **Felbontás:** az analóg kép mekkora négyzet alakú területe lesz egy képpont (pixel) a digitális képen. Mértékegysége a dpi, jelentése dot per inch = képpont hüvelykenként. A szokásos 300 és 600 dpi 85µm és 47µm képpont méretet jelent. A Shannon mintavételezési tétele szerint a legkisebb érzékelni kívánt távolság felére (pl. egy 100 µm-es gáz-zárvány esetén 50 µm-re) kell venni a pixelméretet.

- **Árnyalatlátszó:** az egy pixel felületen lévő szürkeséget hány lépcsőre bontva ábrázolunk. A 8 bit/pixelhez 256 szürke árnyalat tartozik és 1 bájton tárolható. A kapható szkennerteknek 8-16 bit/pixel árnyatlátszó a szokásos teljesítménye.

- **Denzitás-tartomány:** a szkennertek optikai feketedés-tartománya, amit át tudnak világítani és digitalizálni képesek. A felvételt teljes denzitás-tartományán kellene tudni szkennelni.

Néhány gyakorlati megfontolás a paraméterekkel kapcsolatban:

Az emberi szemnek a 256 szürkeárnyalat bőségesen elegendő – többet nem tud megkülönböztetni. Ha 8 bit feletti árnyatlátszóval szkennelünk, akkor a képernyőn való ábrázoláshoz átalakítás szükséges, mert például a Windows csak 8 bit/színecsatornát tud megjeleníteni, mivel többre nincs is szükség. Ezt a hiányt egy átalakítással (histogram transzformáció) tudjuk kiküszöbölni, amellyel sokat javíthatunk a képen lévő információ láthatóvá tételén.

Nagy árnyatlátszóval, pl. 16 bit/pixel, csak akkor van értelme, ha a legkisebb helyi értékű bitek nem esnek bele a zajszintbe. A mai legjobb szkennertek a röntgenfilmek átalakításakor a zaj felett 12 bit/pixel hasznos árnyatlátszóval tudnak digitalizálni.

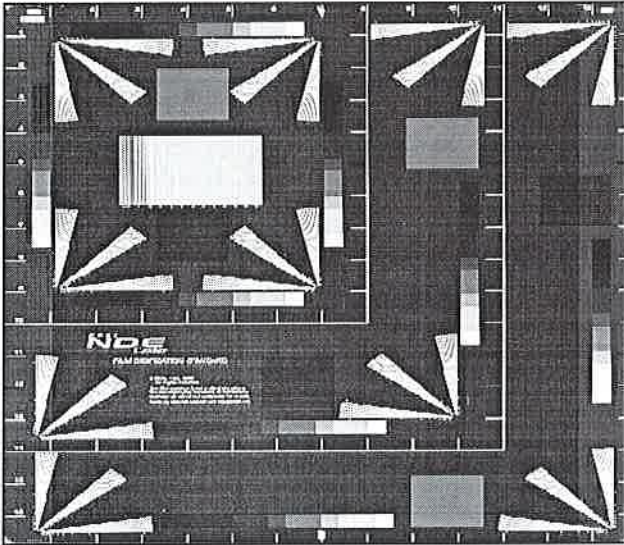
Miért fontos a 12 bites szkennelés 8 helyett, amikor az emberi szemnek nem nyújt semmi többlet információt? Ha a szkennertünk csak 8 bitet tud, akkor a jó képminőség érdekében meg kell tudnunk a film legnagyobb és legkisebb sötétedés értékét, majd az A/D átalakítót erre az értékes területre állítva kell szkennelnünk. A maximális denzitás fölött minden egyöntetű fekete, a minimális denzitás alatt minden egyformán fehér lesz – ez egy alsó és felső vágásnak számít. A minimális és maximális denzítást pedig le kell tárolnunk, ha rekonstruálni szeretnénk, hogy melyik árnyalathoz mekkora feketedés tartozik. Ha azonban 12 biten tudunk digitalizálni, akkor a szkennert által tudott maximális és minimális denzítása között, vagyis a teljes tartományon szkennelhetünk. Mivel 16-szoros a felbontás, ezért a minőség legalább olyan jó lesz, mint az előbb, ráadásul a referenciaképes kalibrálás is közvetlenül alkalmazható erre a módszerre.

Hogyan tudunk mérni a digitalizált röntgenképen?

A digitalizált röntgenképen akkor tudunk fizikai mennyiségeket mérni, tipikusan a falvastagságot az adott helyen, ha minden átalakításnak ismerjük a karakterisztikáját. Radiográfiai képek készítésénél referenciának lépcsős fémlapot használhatunk, amelynek fokozatai ismert vastagságúak. Így tudjuk majd a képen, hogy melyik feketedéshez mekkora anyagvastagság tartozik. Ez a már elkészített képekhez nem pótolható.

Nézzük meg a digitalizálás karakterisztikáit. A szkennert tulajdonkép-

pen nagy felbontású és precíz denzitásmérő. Ugyan azt a radiográfiai filmfelvételt több szkennerral digitalizálva eltérő digitális képeket kapunk. A készülékekre jellemző behatások megszüntetésére (inkább csak csökkentésére), és hogy az eredeti képet tökéletesen meg tudjuk őrizni, szükség van a szkennerek paramétereinek felvételére is. A készülék karakterisztikáját referencia filmmel tudjuk felvenni (3. ábra). A digitális röntgenkép csak a képdigitalizáló aktuális paramétereivel együtt ad teljes információt az eredeti képről.



3. ábra. Referencia film.

A referencia film ollóval két kisebb méretűre vágható. Alul és bal oldalt a referencia objektumok háromszor láthatóak, azért, hogy az eltérő méretű képeket a befogadó szkennerek mindegyikébe bele lehessen tenni. A referencia film mesterségesen előállított és elég jó minőségű, de az ára elég borsos, mivel kis mennyiségben vásárolják.

A szkennerek működésének két fontos jellemzője:

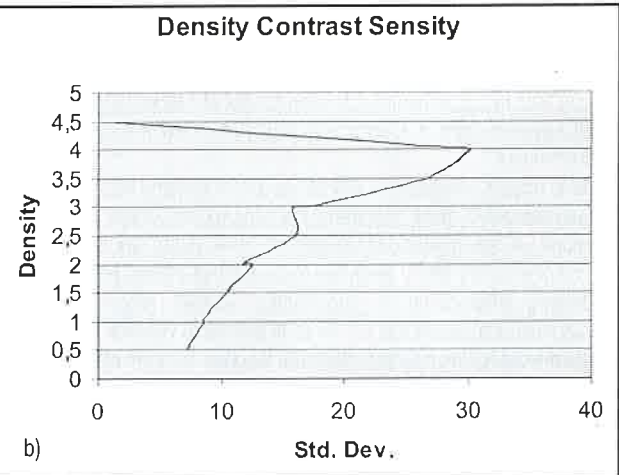
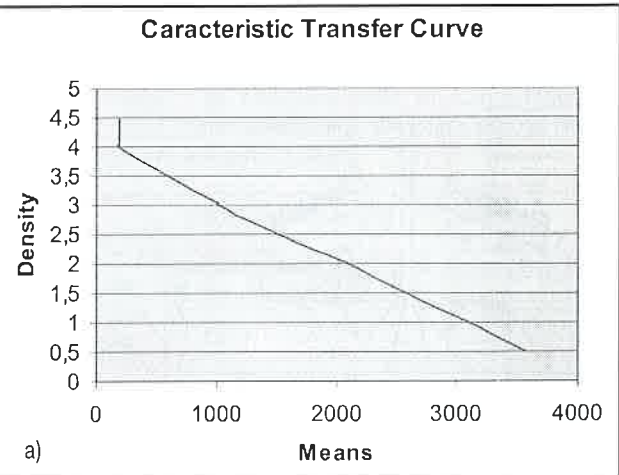
A jellemző átviteli görbe (Characteristic Transfer Curve) a feketedés-képpont adat átlaga (Means) közti kapcsolatot mutatja be. Vagyis azt, hogy a digitális kép egy szürke árnyalatához mekkora filmbeli feketedés (Density) tartozik. Ezáltal a digitális kép szürke árnyalatait feketedés-értékeként tudjuk használni. Ez annyit ér, mintha a radiográfiai képen a digitális kép minden képpontjának megfelelő pontban megmérjük volna a feketedést (több millió pont!). A 4. a) ábrán látható, hogy közel lineáris a kapcsolat a denzitás és a szürke árnyalatok között, egészen nagyjából 4D-ig, e felett a szkennerek már érzéketlenek a denzitás-változásokra, vagyis ebben a tartományban már nem használható.

A feketedés kontraszt érzékenység (Density Contrast Sensity) a feketedés-képpont adat szórásával (Std.Dev.) jellemzi a szkennerek feketedés-mérési pontosságát. A 4 b) ábrán látszik, hogy a denzitás növekedésével, ahogy egyre inkább feketedik a kép, a szkennerek is egyre nagyobb bizonytalansággal mér, majd valahol a 4D érték körül megint csökken a szórás. De ez nem azt jelenti, hogy a szkennerek a nagyon fekete tartományokban megint pontosan mérne, hanem azt, hogy itt már szinte ugyanazt méri a feketedés-változása ellenére. A D = 4 denzitás mellett a szkennerek lámpájából kijövő fény egy tízezred része jut el az érzékelőre.

Ennél a jellemzőnél meg kell említeni, hogy a referencia film homogén denzitású négyzetes területeinek inhomogenitása is befolyásolhatja a mérést, ez alapszórás. Ezek a területek a referencia film elkészítési eljárásból és alkalmazott anyagoktól függően lehetnek kevésbé, vagy jobban inhomogének.

A digitális képek felhasználása

A szkennerekkel létrehozott kép a használatos képfeldolgozó szoftverekkel értékelhető, tárolható, továbbítható, és papírra vagy fóliára kinyomtatható. A kiértékelés megbízhatóságát növeli, hogy a digitális



4. ábra. A Lumiscan szkennelő jellemző karakterisztikái

kép egy részletét a képernyőn egyszerűen nagyíthatjuk, kontrasztját növelhetjük vagy csökkenthetjük.

A filmek láncolása egy olyan funkció, aminek nincs a hagyományos feldolgozásban megfelelője. Mikor egy csö kerületén, vagy egy hosszabb egyenes varratról több film készül, kis átfedéssel, akkor digitálisan megoldható, hogy ezeket egyetlen felvétellel fűzzük össze.

A digitális manipuláció, például a kép hozzáadása vagy kivonása az eredeti képből, olyan lehetőségeket ad a felhasználónak, hogy munkáját könnyebben és gyorsabban végezheti. A különféle matematikai függvények és műveletek alkalmazása pedig új értékelési módszereket, például digitális zavarűrészt tesz lehetővé. A régi, de pontatlan értékelési módszerek számítógépes támogatással elfogadható pontosságú eredményeket adnak.

Imaging plate

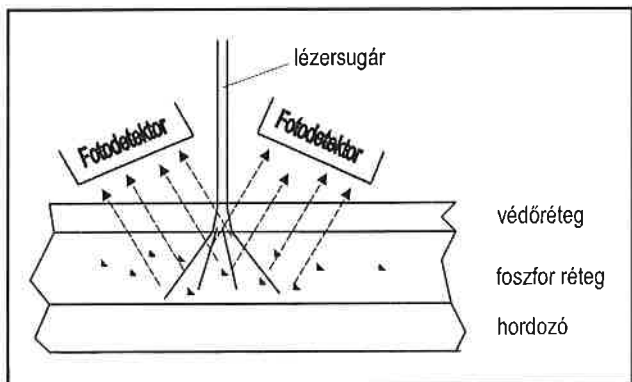
Az imaging plate (IP) kifejezést talán legjobban leképző lemeznek lehetne fordítani. Más irodalmi forrás [2] photostimulable phosphors (PSP) radiográfianak, magyarul fénygerjesztésű foszfor radiográfianak nevezi, ami talán többet mond az alapelvről. A rövidség kedvéért a következőkben csak IP-nek fogjuk nevezni.

Az IP alapelve: a foszfor külső gerjesztés hatása alatt fényt bocsát ki, és ez a fény a gerjesztés megszűnésekor kialszik, ám ha ezt követően hosszabb hullámhosszú fényrel gerjesztjük, akkor újból fényt bocsát ki.

A foszforon kívül más anyagok is képesek ezt a jelenséget produkálni, például a gyémánt, egyszerű élő szervezetek, a cinkszulfid (ZnS), különféle komplex oxidok stb. Ma az IP lemezekben a BaFX:Eu²⁺ típusú vegyületeket használják, ahol X lehet jód (I), bróm (Br) vagy klór (Cl).

A gyakorlati felhasználásban a röntgen- vagy gamma-sugárral besu-

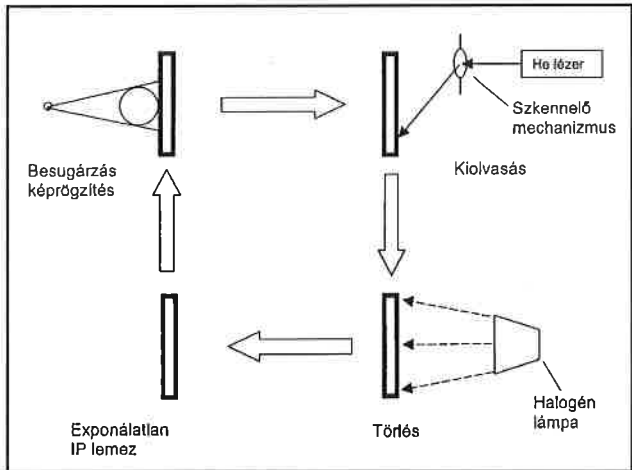
gázzal lemezt lézer fényvel gerjesztik és a kibocsátott fényt felfogják, amint ez az 5. ábrán vázlatosan látható.



5. ábra. A foszforréteg kiolvasása

Az alapelvből következik, hogy erős, kevert fényvel a foszforlemezben lévő szemcsékből az információ törölhető, és a lemez újra felhasználható kép rögzítésére. Ezt a folyamatot elvileg korlátlanul ismételhetjük, gyakorlatban a mechanikai sérülések miatt a lemezek idővel tönkremennek.

Mint az a 6. ábrán áttekinthető, az exponátlan, kazettában lévő lemezt röntgen-, vagy γ -sugárral besugározzuk, ezzel rajta képet rögzítünk. A besugárzás után a lemezt minél előbb egy zárt kiolvasó berendezésbe kell tenni, ahol egy forgó tükör a hélium lézer fényével soronként letapogatja. A letapogatás közben kibocsátott fényt fényérzékelő fotodetektorba jut, és az itt keletkező villamos jelet digitalizálják. A letapogatás a lemez méretétől függően 1-2 perc alatt lezajlik. A besugárzaskor keletkező képet a digitális adatokból számítógép képernyőjén lehet ábrázolni, módosítani és értékelni.



6. ábra. Az IP lemez használata

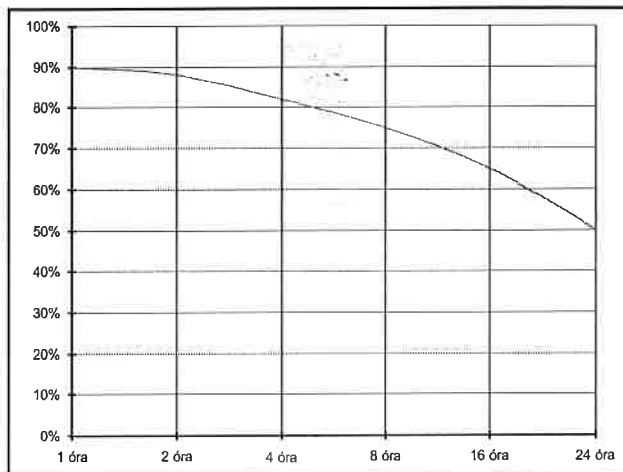
Kiolvasás után a még a lemezen lévő adatokat törölni kell, amit általában halogén lámpa fényével végeznek el. A kazetta zárása után az IP lemez újra besugározható.

Érdekes kérdés, hogy a besugárzás után az IP lemez mennyi ideig tartja meg az információt. Természetes jelenség a fakulás, ami a kiolvasható jel intenzitásának a csökkenését jelenti a késleltetési idő és a tárolási hőmérséklet függvényében.

A 7. ábrán a kiolvasható jel relatív csökkenése látható a 10 perc késéssel kiolvasott jel intenzitásához viszonyítva, az expozíció és a kiolvasás közötti idő függvényében.

A gyakorlatban a kiolvasó berendezés, bizonyos határok között, automatikusan korrigálja a fakulás hatását.

A számítógépben lévő, digitálisan rögzített képet ugyanúgy lehet



7. ábra. Az IP lemez relatív fakulása

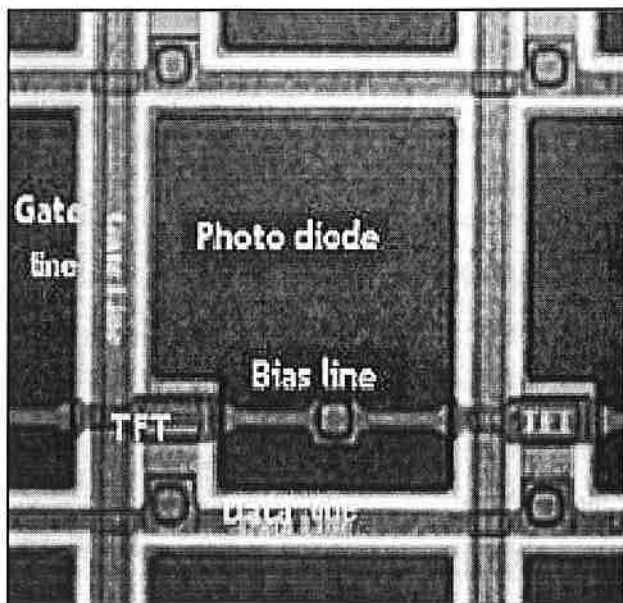
tárolni, feldolgozni, értékelni, mintha azt a röntgenfilm digitalizálásából kaptuk volna.

A flat panel

A flat panel (FP) kifejezést lapos panelnak lehetne fordítani, ami ugyanúgy nincs kapcsolatban az alapelvével, mint az angol eredetije (esetleg a sík jelátalakító jobban kifejezi az elvét is).

Az FP lemezen szcintillátorral egybeépített fotodiódák és tranzisztorok helyezkednek el, kivezetésükkel együtt. Egy 30x40 cm-es lemezen több millió érzékelő található. Az érzékelők méretei határozzák meg a felbontó képességet, ami ellentétben a többi sugárérzékelővel, nem változik a besugárzás erősségének változásával.

A 8. ábrán [3] az FP egy pixelének mikrofotója látható. A pixel szcintillátora amorf szelén, ami nagy érzékenységu és ezért az expozíciós idő lényegesen csökken a filmekhez viszonyítva. A szcintillátorban keletkező fényt a mögötte lévő fotodióda érzékeli. A fotodióda villamos töltést hoz létre, ami arányos a szcintillátor fényével és ezzel együtt a röntgensugár erősségével. Ezt a töltést a data line-on (adat vonal) vezeték át egy erősítőbe a gate line-on (kapu vonal) és bias line-on (vezérlő vonal) érkező impulzusnak megfelelő pixelből. A TFT egy vékonyfilm-tranzisztort kódol, ami a kapcsolásokat végzi. A kiolvasott villamos jeleket 12 bites analóg-digitális konverter digitalizálja, ami az IP



8. ábra. Az FP egy pixeljének mikrofotója

lemezek feldolgozásához hasonló. Innen kezdve az adatok feldolgozása, tárolása, értékelése azonos az előbb megismert módszerekével.

Egy japán gyártmányú FP-ben 2304 adat vonal és 3200 kapu vonal vezet összesen 7 372 800 db pixelhez. Egy pixel mérete 127x127 µm, ebből a fotódióda felülete 57%, a teljes érzékelő felület 308 x 421 mm. Természetesen a több mint hét millió pixelt a bennük lévő több elektronikus alkatrészrel nem lehet teljesen egyformára gyártani. Ezért a túréren belüli eltéréseket is a kiolvasott jelek digitalizálása után korrigálni kell, amit szoftveresen lehet megvalósítani.

A több millió fotódióda kiolvasása néhány másodpercig tart. Az adatok törlése után a rendszer újabb felvételre kész, ezért joggal nevezik ezt a módszert közvetlen, vagy direkt radiográfiának (DR).

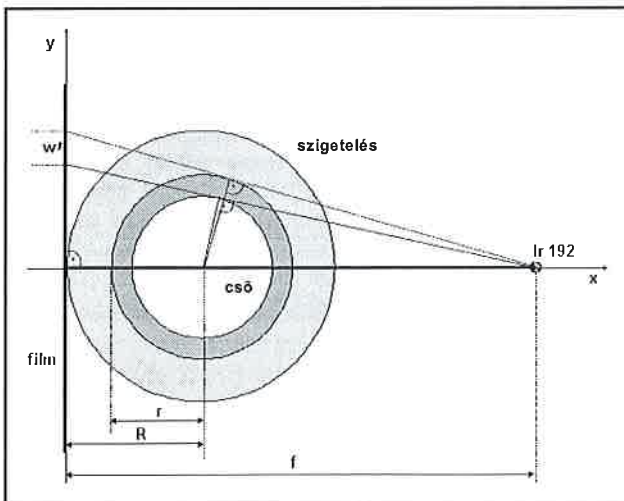
Korrózió vizsgálata digitális radiográfiával

Radiológiai technikával általában az anyag belső szerkezetét, vagy a belső, szabad szemmel nem látható felületeket vizsgáljuk. Jó példa erre a csövek belső felületein megjelenő korróziós fogyások mértékének meghatározása, ezért most csak ezzel foglalkozunk.

A tangenciális vetítési technika

Ha egy csőről elég messze elhelyezett sugárforrással sík filmre felvételt készítünk, akkor a filmen a csőfal egy vonalban kezdődik. Itt érintette a sugárzás a cső külső átmérőjét. A belső fal helyzete már nehezebben állapítható meg, de szerencsés esetben ezt a vonalat is megtaláljuk. A két vonal közti távolságból a geometriai adatok birtokában kiszámíthatjuk a cső valódi falvastagságát. A cső falvastagsága a filmen annál nagyobb nagyítással lesz beolvasható, minél messzebb helyeztük el a filmet a cső középpontjától. Ha egy működő berendezésen lévő hőszigetelés miatt a csőtől több cm távolságban készítettük a képet, akkor a falvastagság nagyítása még nagyobb lesz.

A 9. ábrán bemutatott jelölésekkel a cső falvastagsága jó közelítéssel a következő képlettel számítható:



9. ábra. A szigeteléssel borított cső radiográfiái vizsgálatának vázlata

$$W = \left(1 - \frac{R}{f}\right) W'$$

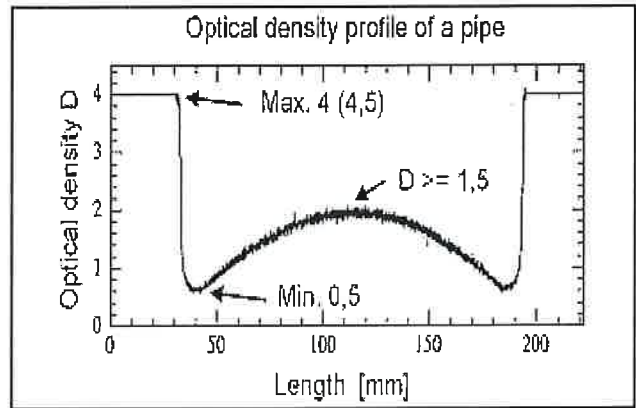
ahol w az ismeretlen falvastagság
 R a cső vagy a hőszigetelés külső átmérője
 f a sugárforrás-film távolság
 w' a filmen mért falvastagság.

A képlet, az adatok függvényében, 0,5 – 4% hibát okoz, a pontos matematikai összefüggés a [4] jelű cikkben található.

A filmen mért falvastagság megállapítása legtöbb esetben nehéz,

vagy a különféle okból bekövetkezett élettenségek miatt csak becslés jellegű lehet. Ezt a bizonytalanságot lehet megszüntetni a digitális radiográfia segítségével.

Ha digitalizáljuk a cső radiográfiái képét, és ezen a képen egy merőleges metszet mentén felvesszük a feketedés-eloszlást, akkor a 10. ábrához hasonló profilgörbét kapunk.



10. ábra. Feketedés-eloszlás profilja egy cső keresztmetszetén

A feketedés-eloszlás változása fizikai törvényeket követ. A profil kiértékelése különféle megfontolások alapján [4] digitális szűrésekkel elvégezhető. A szűréseket számítógépes programmal támogatva gyors és elegendő pontos méréseket végezhetünk. A 11. ábrán egy vékony falú, korrózióálló acélcső falvastagságának mérési eredményeit mutatjuk be.

A mérések pontosságát és megbízhatóságát megfelelő kalibrálási

Nr.	Material	Dp	Di	A1	A2	A3	WTshel	WTis	Mis	Tolerance
1	1.4541	35		665	0	700	1,5	1.304		
2	1.4541	35		665	0	700	1,5	1.436		
3	1.4541	35		665	0	700	1,5	1.521		
4	1.4541	35		665	0	700	1,5	1.365		
5	1.4541	35		665	0	700	1,5	1.559		
6	1.4541	35		665	0	700	1,5	1.468		
7	1.4541	35		665	0	700	1,5	1.489		
8	1.4541	35		665	0	700	1,5	1.488		

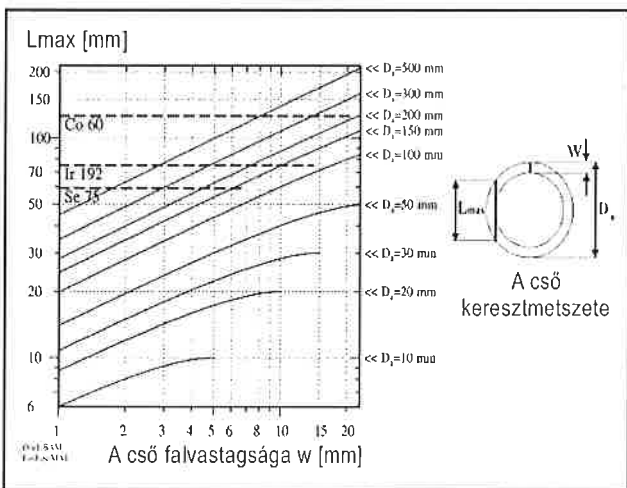
11a. ábra. A felvétel geometriai adatai és a falvastagság-mérés eredményei

11b. ábra. A profilgörbe értékelése

módszerrel kell biztosítani. A képdigitalizálás ismertetésénél erről már említést tettünk.

A tangenciális mérés technika határait a növekvő falvastagság miatt a cső szélein rohamosan növekvő átvilágítandó anyagvastagság határozza meg. A 12. ábra szerzői [5] jó gyakorlati segédletet állítottak össze, amelyben a különféle sugárforrások használhatóságának határait is kijelölték.

A diagram x tengelyén a vizsgálandó cső falvastagsága szerepel. Az y tengelyen két skálát találunk. A jobb oldali számok a cső átmérőjét, a bal oldali számok pedig a hozzá tartozó átsugárzandó húr hosszát adják meg. Az ábrából látszik, hogy a járatos csőméretek vizsgálatához (ha eltekintünk a még nem elterjedt Se75 izotóptól) legjobb az Ir192 izotóp. Röntgensugárral maximum az 1-2 mm-es falvastagságú cső vizsgálható.

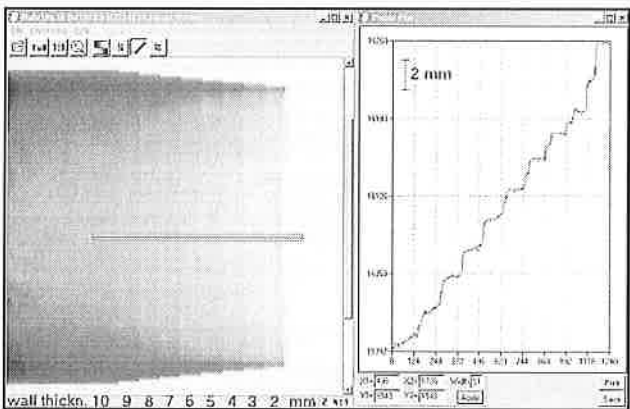


12. ábra. A tangenciális vettési technika alkalmazásának határai

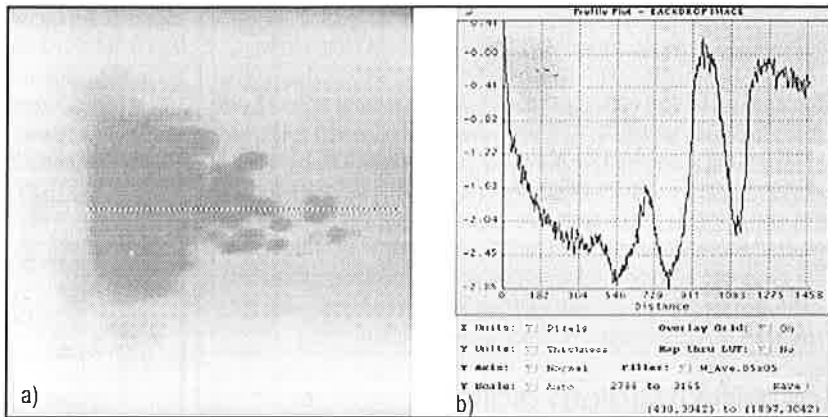
Feketedésmérési technika

Ha a korróziós-eróziós falvastagság fogyás nem pontosan a tangenciálisan besugárzott falon alakult ki, akkor a csőről készült radiológiai felvételen sötét foltok formájában láthatjuk a károsodást.

Ha megmérjük a falak feketedéseit, és kalibrációs görbét veszünk fel egy lépcsős, ismert falvastagságokat tartalmazó csőről, a korróziós fogyást meg lehet határozni. Ezt a munkát könnyebben és pontosabban meg lehet valósítani számítógépes támogatással. Ha 8 bites skálán mérjük a feketedést, akkor a felvétel bármely pontján 256 fokozatú skálán



13. ábra. Az összehasonlító cső radiológiai felvétele



14. ábra. A cső belső korróziója és feketedési profilja

mérhetünk. Az összehasonlító lépcsős munkadarabon, ugyanazon az alkotón mérve az aktuális falvastagságot kielégítő pontossággal mérhetjük.

A 13. ábrán bemutatjuk egy lépcsős falvastagságú cső radiográfiai felvételét és a lépcsők feketedésének profilgörbéjét.

A 14. ábrán egy 100 mm belső átmérőjű 6,3 mm falvastagságú cső belső felületén lévő korrózió képe látható.

Az ábra jobb oldalán, a felvett profilgörbén leolvasható, hogy a legnagyobb falvastagság-vesztés 2,8 mm. Az ultrahangos vastagságmérő a cső falvastagságát 4 mm-re mérte, (≈2,3 mm falvastagság-vesztés), ami megfelelő eredménynek mondható, hiszen az ultrahangos méréssel biztosan nem a pontszerű, legmélyebb korróziós fogyás helyén mértünk.

Összefoglalás

A radiológiai vizsgálatok több mint 100 éves története során nagy fejlődésen ment keresztül. Egy dolog volt változatlan a radiográfiai módszer alkalmazásában, a végső értékelést végző emberi szem. A különféle detektorokon képződött képeket mindig emberek értékelték ki, és az értékelés korlátját az emberi szem tulajdonságai határozták meg.

A számítástechnika fejlődése ma már segítséget nyújt a radiográfiai képek értékelésében is. Az emberi szem teljesítményét és megbízhatóságát tudjuk fokozni, ha a képeket digitális állapotban a számítógép segítségével dolgozzuk fel. Már ismert módszereket továbbfejlesztve, és a mérést számítógépes támogatással elvégezve kiterjeszhetjük egy régi, bevált módszer alkalmazását. Jó példa erre, hogy a csövek korróziós fogyását megfelelő pontossággal olyan helyeken is meg tudjuk határozni, ahol más módszerekkel eddig nem lehetett a mérést elvégezni.

Irodalom

[1] Dr. Loványi István, Dr. Nagy Ákos, Dr. Czihó András, Rozsnyik Zoltán, Dr. Bátyi Béla, Katonka Gábor, Reider László: Radiográfiai képkiértékelő berendezés, Anyagvizsgálók Lapja 1999/4. pp.148-150.
 [2] Seibert J.A., Bames G.T., Gould R.G.: Specification, acceptance testing and quality control of diagnostic X-Ray imaging equipment, American Institute of Physics, Woodbury, New York, 1994. pp. 730 – 770.
 [3] Y. Ikeda, Y. Mizuta, Y. Kinoshita: Radiography Testing with Flat Panel Type Image Detector, 15th WCNDT CD-ROM idn.382
 [4] V. Zscherpel, Y. Onel, U. Ewert: New Concept for Corrosion Inspection of Pipeline by Digital Industrial Radiology (DIR), 15th WCNDT CD-ROM idn.325
 [5] Y. Onel, U. Ewert, P Williams: Radiographic Wall Thickness Measurement of Pipes by a New Tomographic Algorithm, 15th WCNDT CD-ROM idn.369