

A röntgenmikroszkópia bioanyagvizsgálatai alkalmazásai

Dobránszky János¹, Kovács Róbert²

¹ MTA–BME Kompozittechnológiai Kutatócsoport

² BME Elektronikai Technológia Tanszék

1. Bevezetés

A fizikai tudományban az első Nobel-díjat (1901-ben) az alapvégzettségét tekintve gépészmérnök *Wilhelm Conrad Röntgen* részére ítélték oda „a róla elnevezett sugárzás felfedezésével szerzett rendkívüli érdemeiért” indokolással. A *Röntgen* által az első magyar Nobel-díjas (1905.) *Lénárd Fülöp* kísérletének megisméltése közben – éppen 120 éve – tett nagyhatású felfedezéséről szóló közlemények 1896 elején jelentek meg német és angol nyelven egyaránt [1]. *Schuller Alajos*, aki több mint négy évtizeden át (1872–1916) volt a műegyetemen a kísérleti fizika tanszékvezető tanára, szinte azonnal ismertette a magyar tudományos közönséggel is az új felfedezést [2].

Wartha Vince, a budapesti Műegyetem professzora így adott hírt az új sugarakról.

„Körülbelül egy hete, hogy a napi sajtó azt a feltűnő hírt hozta, hogy dr. W. C. Röntgen, würzburgi egyetemi tanárnak sikerült valóban csoda számba menő újfajta fotografiákat előállítani, a melyek főleg abban különböznek az eddig szokásos módon készített fényképektől, hogy oly tárgyakat ábrázolnak, melyek a felvétel közben fényt át nem bocsátó anyagokkal, például fával, kaucsukkal, fekete papírlappal stb. voltak betakarva. Röntgennek állítólag sikerült az asztalfiókban levő pénzt vagy ékszer az asztal tábláján át lefotografálni, valamint az emberi kéz csontvázát oly formán felvenni, mint ha a kéznek izmos része valami átlátszó anyagból állana, a melyen át a csontváznak minden részletét látni lehetett. Természetes, hogy ezek a hírek az olvasóközönség körében lázas érdeklődést keltettek, s mindenki vágyódott olyan újfajta fotografiát saját szemével látni. Azért azt hittem, hogy tagtársainknak némi szolgálatot teszek, midőn mindent elkövettem, hogy efféle képet bemutathassak. A mellékelt ábra a mi mélyen tisztelt alelnökünk, br. Eötvös Loránd kezének árnyképét ábrázolja, a mit saját maga Röntgen módszere szerint készített és közzététel végett szíves volt rendelkezésemre bocsátani. Valóban meglepő kép az. A titokzatos sugarak áthatolták a kéz izmos részét és csak a csontokon és fémgyűrűkön akadtak meg, létrehozván e sajtószertű tüneményt” [3].



1. ábra.
Eötvös Lorándnak a saját kezéről készített röntgenképe 1896-ból
(közli: Wartha Vince [3])

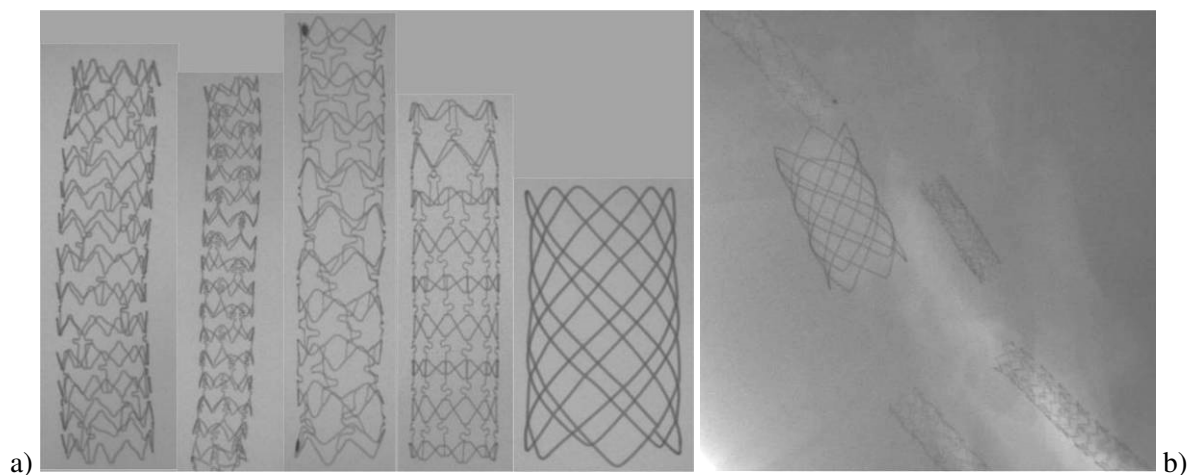
A röntgenmikroszkópia mint anyagvizsgálatai eljárás fogalma az 1950-es évek elején jelent meg; „we believe that x-ray microscopy is likely to be of more immediate aid to biological than to physical scientists”, fogalmazta meg a vízióját *Kirkpatrick* [4]. Míg Röntgen felfedezéséről néhány nap multával értesült a hazai tudományos közösség a magyar nyelvű szaksajtóból, a röntgenmikroszkópról való híradásra [5] csaknem egy évtizedet kellett várni. A nagyon szegény magyar nyelvű szakirodalomban a biológiai alkalmazásról jelent meg közlemény 30 évvel később [6], s végül a nanoszerkezetkutatásba való betörésről adott hírt 2007-ben az utolsó magyar nyelvű cikk, ekként: „Új röntgenmikroszkóp-technika nanométeres skálán Az amerikai Argonne Nemzeti Laboratórium kutatói az Xradia Inc. céggel együttműködve új technikát fejlesztettek ki, amely a röntgenreflexiót nagyfelbontású röntgenmikroszkópiával kombinálva nanométer skálán képes az anyag szerkezetét észlelni” [7].

Röntgenmikroszkóp sokáig nem lévén sehol, Magyarországon ez a vizsgálati eljárás csak kb. 12 éve honos. Az Elektronikai Technológiai Tanszék által szolgálatba állított, Dage XiDAT 6600 típusú röntgenmikroszkópnak a tanszék második emeleti laboratóriumába való beemelésére 2003. február 18-án került sor. Egnapos munkával és egy daru segítségével került a helyére a kéttonnás berendezés. Attól kezdve elsősorban az elektronikai alkatrészek vizsgálatát szolgálja, de jelentősen segítette a gépészkari bioanyag-kutatási tevékenységet is.

2. A röntgenmikroszkópia alkalmazása a hazai értágítóbetét-fejlesztésekben

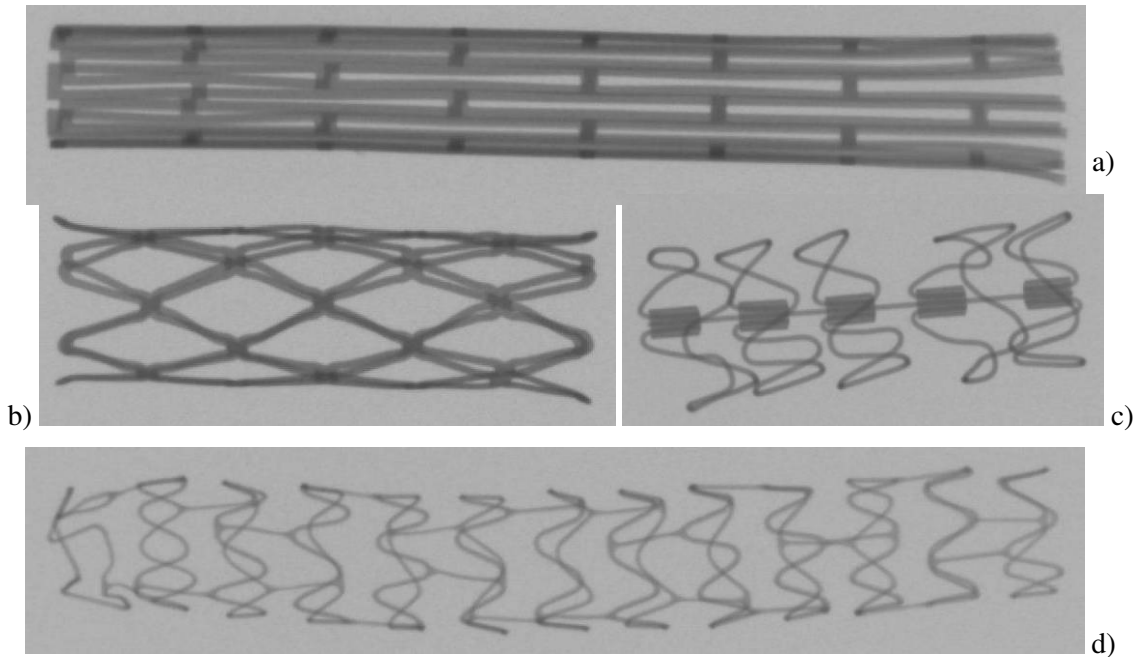
A Magyarországon az 1990-es évek elején *Major László*, radiológus szakorvos által elkezdett sztentgyártás és -fejlesztés legerősebb évtizede az ezredforduló tájékán kezdődött, és kb. tíz évig tartott. Ennek az évtizednek a vége felé épült be a röntgenmikroszkópia a sztentek és az angioplasztikai terápiás eszközök fejlesztésének és vizsgálatnak eszköztárába, ugyanis a funkcionális tulajdonságok sorában nagy jelentőséget kapott a röntgensugaras láthatóság. Ez a tulajdonság azért lényeges, mert az orvos az általa az érbe juttatott eszközök, implantátumok pillanatnyi helyzetét csak a röntgensugaras átvilágítással előállított élőképen tudja követni. A röntgenképen a háttér és az eszköz közötti kontrasztot – amely a láthatóság meghatározó eleme – végső soron a röntgensugárzás elnyelésének különbsége fogja meghatározni, amely a radiográfiai alapismeretekből jól ismert, az intenzitásváltozást leíró, formulákkal kifejezhető.

Amikor a *röntgensugaras láthatóság* mint funkcionális sztenttulajdonság a sok száz millió forintos egészségügyi beszerzési tendereken minősítési szempontként jelent meg, a piac mindkét térfelének szereplői megfogalmazták azt az igényt, hogy az addig használt szubjektív jellemzések – pl. jó, közepes, kiváló, gyenge stb. – helyett dolgozzunk ki kvantitatív minősítést, amely objektív, anyagvizsgálati mérőszámként jellemzi a láthatóságot. E fejlesztésnek lett az alapvető mérőberendezése a röntgenmikroszkóp, amellyel az első sztentvizsgálatokat 2006 februárjában végeztük, *Ring György* doktori kutatómunkájának részeként. A feltágított sztenteket szabadon, levegőn, illetve disznószív-koszorúérbe ültetve vizsgáltuk (2. ábra). A láthatóság kvantifikálását először *Duda és társai* oldották meg [8], ám módszerük csak addig terjedt, hogy egy sztentet ábrázoló röntgenkép átlagos szürkeségi szintjét határozta meg.



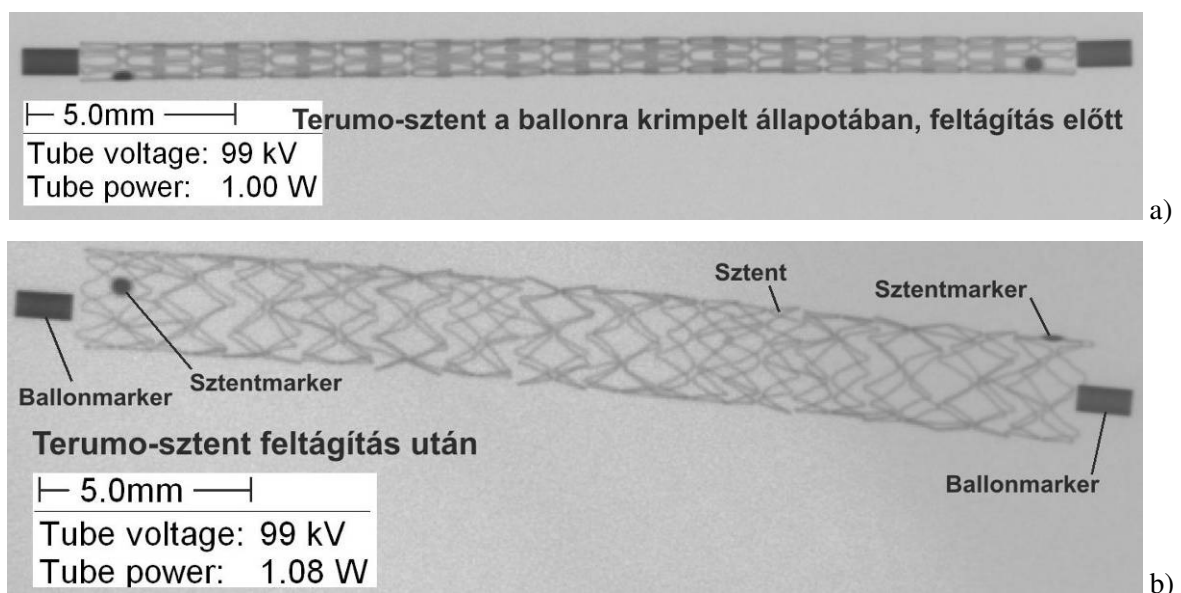
2. ábra. Koszorúérsztentek röntgenmikroszkópi képe (a) és disznószív koszorúerébe ültetve (b). Az öt közül a legrövidebb a magyar *Tentaur*-sztent, amely 0,145 mm átmérőjű huzalból készült hegesztéssel

A 3. ábra jól mutatja, hogy az 1990-es évek elején a viszonylag nagy (0,15–0,20 mm) falvastagságú csőből vagy ilyen átmérőjű huzalból gyártott, gyakran aranybevonattal ellátott (3.a-c ábra) sztentek lényegesen jobban láthatók, mint az a 10 évvel később gyártott sztent (3.d ábra), amelynek 0,08 mm körüli a bordaszélessége is és a bordavastagsága is.

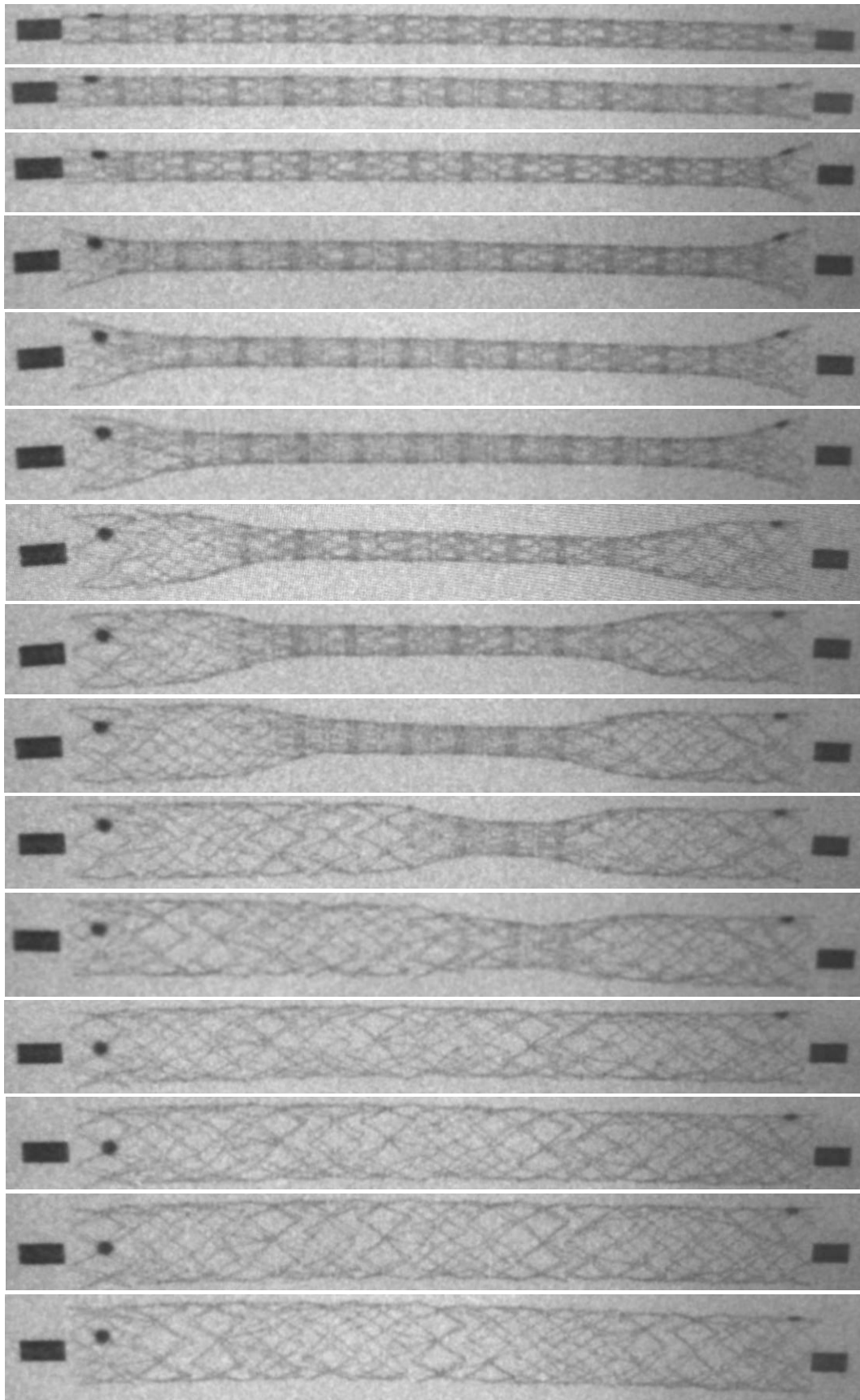


3. ábra. Az 1990-es években gyártott sztentek röntgenmikroszkópi képe; a gyorsítófeszültség (90 kV) és a katódfűtés (1,0 W) azonos; a) az első, lézersugaras vágással gyártott Palmaz–Schatz-sztent; b) lézersugaras vágás után aranyozott Palmaz-sztent; c) bilincsekkel kapcsolt sztent; d) 2000 utáni, kis bordakeresztmetszetű sztent; a képek valódi magassága minden esetben 4 mm

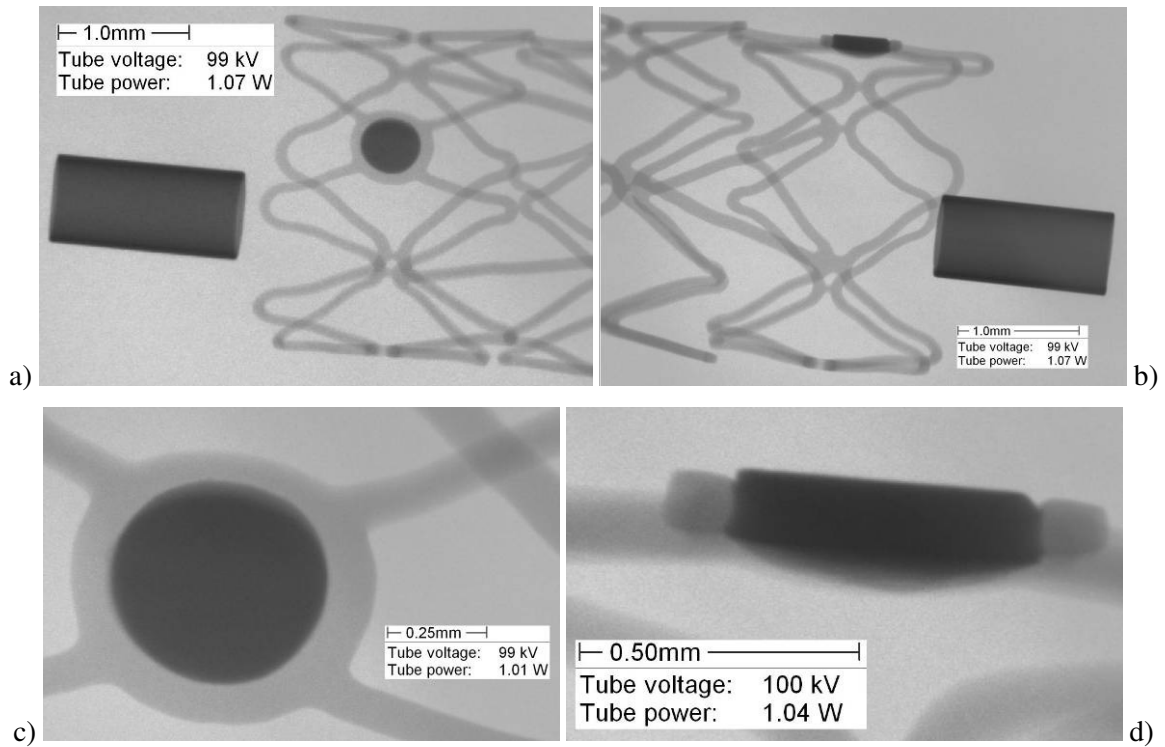
A 4. ábra azt érzékelteti, hogy ugyanaz a sztent (Terumo Stent) miként látható a feltágítás előtti állapotában (a ballonra krimpelve), valamint a feltágítás után. Az 5. ábra a teljes feltágítási folyamat egyes pillanatait képsorozaton szemlélteti. A ballonkatéteren a láthatóságot jelentősen javító markerek találhatóak, amelyek anyaga Au, Pt, Ta lehet. Ezekről a láthatóságot javító, sugárfogó markerekről készített képek láthatók nagyobb nagyításban a 6. ábrán. A lényegesen jobb láthatóság alapja az, hogy a markerek anyaga jóval nagyobb átlagrendszámú és sűrűségű a sztentbordákétól; ez utóbbiak anyaga főleg Fe-18Cr-14Ni-2,5Mo ausztenites acél vagy az L-605 minőségjelű Co-20Cr-15W-10Ni-1,5Mn kobaltötvözet.



4. ábra. Terumo-sztent röntgenképe a ballonkatéterre krimpelt (a) és feltágított (b) állapotban

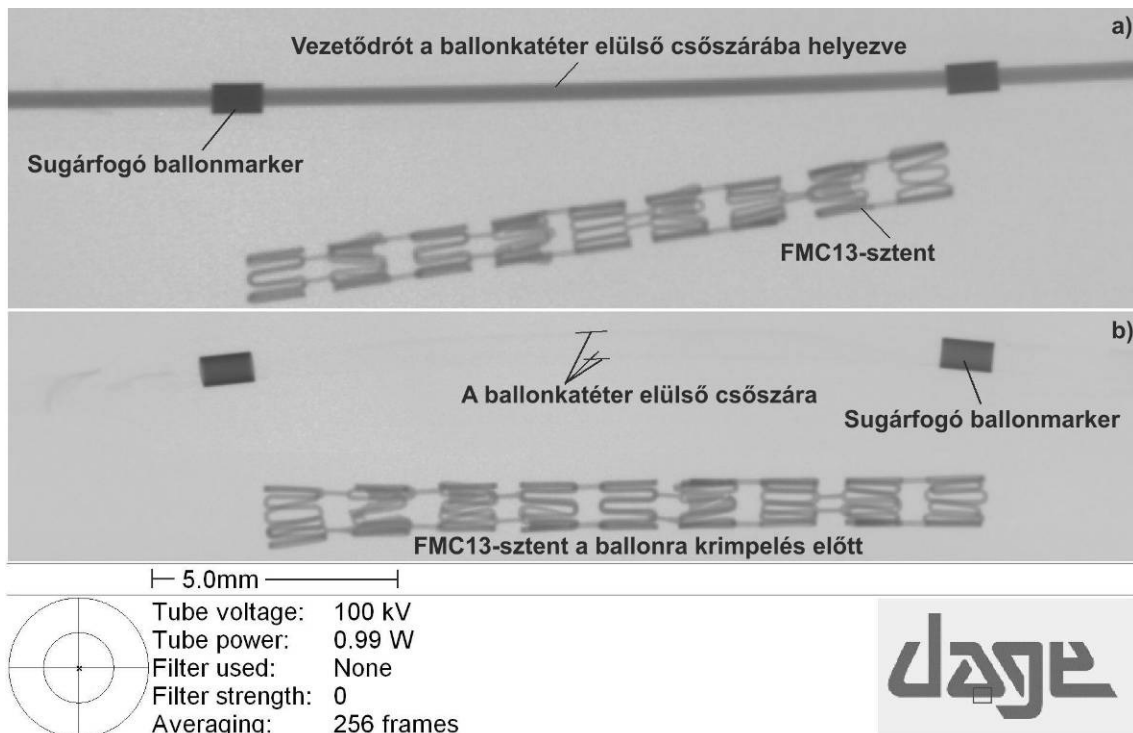


5. ábra. Terumo-sztent feltágításának folyamata röntgenmikroszkóppal készített film képkockáin

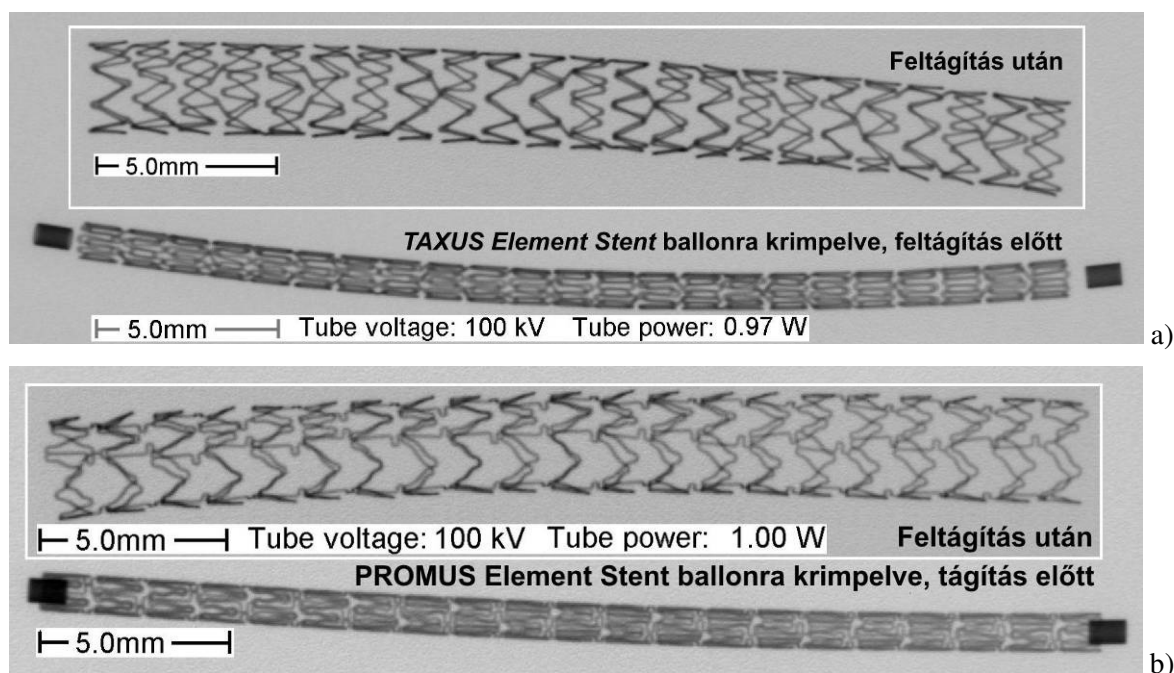


6. ábra. A Terumo-szent ballonkatéterén lévő, gyűrű alakú sugárfogó markerei (a, b), valamint a szentbordázat fészkeibe hegesztett markerek felül- és oldalnézeti képe

A 7. ábra a szentrendszer többi elemét – vezetődrót, ballonkatéter, szent – is mutatja. A ballonkatéter elülső csőszára műanyag, de nagyon halványan ez is látható. A 8. ábra két olyan sztentet mutat, amelyek röntgensugaras láthatósága kiváló annak köszönhetően, hogy vasötvözet alapanyaguk ötvözőként 33% platínát is tartalmaz a 18% Cr és a 9% Ni mellett.



7. ábra. A 2006-ban kifejlesztett, magyar FMC-szent 13 mm hosszú változatának röntgenképe a balllonra krimpelés előtt; ehhez a vezetődrót (a) is be kell húzni a ballonkatéter elülső csőszárába (b)



8. ábra. A 2009-re kifejlesztett, Fe-Pt-Cr-Ni ötvözet anyagú TAXUS Element- (a) és PROMUS Element-szent (b) röntgenmikroszkópi képe

3. A röntgensugaras láthatóság számszerűsítése a relatív láthatósági tényezővel

A sztentek és más angioplasztikai terápiás eszközök – vezetődrótok, katéterek – röntgensugaras láthatóságának vizsgálata 2006 februárjában kezdődött, és az első években alapvetően a Biotronik Hungária Kft. részére végzett vizsgálatokat jelentette. A röntgenképek kiértékeléséhez a Corel *PhotoPaint*, a Media Cybernetics *Image-Pro Plus*, a Microcal *Origin* és a Microsoft *Excel* programcsomagok együttes használatára volt szükség. Nagyszámú tanszéki szakvélemény készült ezekről a vizsgálatokról: sztentekre, katéterekre, vezetődrótokra vonatkozóan.

A láthatóság számszerű kifejezésére új elvi megközelítést, új vizsgálati módszert, új matematikai levezetést és új kiértékelőszoftvert fejlesztett ki e cikk első szerzője vezetésével az a kutatócsoport, amelynek tagja volt e cikk másik szerzője, aki a röntgenmikroszkópos méréseket végezte, továbbá a mérésekben és a kiértékelésben közreműködő doktoranduszok, *Ring György* és *Bognár Eszter*, valamint *Bán Melinda*, alapképzéses egyetemi hallgató, aki az első évek meglehetősen körülményes kiértékelési módszerének felváltására 2011-ben kifejlesztett egy, a röntgenképek gyors kiértékelésére alkalmas szoftvert. Az új elvet, módszert, matematikai apparátust és eredményeket ismertető tanulmány 2008 májusában készült el [9]. Ennek tudományos közlésére magyar nyelven *Ring György* doktori értekezésében [10], angol [11] és francia [12] nyelven pedig 2014-ben a került sor. Magyar nyelvű konferencián vagy folyóiratban az ismertetés sajnálatos módon mindeddig elmaradt.

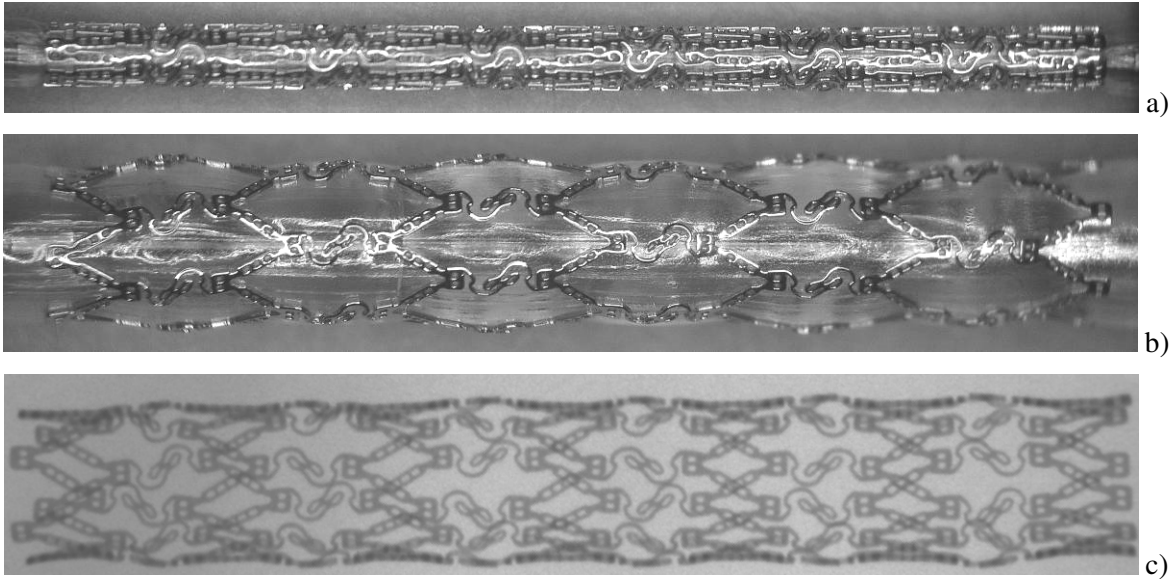
A láthatóság számszerű meghatározásának első lépéseként el kell készíteni az értékelni kívánt eszköz röntgenmikroszkópos (XRM-) képét; pl. a 9.a és 9.b ábrán látható egy sztent, a 9.c ábrán pedig annak XRM-képe. Szükség van egy olyan XRM-képre is, amely teljesen azonos felvételi változókkal (katód-fűtési teljesítmény, csőfeszültség) készül, de a sztentet nem tartalmazza, tehát csak a háttér képét mutatja. A sztent és a háttér XRM-képen létre kell hozni egy ún. láthatósági ablakot a 10. ábrán meghatározott módon; ezekre vonatkoznak a további számítások. A láthatósági ablakok méretére, területére az alábbi összefüggések érvényesek:

$$a = L \quad \{1\},$$

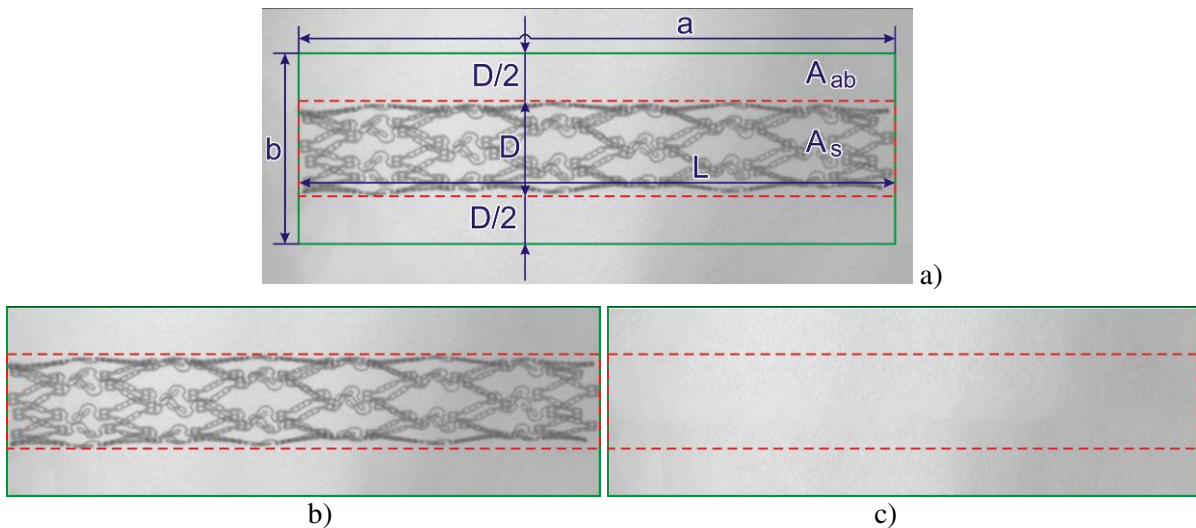
$$b = D + 2\frac{D}{2} \quad \{2\},$$

$$2A_s \cong A_{ab} \quad \{3\}.$$

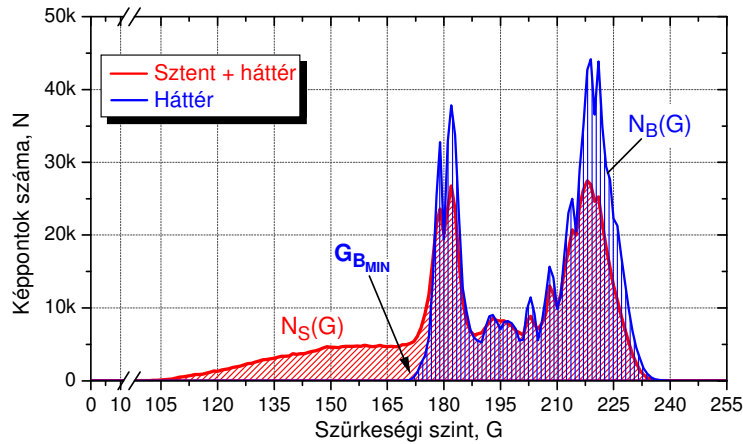
A láthatósági ablakokat 8 bites, szürkeárnyaltos képként elemezve meghatározható az ablak képpontjainak szürkeségi szintek szerinti eloszlását. Ez a szürkeségi hisztogram látható a 11. ábrán mind a sztentet tartalmazó, mind pedig az üres – csak a háttérről készült – láthatósági ablakra.



9. ábra. Conor CoStar 18x2,5 sztent a feltágítás előtt (a) és után (b), valamint 90 kV csőfeszültséggel és 1200 mW katód-fűtési teljesítménnyel készített XRM-képen (c)



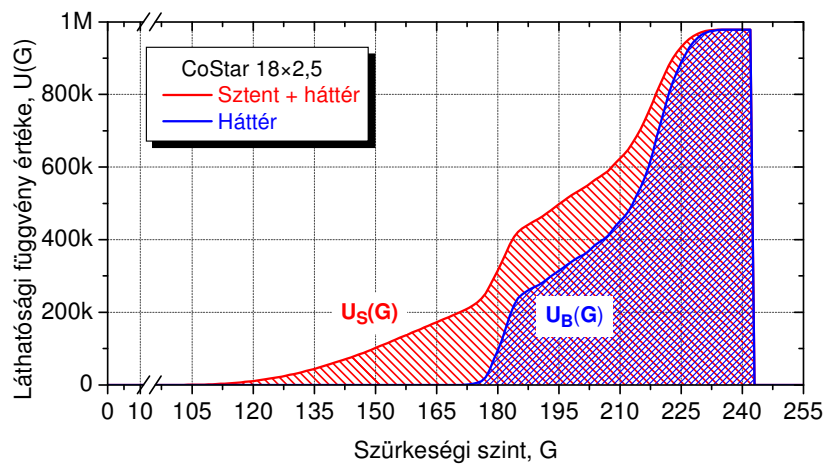
10. ábra. A láthatósági ablak meghatározása (a) és képe a sztenttel (b), illetve a sztent nélkül (c)



11. ábra. A sztentet tartalmazó és az „üres” láthatósági ablak szűrkeségi hisztogramja

Az XRM-képek szűrkeségi hisztogramján az ordináták eloszlása és értéke arányos a röntgensugárzás elnyelésével és így a láthatósággal. A 11. ábrán a $G < G_{B_MIN}$ tartományba eső képpontok nyilvánvalóan csak az sztent által elnyelt röntgensugárzásnak feleltethetők meg. Ez alapján is meghatározható egy láthatósági tényező, amely a háttértől független (ezt nevezzük saját láthatósági tényezőnek), de a valós feltételek között soha nem lehet elvonatkoztatni a környezettől. Ebből következően olyan láthatósági tényezőket célszerű meghatározni, amelyek a teljes szűrkeségi skálát felölelik. A sztentet tartalmazó és az üres láthatósági ablak hisztogram függvényét – $N_S(G)$ és $N_B(G)$ – integrálva kapjuk az $U_S(G)$ és $U_B(G)$ láthatósági függvényeket (12. ábra); az integrálási határok alapesetben a $G = 0$, illetve a $G = 255$ értékű szűrkeségi szintek.

$$U_S(G) = \int_{G_L}^{G_H} N_S(G) dG \quad \{4\}, \quad U_B(G) = \int_{G_L}^{G_H} N_B(G) dG \quad \{5\}.$$



12. ábra. A sztentet tartalmazó és az üres láthatósági ablak láthatósági függvénye. A függvények görbe alatti területe integrálással meghatározható

A 12. ábrán bemutatott láthatósági függvények maximuma természetesen azonos, ugyanis a két láthatósági ablak azonos számú képpontot tartalmaz. Következésképpen a láthatósági ablakot alkotó képpontok szűrkeségi hisztogramjából generált láthatósági függvények alkalmasak arra, hogy a sztentnek a háttérhez képesti láthatóságát kifejezzük velük, mégpedig a láthatósági függvények görbe alatti területének (integráljának) összehasonlításával.

Legyen XV_R a *relatív láthatósági tényező*, amely azt fejezi ki százalékban, hogy a sztentet is tartalmazó láthatósági ablak láthatósági függvényének görbe alatti területe mennyivel nagyobb az üres háttér láthatósági függvényének integráljától. XV_R a következő egyenlettel határozható meg:

$$XV_R = \left(\frac{\int_{G_L}^{G_H} U_S(G) dG}{\int_{G_L}^{G_H} U_B(G) dG} - 1 \right) = \left(\frac{\int_{G_L}^{G_H} N_S(G) dG}{\int_{G_L}^{G_H} N_B(G) dG} - 1 \right) = \left(\frac{\psi_S}{\psi_B} - 1 \right) \cdot 100 (\%) \quad \{6\}$$

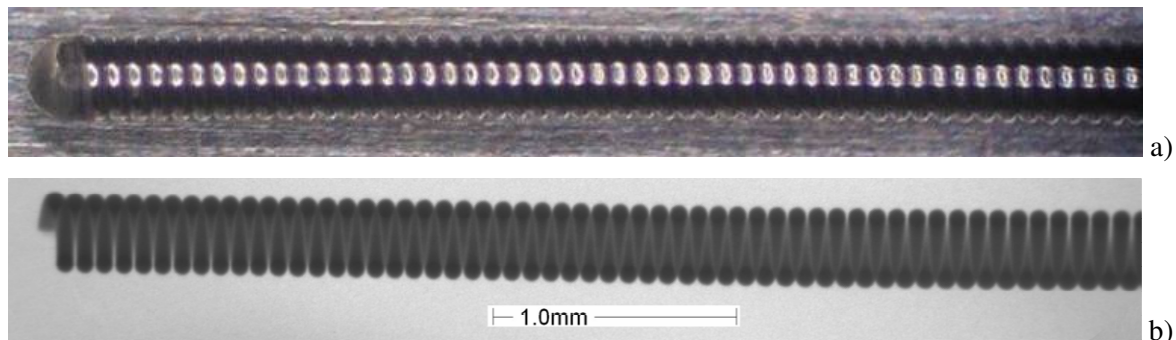
ψ_S és ψ_B fejezi ki a 8 bites, szürkeárnyalatos XRM-kép alapján a láthatósági ablakra meghatározott *láthatósági számot*, vagyis az XRM-kép hisztogramjának kettős integrálját. A bemutatott példában szereplő CoStar-sztentre a relatív láthatóság 29,52%.

A relatív láthatósági tényező a sztentet az adott átvilágítási feltételek között jellemzi. Ha két különböző sztentet kell értékelni – amelyek típusa, anyaga, átmérője vagy hosszúsága különbözik –, akkor a relatív láthatósági tényezők összehasonlításához azonos átvilágítási feltételeket kell biztosítani (katód-fűtés és gyorsítófeszültség, illetve nagyítás). Az azonos megvilágítási feltételek között a nem túlzottan nagy láthatósági eltéréseket a relatív láthatóság kitűnően leírja. A szubjektív értékelések helyett tehát olyan anyagvizsgálati mérőszámról van szó, amely objektív méréseken alapul, és a finom eltéréseket is helyesen rangsorolja.

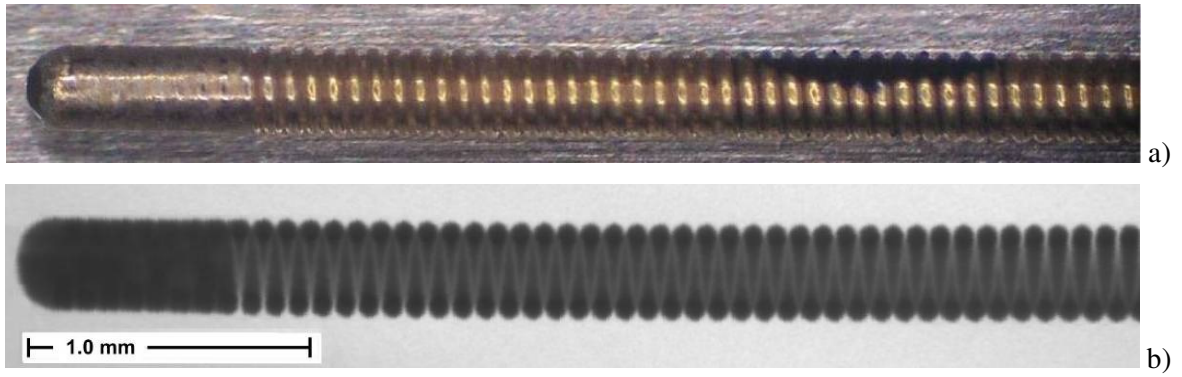
A relatív láthatósági tényező meghatározásánál kijelölhetők az integrálási határok oly módon is, hogy azok a szürkességi skálának ne a teljes intervallumára terjedjenek ki. Ilyenkor az integrálási határok azon zérusértékű szürkességi szintek, amelyek „közrefogják” a nemzérus értékű szürkességi szintek tartományát. Ezzel a módszerrel jelentősen javítható a relatív láthatósági tényező „feloldása”, „érzékenysége”. Ebben az esetben a bemutatott sztent relatív láthatósági tényezője 40,12%-ra módosul.

5. További katéterterápiás eszközök vizsgálata

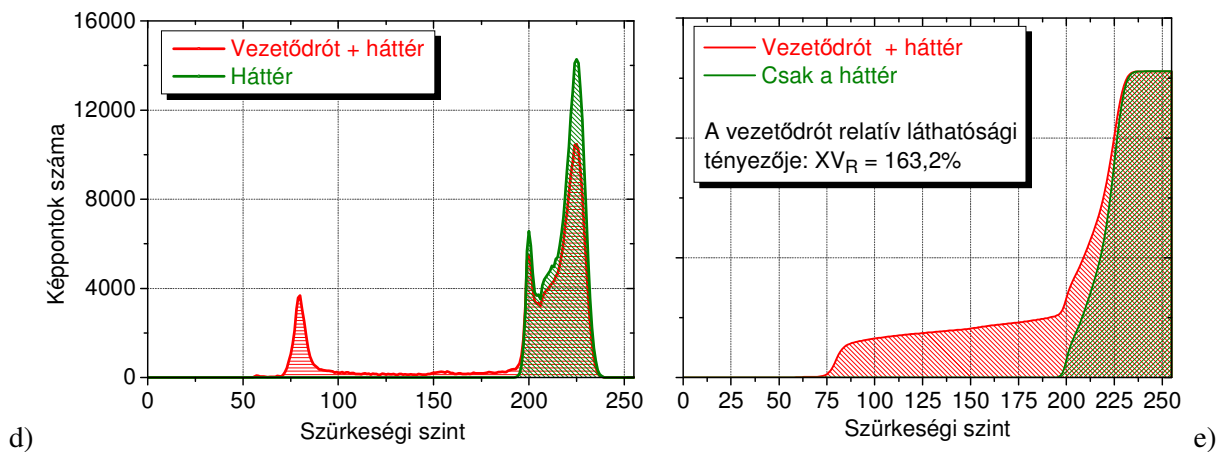
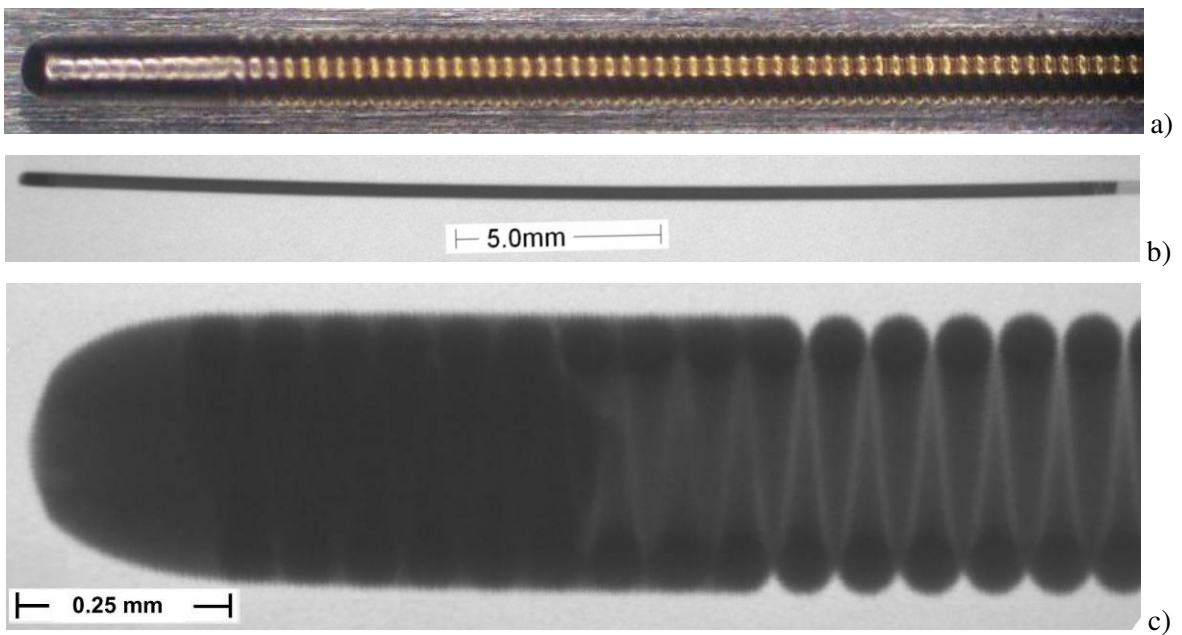
Az angioplasztikai terápiás eszközök sorában nem csak a sztenteknél, de további eszközöknél is lényeges funkcionális tulajdonság a röntgensugaras láthatóság; ilyenek például a vezetődrtok – amelyek közül háromféleképpen is látható az XRM-képe a 13–15. ábrán –, a diagnosztikai katéterek és a vezetőkatéterek. A vezetődrtok elülső (disztális) végén a maghuzal köré egy huzaltekercset (angolul: coil, spring coil [13]) szerelnek a hajlékonyság növelése érdekében; ennek az elülső végnek a láthatósága (radio-detectability [13]) lényeges jellemző.



13. ábra. „Cruiser HF Straight” vezetődrtót csúcsának fényképe és röntgenképe (90 kV / 1200 m W)



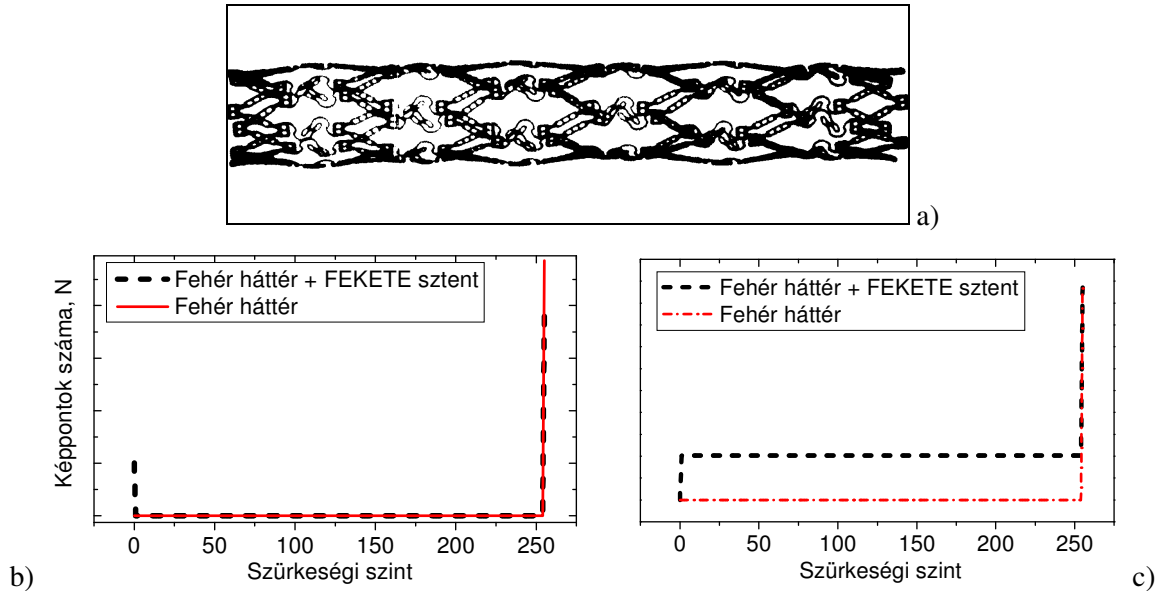
14. ábra. „Galeo ES” vezetődrot elülső (disztális) végének fényképe és röntgenképe (az XRM-es leképezési adatok: 90 kV / 1200 mW)



15. ábra. „Galeo F” vezetődrot betekercselt végének fényképe (a), röntgenképe (b), csúcsának XRM-képe (c), valamint a láthatósági ablakok szűrkeségi histogramjai (d) és láthatósági függvényei (e)

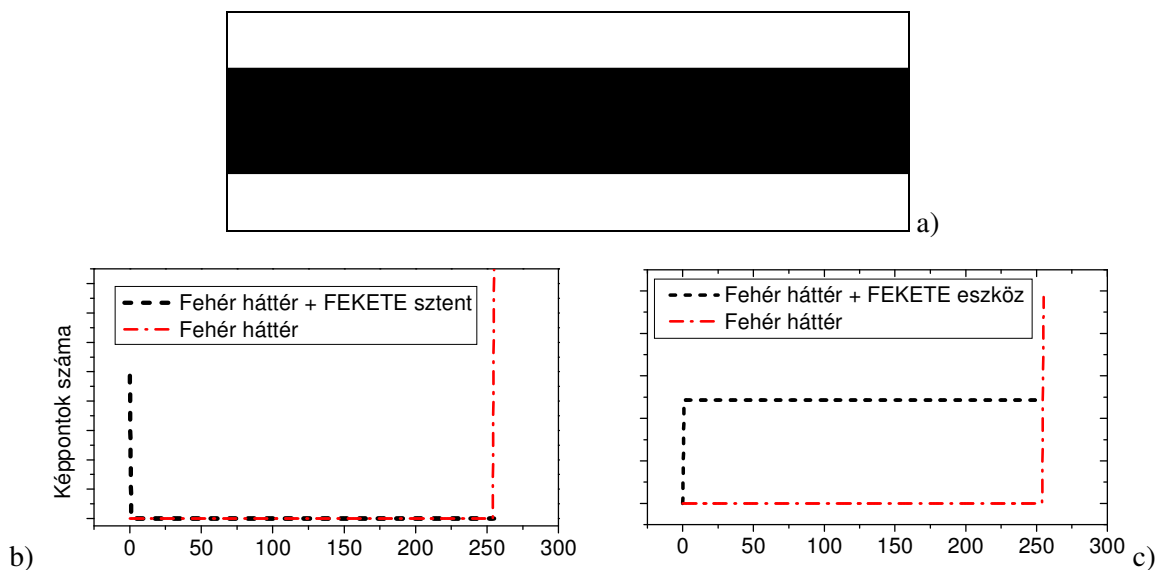
5. A röntgensugaras láthatóság számszerűsítése az abszolút láthatósági tényezővel

A *relatív láthatósági tényező* jól kifejezi a sztentek láthatóságát: egyedi és összehasonlítható értékelésre alkalmas, ám a háttér és az eszköz közötti kontraszt vagy az eszköz felületének növekedésével a relatív láthatóság 100% feletti értéket is felvehet. Ha pl. a 10.b ábrán a láthatósági ablak háttére teljesen fehér és a sztent teljesen fekete kontrasztot ad – ezt az „ideális láthatóságú” sztentet mutatja a 16. ábra –, akkor erre az esetre $XV_R = 10\,568\%$; az ábrán látható a kép láthatósági hisztogramja és az ebből előállított láthatósági függvénye is.



16. ábra. A sztent láthatósági ablaka az ideális láthatóság esetére (a), a láthatósági hisztogramok (b) és a láthatósági függvények (c)

Az ideális eset még tovább is fokozható! A teljes felületén fekete kontrasztot adó, ún. „tökéletes láthatóságú” eszközre (17. ábra) az XV_R relatív láthatósági tényező $25\,400\%$. Sem az ideális, sem a tökéletes eset a gyakorlatban nyilvánvalóan nem létezik, de mint elvi lehetőség előállítható; a tökéletes láthatóságú eszköznek a 17. ábrán láthatók a láthatósági hisztogramjai és az ezekből előállított láthatósági függvényei is.



17. ábra. „Tökéletes láthatóságú” eszköz láthatósági ablaka (a), láthatósági hisztogramja (b) és láthatósági függvénye (c)

Annak ellenére, hogy az ideálshoz közeli kontrasztot adó sztentek vagy egyéb eszközök nem túlságosan gyakoriak, nyilvánvaló, hogy a relatív láthatósági tényezőnek ez a sajátossága kedvezőtlen lehet, és zavarhatja azt a mérés technikai elvárást, mely szerint, ha egy mérendő tulajdonságnak nyilvánvalóan van maximuma, akkor az azt kifejező mérőszám ne legyen nagyobb 100%-nál. Ennek az elvnek az érvényesítésére alkalmas az XV_A abszolút láthatósági tényező, amely biztosítja, hogy a tökéletes láthatóságú eszköz esetén éppen 100% legyen a láthatóságot kifejező mutató. Az abszolút láthatósági tényező az alábbi képlettel számítható:

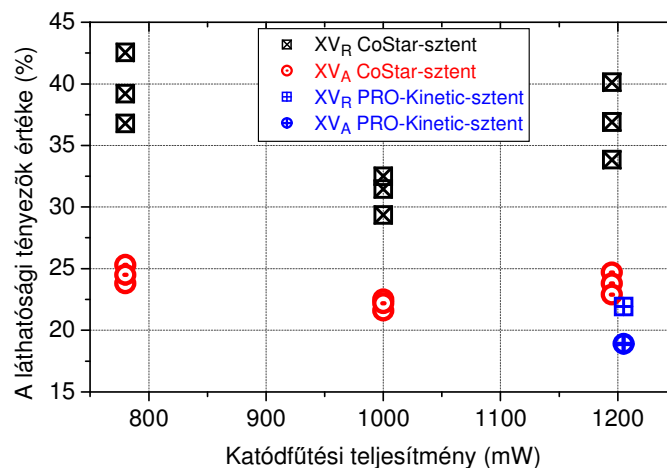
$$XV_A = \sqrt{\log_{255}(XV_R)} \quad (\%) \quad \{7\}$$

A fekete-fehér képpé való transzformálással létrehozott, ideális láthatóságú sztent (16.a ábra) abszolút láthatósági indexe 91,80%. Az abszolút láthatósági tényező definíciója szerinti elv érvényesüléséhez feltétlenül szükséges feltétel az, hogy az eszköz tökéletes láthatósága esetén a fekete és a fehér képpontok száma azonos legyen a láthatósági ablakban. A láthatósági ablak meghatározásánál ezért kellett az (1)–(3) egyenleteket alkalmazni.

Az XV_A abszolút láthatósági tényezővel tehát kiküszöbölhető az, hogy a maximumot kifejező 100%-nál nagyobb érték adódjon, viszont szűkül az a tartomány, amelyben a különféle sztentek jellemző láthatósági tényezői mozognak; ez azonban bármilyen eszköz egészének vagy részletének a minősítésére alkalmas, ha a láthatósági ablak helyesen van kijelölve.

6. A katód fűtési teljesítmény hatása a röntgensugaras láthatósági tényező értékére

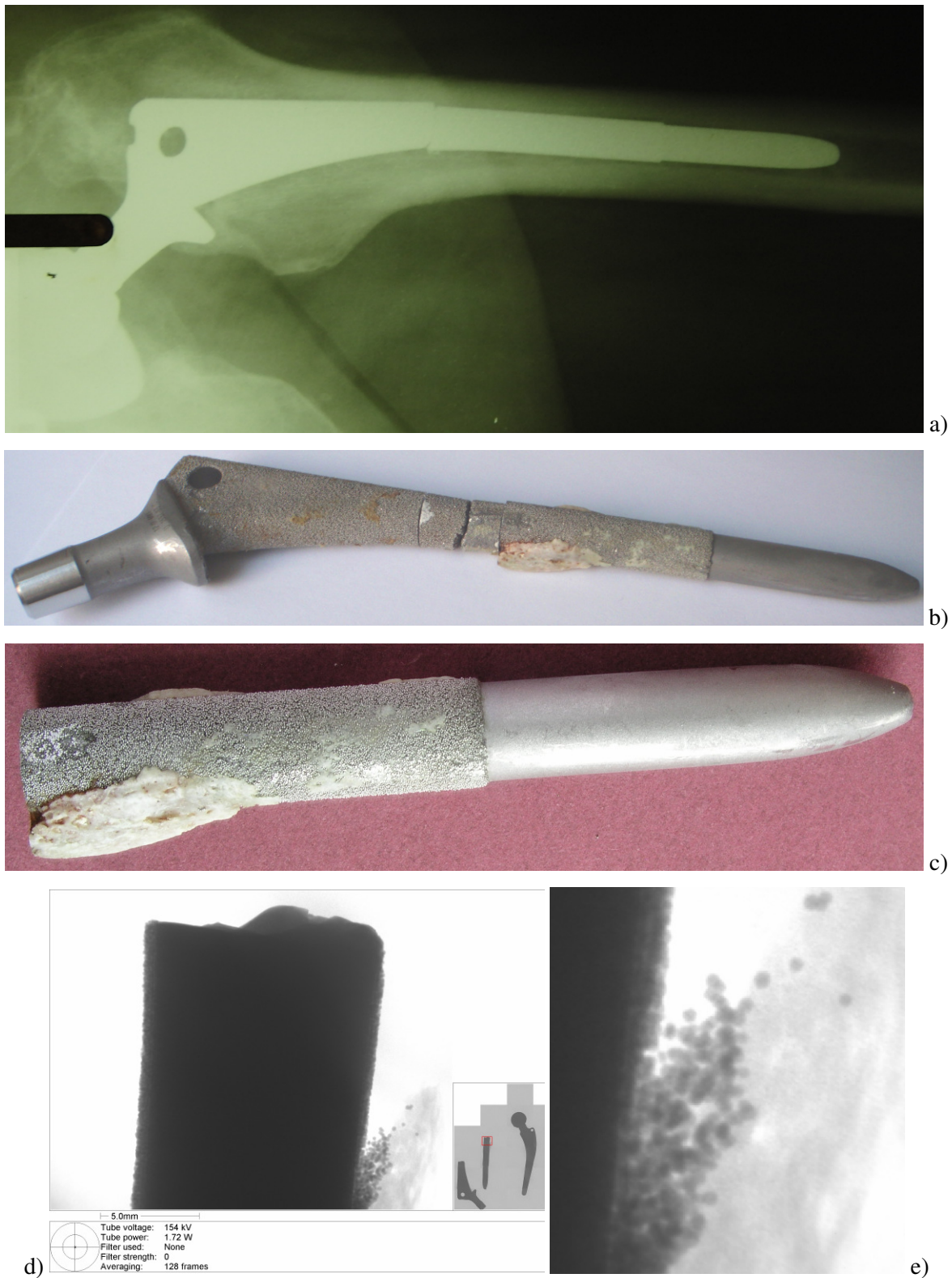
A különféle leképezési feltételekkel nyert XRM-képek alapján meghatározott relatív és abszolút láthatósági tényezőkre hatással van a katód fűtési teljesítmény; ezt szemlélteti a 18. ábra. Az egyes abszcisszákon mutatott több mérési pont ugyanannak a sztentnek más-más helyzetbe forgatásával készített XRM-képek alapján adódott. A röntgensugár-elnyelés feltételei a röntgensugárzás oldaláról azonosak: hullámhossz, katód fűtés, gyorsító feszültség és nagyítás. Az anyag oldaláról is azonosak: sűrűség, átlagrendszám és az XRM-képre mint vetületi síkra értelmezett átlagos vastagság. Kis mértékű eltérések mutatkoznak ennek ellenére: részben abból, hogy a sztent keresztmetszete nem tökéletesen kör alakú, de főként abból, hogy az egyes képeken a sztent által nem lefedett képpontokban nem lehet tökéletesen azonos szűrkeségi szintű képpontokat generálni a négy felvétel alkalmával, márpedig a háttér egyáltalán nem homogén szűrkeségű. Ami a katód fűtési teljesítmény hatását illeti, szembeötlő, hogy a vizsgált tartományon a legnagyobb láthatósági tényező 780 mW katód fűtésnél mérhető, és 1000 mW-nál csaknem 25%-kal romlott.



18. ábra. A katód fűtési teljesítmény hatása a relatív és az abszolút láthatósági tényezőre

7. Csípőprotézisek röntgenmikroszkópos vizsgálata

Az öntéssel gyártott csípőprotéziseknél előfordul, hogy a beültetés után 6–8 évvel fáradásos törékmenettel eltörnek. Ilyen törött implantátumot mutat a 19. ábra. Az XRM-kép (19.d-e) láthatóvá teszi a csontszövet tapadási jellegét és a porózus fémbevonatra.



19. ábra. A páciensben eltört csípőprotézis orvosi röntgenképe (a), optikai mikroszkópi képe (b-c) és a töretfelület környezetének XRM-képe (d-e)

Szakirodalmi hivatkozások

- [1] Röntgen WC: On a new kind of rays. *Journal of the Franklin Institute*, 141 (1896:3, March) 183–191.
- [2] Schuller A: A röntgen-féle sugarak magyarázatáról. *Mathematikai és természettudományi értesítő*, 14 (1896:3) 145–149.
- [3] Wartha Vince: A Röntgen-féle új fajta fotográfiákról. *Természettudományi közlöny*, 28 (1896:317) 53–54.
- [4] Kirkpatrick P, Pattee Jr. HH: Approaches to X-Ray Microscopy. *Advances in Biological and Medical Physics*, 3 (1953) 247–283.
- [5] Zsoldos Lehel: A röntgenmikroszkóp. *Fizikai szemle*, 9 (1959:3) 74–80.
- [6] Élő sejtek - röntgenmikroszkóp alatt. *Élet és tudomány*, 45 (1990:44) 1406.
- [7] *Fizikai szemle*, 57 (2007:2) 71.
- [8] Duda SH, Wiskirchen J, Tepe G, Bitzer M, Kaulich TW, Stoeckel D, Claussen CD: Physical Properties of Endovascular Stents: An Experimental Comparison. *JVIR*, 11 (2000) 645–654.
- [9] Dobránszky J: A röntgensugaras láthatóság kvantitatív meghatározása (2008)
- [10] Ring György: Koszorúérsztentek és más endoprotézisek preklinikai vizsgálata. PhD-értekezés. BME Gépészmérnöki Kar, Budapest, 2011.
- [11] Dobránszky J, Ring Gy, Bognár E, Kovács R, Bitay E: New Method for Evaluating the Visibility of Coronary Stents. *Acta Polytechnica Hungarica*, 11 (2014:5) 81–94.
- [12] Dobránszky J: Nouvelle méthode in vitro pour évaluer la visibilité des stents coronaires. Conférence MATÉRIAUX 2014, Montpellier, 24-28 novembre 2014, AF-09-1596.
- [13] MSZ EN ISO 11070 Steril, egyszer használatos érrendszeri bevezetők, támítók és vezetődrótok (ISO 11070:2014)