

Orvosi diagnosztikai röntgenspektrumok mérése*

PORUBSZKY TAMÁS¹, VÉGH ANDRÁS^{1,2} és TÖRÖK SZABINA³

A cikk röviden áttekinti az orvosi diagnosztikai röntgenspektrumok ismeretének jelentőségét és meghatározásuk lehetséges módszereit. Ismertet egy diffrakciós és egy félvezető detektoros spektrummérési összeállítást. Bemutat néhány eredményt is.

A röntgensövekben keletkező röntgensugárzás minden esetben heterogén. A sugárzás spektrális eloszlása — amit sugárminőségnek is neveznek — határozza meg a sugárzás áthatoló képességét, így az orvosi röntgendiagnosztikában mind a páciens által elszenvedett sugárterhelés, mind a kapott kép minősége szempontjából alapvető jelentősége van. A röntgensugárral foglalkozóknak feltétlenül ismerniük kell a röntgenspektrum jellegét, összefüggéseit és befolyásolásának lehetséges módjait.

Általános áttekintés

A röntgenspektrum fogalma, fizikai mennyiségek

Spektrumon általában valamely fizikai mennyiségnek egy másik fizikai mennyiség szerinti eloszlását kifejező differenciálhányados függvényét értik. A röntgensugárzás spektruma felvehető a sugárzás $E = h\nu$ kvantumenergiájának, illetve ν frekvenciájának (az utóbbitól a továbbiakban a fennálló arányosság miatt eltekintünk, nem is igen használatos), vagy $\lambda = \frac{c}{\nu} = \frac{hc}{E}$ hullámhosszának függvényében (h a Planck-állandó, c a fénysebesség).

Tekintsük egyelőre az E kvantumenergia függvényében felvehető spektrumokat. Milyen fizikai mennyiség eloszlásáról lehet szó?

a) Fluens (részecskefluens, fotonfluens): $\Phi = dN/da$, ahol dN egy da keresztmetszetű gömbre eső részecskék (a jelen esetben röntgenfotonok) száma. Ennek energia szerinti Φ_E -vel jelölik, erre

$$\Phi = \int_0^{E_{max}} \Phi_E dE$$

A fluens idő szerinti deriváltja a fluens teljesítmény vagy fluxussűrűség: $\varphi = d\Phi/dt$. Értelmszerűen ennek φ_E eloszlása Φ_E -hez hasonlóan képezhető.

b) Energiafluens: $\Psi = dR/da$, ahol dR egy da keresztmetszetű gömbre eső sugárenergia (a jelen esetben a röntgenfotonok összes energiája). Ennek energia szerinti eloszlása Ψ_E , hasonlóan az előzőkhöz. Idő szerinti deriváltja, $\psi = d\Psi/dt$, az energia-fluens-teljesítmény vagy energiafluxussűrűség.

Megjegyezzük, hogy az ICRU által definiált fenti sugárzási mennyiségek elnevezése a régebbi irodalomban nem volt egységes, sőt ma sem teljesen az. Így például Φ_E -t gyakran foton spektrumnak, ψ -t a sugárzás intenzitásának nevezik.

c.) Végül szóba jöhet valamely dózismennyiség. A besugárzási dózis (exposure) és a levegőben elnyelt dózis csak konstans szorzóban különbözik, más közegekben elnyelt dózisok (a víz kivételével) ritkán használatosak. Ezért csak a besugárzási dózist tekintjük. Jele X . (Értelmezésére itt nem térünk ki.) Energia szerinti eloszlása, X_E , illetve idő szerinti deriváltja, az \dot{X} besugárzási dózisteljesítmény az említett módon képezhető.

* Előadásra került a MATE Orvostechikai Szakosztályában 1984. november 13-án.

¹ MEDICOR Fejlesztési Intézet, Budapest, Pf. 90. 1475

² Jelenlegi cím: Fazekas Mihály Fővárosi Gyakorló Általános Iskola és Gimnázium, Budapest, Horváth Mihály tér 8. 1082

³ MTA Központi Fizikai Kutató Intézet, Budapest, Pf. 49. 1525

Bármelyik mennyiségről legyen is szó a fenti három közül, vigyázni kell az energia függvényében és a hullámhossz függvényében felvett eloszlások összehasonlításánál, illetve egymásba való átszámításánál. Egymásnak megfelelő dE és $d\lambda$ intervallumokra

$$I_{\lambda}d\lambda = -I_E dE, \quad (1)$$

ahol I valamelyik sugármennyiségi jellemző. Mivel

$$E = h\nu = -\frac{hc}{\lambda},$$

ezért

$$\frac{dE}{d\lambda} = h \frac{d\nu}{d\lambda} = -\frac{hc}{\lambda^2} \quad (2)$$

(2)-t (1)-be helyettesítve adódik:

$$I_{\lambda} = \frac{hc}{\lambda^2} I_E \quad (3)$$

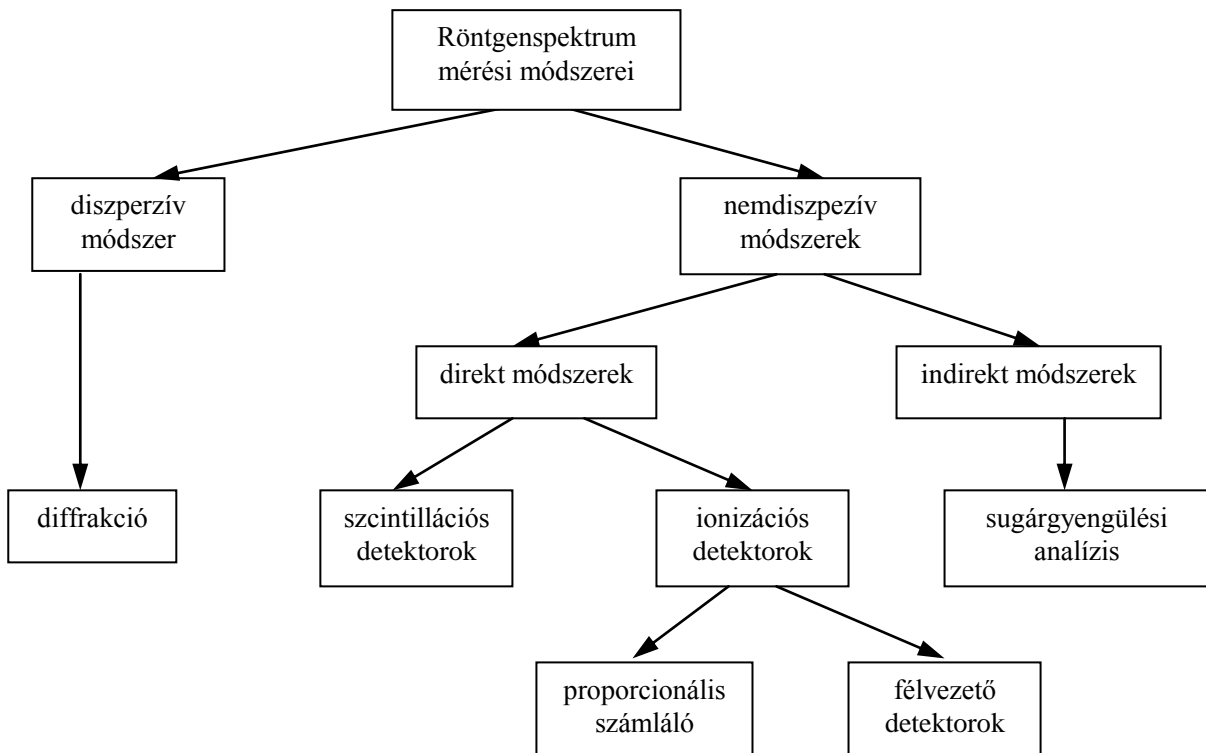
Alkalmazási lehetőségek

A röntgenspektrum-mérések felhasználási területeiből a teljesség igénye nélkül felsorolunk néhányat:

1. A ténylegesen beállított röntgensőfeszültség (U) meghatározása az

$$U = \frac{E_{max}}{e} = \frac{hc}{e} \frac{1}{\lambda_{min}} \quad (4)$$

Duane–Hunt-képlet segítségével, ahol E_{max} a maximális fotonenergia és λ_{min} a neki megfelelő minimális hullámhossz, e pedig az elektrontöltés. Ennek főként egytankos rendszerű röntgenberendezéseknél van jelentősége, ahol a nagyfeszültség nem férhető hozzá.



1. ábra. A röntgenspektrum főbb mérési módszerei

2. Dózismérő eszközök kalibrálása energiafüggés szempontjából, illetve energiafüggésük csökkentése.

3. A spektrumok felhasználása dózis, fluens, energiafluens, effektív energiák stb. számításához, figyelembe véve a röntgensőfeszültség és -áram időbeli lefolyását, valamint a sugárgyengítő közegeket [10].

4. Szűrők, biológiai anyagok, kontrasztanyagok, fekvőasztallapok, kazetták stb. spektrumra gyakorolt hatásának (effektív sugárgyengítési együttható, dózis) meghatározása; filmek, fóliák, röntgenképerősítők spektrális érzékenységének illesztésével a röntgenképátviteli lánc bemenőjel kontrasztjának meghatározása [11] [10].

5. Az előbbieket segítségével vizsgálható a sugárminőségnek a képminőségre gyakorolt hatása, adatok nyerhetők sugárterhelés-képminőség optimalizáláshoz, röntgengenerátorok minősítéséhez stb.

A röntgenspektrum mérési módszerei

A röntgenspektrum kísérleti meghatározásának fontosabb módszereit az *1. ábra* tekinti át.

A legrégebb, ún. diszperzív módszer az egykristályon létrejövő diffrakció alkalmazása a sugárzás hullámhossz szerinti szétválasztására. Ilyen módszerrel mérte röntgensövek spektrumát elsőként 1918-ban Ulrey, majd 1922-ben Kulenkampff, detektorként mindketten ionizációs kamrát használtak. A módszert részletesebben a következőkben ismertetjük. Korszerű alkalmazásait találhatjuk a [6] és [13] munkákban. Bár e módszer felbontóképessége ma is a legnagyobb, a folytonos spektrum mérésében a nemdiszperzív módszerek teljesen háttérbe szorították. Ennek oka részben a módszer időigényessége (a spektrumot csak pontonként lehet felvenni), részben pedig bonyolult, nehezen meghatározható korrekciói (magasabbrendű diffrakciók, szögfüggő diffrakciós hatások stb.).

Az összes többi mérési módszer nem diszperzív, abban az értelemben, hogy optikailag a sugárnyaláb nem bontja fel, annak egésze jut a detektorra. A detektor az egyes elnyelt részecskék energiájával arányos jelet szolgáltat, a spektrumot sokcsatornás amplitúdóanalizátor veszi fel. Az ötvenes évektől mintegy két évtizeden keresztül a szcintillációs számláló volt a röntgenspektrometria legelterjedtebb eszköze, a hatvanas évek végétől egyre inkább a félvezető detektorok kerültek előtérbe. A harmadik gyakran alkalmazott detektortípus, a proporcionális számláló is sokat fejlődött az évek során.

Ezen detektortípusok egyik legfontosabb jellemzője az energia-felbontóképesség, amit a mono-energiás fotonok által kiváltott amplitúdóeloszlás félértékszélességével szokás jellemezni. Jó közelítéssel mindhárom detektortípusra igaz, hogy a relatív félértékszélesség $E^{-1/2}$ -nel arányos, ahol E a fotonenergia. 10 keV-es fotonok esetén NaI(Tl) kristályos szcintillációs számlálók (abszolút) félértékszélessége kb. 4,5 keV, gáz proporcionális számlálókra ugyanez mintegy 1,5 keV, míg hűtött elektronikájú Si vagy Ge detektorokra 0,2–0,3 keV.

Minél nagyobb a relatív félértékszélesség, annál bonyolultabb számítást igényel a valódi spektrum előállítás az impulzus-amplitúdó eloszlásból. A jelentős számítógépidő-igény a szcintillációs röntgenspektrometria egyik legfőbb hátránya. Félvezető detektorok esetében, ha 0,5–1 keV-es pontosság elegendő, ez a számítás elhagyható. Az egyes detektorok energiafüggő hatásfokát minden esetben egyedileg kell kimérni és korrekcióba venni. A félvezetők közül a szilícium 5–30 keV, a germánium 20–100 keV között a legjobb hatásfokú. A félvezető detektorok legfőbb hátránya a hűtési igény: folyékony nitrogén hőmérsékleten kell őket tartani. A Ge(Li) és a Si(Li) detektorokat állandóan, míg a nagy tisztaságú germánium (high purity $\text{Ge} = \text{HPGe}$) detektorokat csak a mérés ideje alatt kell hűteni. Megállapítható tehát, hogy az igényes röntgenspektrometria legkorszerűbb eszköze a HPGe detektor. (Megjegyezzük, hogy Ge(Li) és HPGe detektorokat a szocialista országok közül Csehszlovákiában gyártanak.)

Spektrometriai műszerek (vagy idő) hiányában indirekt módszerrel is lehet közelítő spektrumokat meghatározni, egy jó minőségű dózismérő és egy alumínium vagy réz szűrősorozat segítségével. 1932-ben Silberstein ismerte fel elsőként, hogy egy röntgensugárnyaláb X_λ spektruma és $X(x)$ transzmissziós görbéje között (ahol x az abszorbens-vastagság) kölcsönösen egyértelmű

összefüggés áll fenn, ami matematikailag egy Laplace-transzformációval fejezhető ki. Ezzel az ún sugárgyengülési analízis módszerrel természetesen csak elég durva közelítésben (legfeljebb $\pm 5\%$ hibával) lehet spektrumokat felvenni, a módszer a karakterisztikus vonalakat sem adja vissza. Sok gyakorlati esetben azonban ez az egyszerű módszer is elegendő információt nyújthat. Áttekintést ad róla Greening [7].

A röntgenspektrometria kérdéseinek további részleteit és további hivatkozásokat illetően az irodalomban található összefoglalásokra utalunk [5], [8], [4], [9].

Magyarországon elsőként — tudomásunk szerint — *dr. Vittay Pál* vett fel diagnosztikai röntgenspektrumokat. 1967-ben a szűrés hatásának demonstrálására és a röntgensőfeszültség meghatározására saját tervezésű röntgenspektrográfort készített, amely *NaCl* kristályon létrejövő diffrakción alapuló diszperzív mérőeszköz volt, szcintillációs detektorral és $\sin \vartheta$ -val arányos kijelzéssel. A spektrográfnak nemcsak szögfelező mechanikája érdemel említést, hanem az is, hogy szinkronizált papírtovábbítással folyamatos mérést tett lehetővé [14].

Félvezető detektoros röntgenspektrum-mérést hazánkban Barta és Hízó végeztek először. Berilliumablakos röntgensövek spektrumát vizsgálták különböző szűrés mellett, kifejezetten dózismérők energiafüggésének vizsgálata céljából, *Si(Li)* detektorral. Munkájukról csupán előadás formájában számoltak be, a detektorhatásfok korrekciójáról ebben nem esik szó [1].

A röntgenspektrum elmélete

A röntgensövekben keletkező fékezési sugárzás (Bremsstrahlung) spektrumára vonatkozóan elsőként Kramers adott meg elméleti formulát 1923-ban, már kvantumelméleti megfontolásokkal. Eredménye az alábbi egyszerű képlet:

$$\Psi_E = C \cdot Z \cdot i \cdot (E_{\max} - E), \quad (5)$$

ahol Ψ az „intenzitás” (mai terminológiával: energiafluens), E_{\max} a (4)-ben kifejezett maximális fotonenergia, i a röntgensőáram, Z az anód anyagának rendszáma, C állandó és $0 \leq E \leq E_{\max}$. (5)-öt Kramers-formulának vagy — mivel Kulenkampff 1922-ben mérési eredményeire illesztve már ugyanilyen képletet megadott — Kulenkampff–Kramers-formulának nevezik. (5) természetesen nem ad számot a karakterisztikus spektrumvonalakról és az önszűrésről sem. Az önszűrés és más sugárgyengítő közegek hatását

$$\Psi_E = \Psi_E \exp(-\mu(E) \cdot x)$$

szerint figyelembe véve (ahol x a gyengítő közeg vastagsága és μ a lineáris sugárgyengítési együtthatója) a tényleges, mért spektrumot elég jól közelítő spektrum adódik.

A röntgenspektrum, elméleti megadására a Kramers-formula csaknem 50 évig egyeduralgoló volt, ma is igen gyakran felhasználják közelítő számításokhoz. 1970 óta történnek próbálkozások az elmélet továbbfejlesztésére, azaz a kísérleti eredményekhez való jobb illesztésére, aminek nyilvánvaló előfeltétele volt a kísérleti technika egy adott fejlettségi szintjének elérése.

Mínt hogy a spektrum számos körülménytől függ (csőfeszültség és -áram lefolyása, anód anyaga és állapota, anódszög, önszűrés stb.), megbízható eredmény csak egyedi mérésekkel érhető el. Mások hasonlóan feltételezett mérési eredményeinek átvétele a különböző feltételek miatt eltérésekre vezethet. Nyilvánvaló, hogy ma még a számítással való közelítés még kevésbé helyettesítheti a pontos mérést.

Az elmélet helyzetéről áttekintést nyújt Birch és Marshall [2].

Adatgyűjtemények

A térben és időben szétszórtan megjelent spektrummérési eredmények gyakorlati felhasználásra aligha alkalmasak. Különböző röntgenberendezéseken, különböző mérőeszközökkel, eltérő körülmények között mérték őket, a korrekciók nagyrészt tisztázatlanok, a mérések nem reprodukálhatók. Még egymással való összehasonlításuk is igen nehézkes a szükséges átszámítások miatt.

Nagyszámú diagnosztikai röntgenspektrumot ismertető publikált spektrumkatalógust kettőt ismerünk (eltekintve a speciális mammográfiás és CT-s adatgyűjteményektől). Egyikük [12] dózismérő-kalibrálás céljára készült, különböző intézetekben mért spektrumokat gyűjt össze, kizárólag grafikus formában. A másik [3] egységes mérési-számítási alapokon nyugvó, numerikusán is megadott diagnosztikai spektrumok általános célú gyűjteménye. Ez utóbbi — fogyatékoságai ellenére — jelenleg a lejobban használható spektrumgyűjtemény.

A spektrumot befolyásoló legfontosabb tényezők

A röntgensőfeszültség változtatásával az E_{\max} maximális fotonenergia a (4) képlet szerint tolódik el. A szüretlen spektrum energiafluense az (5) Kramers-formula szerinti közelítésben a csőfeszültség négyzetével arányos. Szűrt spektrumra ez a függés U magasabb (2 és 5 közötti) hatványával fejezhető ki, és csak kísérletileg határozható meg. A spektrum — a csőfeszültségen kívül — szűréssel befolyásolható. Az abszorbens a kisebb energiájú komponenseket mindig jobban gyengíti, ezért a szűrés a spektrum keményedését eredményezi. (A sugárzás mennyisége a röntgensőárammal egyenesen arányos minden energián, vagyis a sugárzás minősége — azaz a spektrum alakja — a csőáramtól nem függ.)

Spektrummérések Bragg-spektrométerrel

A mérések célja

Első spektrummérési próbálkozásaink fő célja a heterogén röntgensugárzás kísérleti vizsgálata, a sugárminőséget befolyásoló tényezők hatásainak elemzése volt. Ehhez járult műszaki oldalról közvetlen indítékként az egytankos röntgenberendezések nagyfeszültség-kalibrálására jelentkező igény. A lehetőségeket és különböző megfontolásokat, elsősorban a generátorkalibrálás igényeit figyelembe véve egyikünk (V. A.) — a már említett dr. Vittay-féle mérőeszköz ismeretében — diffrakciós, ún. Bragg-spektrométert (diszperzív rendszert) tervezett, és az üzemben belüli kivitelezéssel került megvalósításra.

A mérés elve, korrekciók

A diszperzív spektrometria a röntgensugárzásnak kristályokon létrejövő diffrakcióján (elhajlásán) alapszik.

Lényege, hogy a röntgensugárnyaláb egy egykristályra esik, és a rugalmasan szórt sugarak kioltásának és erősítésének következtében az egyes térbeli irányokba csak meghatározott hullámhosszú sugarak lépnek ki. A kilépési szög és hullámhossz összefüggését matematikailag az ún. Bragg-egyenlet fejezi ki:

$$2d \sin \vartheta = n\lambda, \quad (6)$$

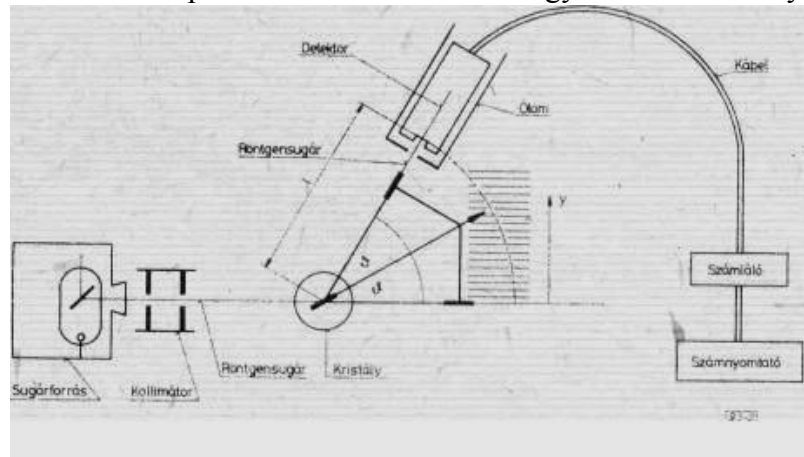
ahol λ a hullámhossz, d a kristályrácscsíkok távolsága, ϑ a bemenő, egyszersmind a kilépő sugárnak a rácscsíkkal bezárt szöge és $n = 1, 2, \dots$ a diffrakció rendje (1. a 2. ábrát). Látható, hogy adott d és n mellett minden λ -hoz van egy olyan ϑ szög, amelyre a sugár a siktükörhöz hasonló „visszaverődést” szenved (Bragg-reflexió). (6)-ot a jelen esetben ismert d esetén λ meghatározására alkalmazzuk.

Mint már említettük, ezzel a módszerrel — éppen diszperzív volta miatt — csak pontonként lehet a spektrumokat felvenni, bár ez folyamatos mozgatással automatizálható is. Sokkal lényegesebb nehézséget okoz, hogy a részecske-detektálásnál általában szokásos korrekciók — detektorhatásfok, háttér — mellett pontos méréshez figyelembe kell venni: *a*) a különböző d távolságú rácscsíkseregek egyidejű — de különböző erősségű — reflexióit; *b*) egyazon rácscsíksereg mellett a magasabb rendű diffrakciók ($n = 2, 3, \dots$) járulékait és *c*) a kristálydiffrakció szögtől (azaz hullámhossztól) függő hatásfokát is.

A mérőberendezés

Mérőberendezésünk blokkvázlatát a 2. ábra, fényképét a 3. ábra mutatja. Az egytankos sugárforrásból kilépő röntgensugárnyalábot egy szórtsugárvédelemmel is körülvett, két részből álló kollimátorrendszer irányítja a diffraktáló kristályra. Az első kollimátor ólomlemezbe vágott 1 mm széles rés, a második precíziósán állítható szélességű, 6 mm vastag vídia lemezekből készült rés. A diffraktáló kristály kb. 0,2 mm vastag szilícium egykristály lapka. Figyelmet érdemel a berendezés szögfelező mechanikája, amelynek működése a fényképen jól látható. A ϑ szöget jelző mutatóhoz lineáris skála készült, azaz rögtön $\sin \vartheta$ -val arányos léptékű kijelzést kapunk. A detektorfejet festett ólomlemezéből készült szórtsugárvédő sapka veszi körül, ennek közepén 1 mm széles rés engedi a detektorra a diffraktált nyalábot. (A nyaláb szélessége 1 mm-nél jóval kisebb.) A mérőfej Gamma

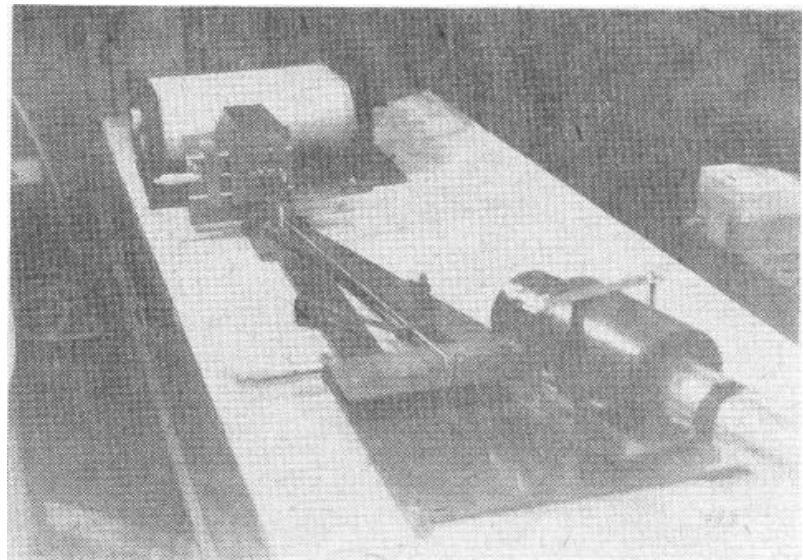
gyártmányú, ND 302E típusú szcintillációs számláló. A beépített NaI(Tl) szcintillátor típusa 7S 11506032, furatos, a furat alján 0,5 mm Al belépőablakkal és alatta mintegy 31 mm kristály vastagsággal. Ez a vastagság a 10–100 keV energiatarományban gyakorlatilag teljes elnyeléshez elegendő, vagyis a detektorhatásfokot nem kell korrekcióba venni. A 0,5 mm alumínium transzmissziója elvileg könnyen korrekcióba vehető, egyszerűbb azonban az önszűréshez hozzászámítani, vagy szükség esetén a röntgensóablak beépített 1,2 mm Al szűrőjének



2. ábra. Bragg-spektrométer blokkvázlata

eltávolításával vagy kicserélésével ellensúlyozni. A mérőfej kábele az ugyancsak Gamma gyártmányú, NK-350 típusú egycsatornás analízátorhoz

(számlálóberendezéshez) csatlakozik, amely ratemeter üzemmódban is működtethető. Beállítható rajta a háttérlevonás. Az alapjelszint és a csatornaszélesség megfelelő megválasztásával a magasabbrendű diffrakciók járuléka [amely (6)-ból következően csak $E < E_{max}/2$ energiáknál jelenik meg] kiszűrhető. A készülék a spektrummérés során előre beállított mérési idő alatti beütésszámot regisztrál, amelyet — elektronikus vezérlő egység közbeiktatásával — egy számnyomtató azonnal papírra rögzít.



3. ábra. Bragg-spektrométer

A szilíciumkristály rácscsillandója $a = 0,543$ nm. A legnagyobb erősségű reflexió (csak ezt vesszük figyelembe) a $(hkl) = (111)$ indexű rácscsillakból származik, a megfelelő d rácscsillatávolság

$$d = \frac{a}{\sqrt{h^2 + k^2 + l^2}} = \frac{0,543 \text{ nm}}{\sqrt{3}} = 0,3135 \text{ nm} .$$

Így a (6)-ba helyettesítendő értékek: $n = 1$, $d = 0,3135$ nm, $\sin \vartheta = y / l$, ahol y a lineáris skálán leolvasható érték és $l = 546$ mm a forgáspont és a detektorablak távolsága.

Minthogy a mm-es beosztású skála a kis hullámhosszak (kb. 40 keV fölötti energiák) tartományában nem tett lehetővé elég kicsi lépésközöket és megfelelő leolvasási pontosságot, a kívánt tartományra (kb. $y = 10$ -tól 25 mm-ig) egy mikrométeres keresztirányú beállítási módozatot is megvalósítottunk (a 3. ábrán ez is látható). Az elrendezés lehetőségeiből adódóan a mikrométer y' leolvasása és a lineáris skála y értéke közötti összefüggést meglehetősen összetett geometriai kifejezés adja meg, amelyet számítógépre vittünk és az összetartozó y' - y értékpárokat táblázatos alakban kinyomtattuk. Ennek részleteire itt nem térünk ki. Az $y = 0,1$ mm-es lépésköz már elegendőnek bizonyult a volfrám anód K -karakterisztikus vonalainak felbontására.

A mérések és eredményeik

A berendezéssel Mediroll típusú egytankos röntgenkészüléken végeztünk spektrumméréseket, amelynek DE-1 típusú egy tankjában RWR DR 125/110 típusú, $0,8 \times 0,8$ mm-es fókuszu volfrám anódú röntgenső van. A csőablak és a buraablak együttes önszűrése $0,8$ mm Al szűréssel ekvivalens. Mivel a detektor kb. 10^4 impulzus/s beütésszámmal terhelhető számottevő holtidő (korrekció) nélkül, a röntgenső átvilágítási árammal üzemelt, amikor is a röntgensőfeszültség simítottnak tekinthető.

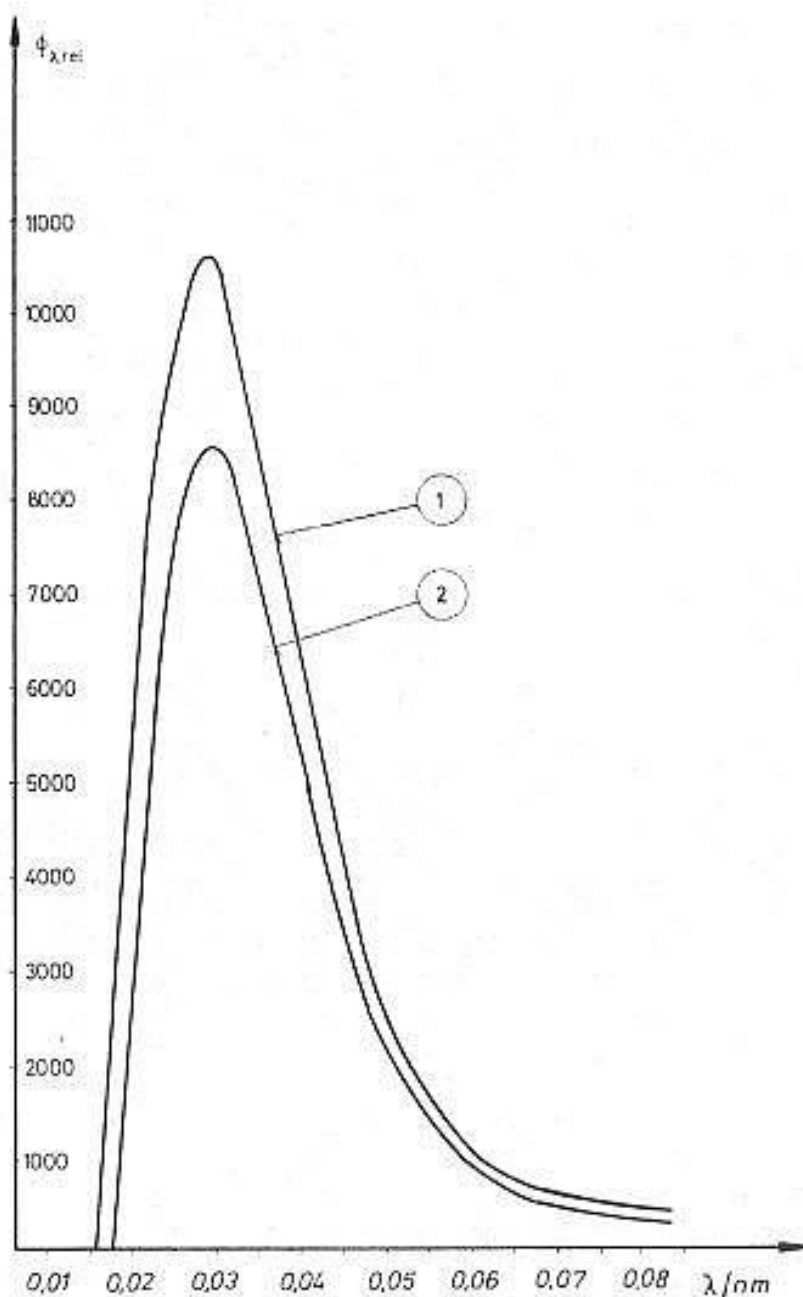
A korrekciókat az eddig ismertetteknek megfelelően végeztük el, kivéve a különböző rácssíkok járulékait (de az analizátor ezeket is nagyobb részt kiszűri), valamint a kristálydiffrakció hatásfokát, amelyre az irodalomban nem találunk elegendő adatot a szilíciumra vonatkozóan. Ebből következően — az elérhető adatokat extrapolálva — a spektrum különböző tartományai között mintegy 10-15 %-os relatív hiba lehetséges.

Ez a megfelelően nem korrigálható mérési hiba lényegesen rontja ugyan a mérési eredmények értékét, azonban a mérés így is alkalmas a szűrés hatásának kvantitatív kimutatására (hullámhosszanként), valamint a nagyfeszültség meghatározására. Sőt ez utóbbira valamennyi nemdiszperzív módszernél lényegesen jobb, mert a λ_{\min} igen élesen és pontosan meghatározható vele, míg a nemdiszperzív (pontosabban: az energiadiszperzív) módszerek az E_{\max} -ot igen bizonytalanul, elmosódottan regisztrálják.

A fentiek illusztrálására a 4. ábrán bemutatunk két spektrumot, amelyeket $U = 65$ kV és $U = 75$ kV névleges (beállított)

röntgensőfeszültségnél, csak önszűrés mellett vettünk fel. Minthogy a detektáló egység a részecskéket (röntgenfotonokat) számlálta, értelemszerűen fluens (φ_λ) spektrumról van szó. Az ábra alapján megállapítható λ_{\min} értékek $0,0171$ nm, illetve $0,0152$ nm, ahonnan (4) alapján a tényleges röntgensőfeszültség (csúcserő) $72,4$ kV-nak, illetve $81,8$ kV-nak adódik, mintegy $\pm 0,6$ kV-os leolvasási bizonytalansággal.

A (3) képlet figyelembevételével, összehasonlítás céljából a spektrumokat átszámítottuk a hullámhossz helyett az energia függvényeként felvett φ_E spektrumokra. Ezeket az 5. ábra mutatja.



2. ábra. Bragg-spektrométerrel mért φ_λ spektrumok

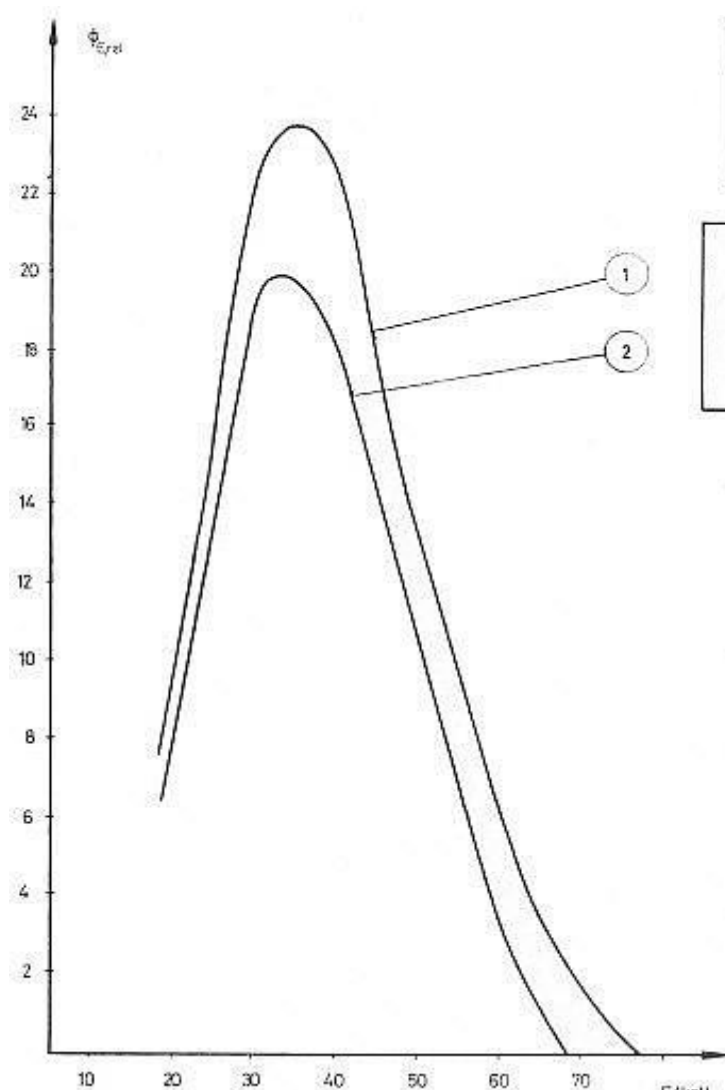
1. $U = 75$ kV, 2. $U = 65$ kV névleges röntgensőfeszültségnél

Spektrummérések félvezető detektorral

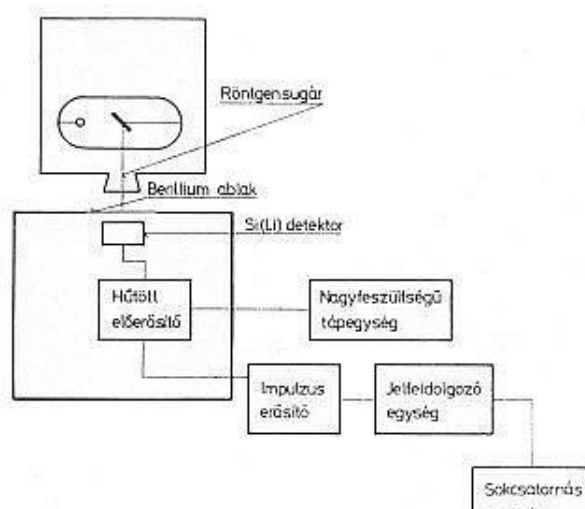
A mérések célja és feltételei

Mint ahogy a Bragg-módszerű röntgenspektrummérés rendkívül lassú, időigényes, és a bizonytalan értékű korrekciók folytán csak generátorkalibrálásra alkalmazható módon, érdemesnek és szükségesnek látszott a röntgenspektrumok más módszerrel való megmérése. Emellett szólt egyébként a különböző módszerekkel mért eredmények összehasonlításának tudományos értéke is.

Az előzőekben mondottaknak megfelelően félvezető detektoros spektrummérést kívántunk megvalósítani. Szilícium detektoros spektrummérést a Medicor Fejlesztési Intézete és a KFKI Atomenergiakutató Intézetének Kémiai Főosztálya között létrejött együttműködés keretében sikerült végezniük. Ennek keretében egy Mediroll típusú egytankos diagnosztikai röntgenberendezést a KFKI-ba szállítottunk, és az ottani mérőberendezések segítségével hajtottuk végre a méréseket. E munka során Magyarországon és Medicor készüléken elsőként mértünk félvezető detektorral diagnosztikai röntgenspektrumokat.



3. ábra. A 4. ábra spektrumai ϕ_E alakba transzformálva



6. ábra. Félvezető detektoros spektrummérő összeállítás blokkvázlata

A mérési összeállítás, korrekciók, adatkértékelés

A mérési összeállítás blokkvázlatát a 6. ábra mutatja. A Si(Li) detektor és annak vezérlő-jelfeldolgozó elektronikája Canberra (CANBERRA Industries, Inc., Meriden, Connecticut) gyártmányú. A detektorablak 0,025 mm vastag berillium, aminek sugárgyengítése a diagnosztikai energiatartományban elhanyagolható. A

detektor (7333 típus) felülete 30 mm², vastagsága 3 mm. Az előerősítő (Preamplifier Model 1708) linearitása teljesen megbízható (99,5%). A főerősítőt (X-ray Spectroscopy Amplifier Model 1713) jelformáló és pileup rejector funkciót ellátó egység (Spectrum Enhancer Model 1764) követi. Az analóg jel a KFKI gyártmányú ICA-70 típusú sokcsatornás amplitúdóanalizátorba kerül.

A Mediroll-1 röntgenkészüléket kis átalakítással alkalmassá tettük átvilágítási paraméterekkel való üzemelésre, A méréseket kb. 0,1 mA-es röntgensóáram mellett végeztük, amikor is a

röntgensőfeszültség simított egyenfeszültségnek tekinthető. A fókusz—detektor távolság 1 m volt, ami megfelel egy átlagos diagnosztikai szituációnak. Az optimális beütésszám biztosításához a sugárnyalábot általában néhány mm-es átmérőre rekeszeltük le.

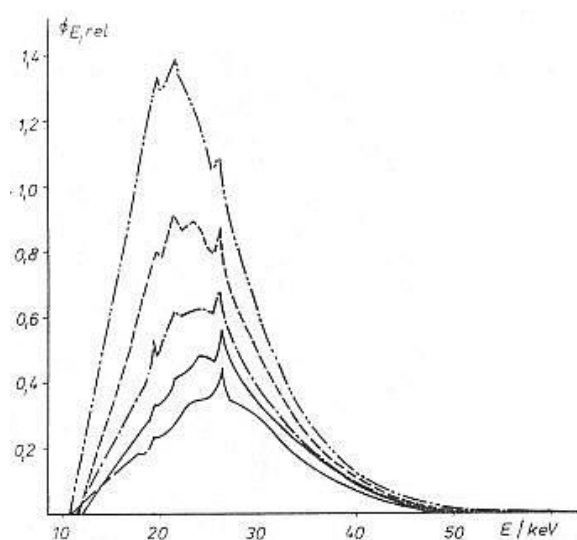
A mérések kiértékeléséhez meg kellett határozni a detektor hatásfokát az energia függvényében. Ehhez ismert abszolút és relatív aktivitású radioaktív izotópok gamma-vonalait és izotóppal gerjesztett karakterisztikus röntgen vonalakat használtunk. 13 és 81 keV között összesen 14 energiaértékre határoztuk meg a hatásfokot. Ezekre számítógépes program segítségével exponenciális függvényt illesztettünk.

A megmért — de még korrigálatlan — röntgenspektrumokat az ICA analízator lyukszalagra rögzítette. Ezek kiértékelését TPA-L számítógéppel végeztük el. A kiértékelő program elvégezte a detektorhatásfok- és a holtidőkorrekciót, majd táblázatos formában kinyomtatta a fluens- és az, energiafluens-spektrumokat az energia függvényében. (A holtidő pulzer segítségével igen pontosan rekonstruálható volt.)

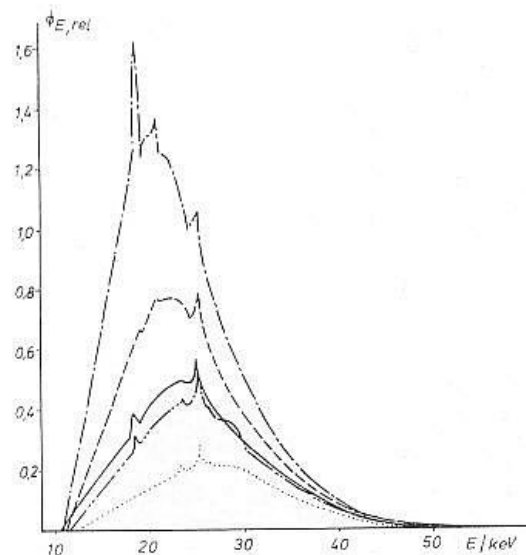
A mérések és eredményeik

Az összeállítással mintegy 50 röntgenspektrumot vettünk fel. Az alkalmazott röntgensőfeszültség 20 és 60 kV között változott, a nagyobb kV-értékekről a detektor rohamosan csökkenő hatásfoka miatt kellett lemondanunk. A spektrumokat mértük a minimális önszűrés mellett, valamint alkalmaztunk szűrőként alumíniumot, rezet, nikkelt, ólmot, aranyat, továbbá biológiai anyagként húst. A röntgengenerátor nagyfeszültségű transzformátorának primer feszültségét kiveztük, ezt megmérve az áttétel ismeretében tudtuk a röntgensőfeszültségre következtetni. Ugyanazt a megmért spektrum maximális kvantumenergiája alapján (4) szerint is számítottuk. A transzformátoráttételből és az E_{\max} -ból számított csőfeszültségértékek egymástól általában 1-2 kV-nál nem tértek el jobban (az E_{\max} leolvasásának bizonytalansága kb. ± 1 keV volt), míg a névleges (beállított) értéktől 8-10 kV-os eltérés is előfordult.

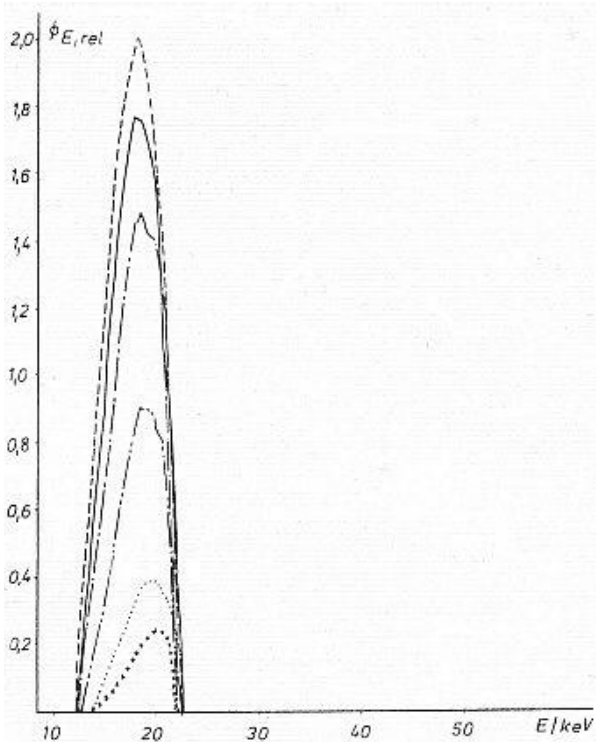
Illusztrációképpen a 7., 8., 9. és 10. ábrákon különböző szűrővastagságok mellett mért spektrumseregeket mutatunk be. A görbék menetéből megállapítható, hogy a detektorhatásfok-korrekció kimérése, ill. illesztése kb. 35-40 keV fölött már meglehetősen pontatlan volt. A görbékre szuperponálódott kisebb csúcsok a szűrők, a sugárrekesz és a levegő egyes elemeinek jellemző karakterisztikus vonalai.



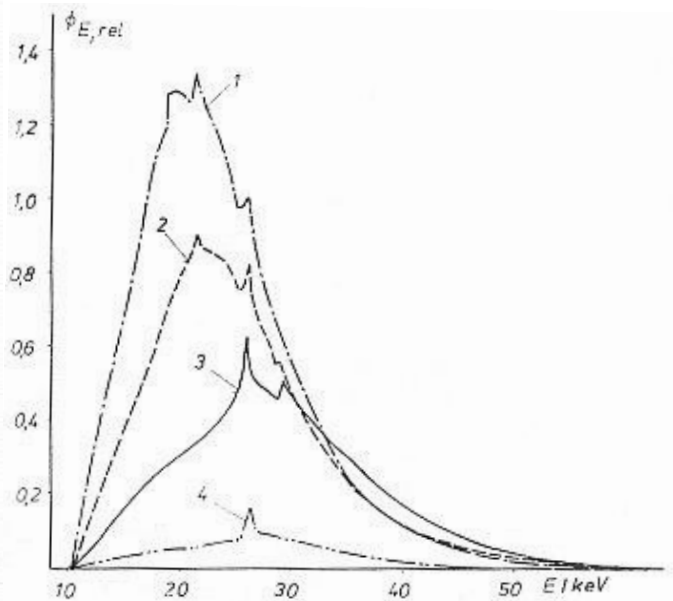
7. ábra. Mért spektrumok $U=63$ kV, 0,8 mm Al önszűrésnél Kiegészítő szűrés; 0; 0,515; 1,03; 1,545; 2,06 mm Al



8. ábra. Mért spektrumok $U^*= 63$ kV, 0,8 mm Al önszűrésnél Kiegészítő szűrés: 0; 0,02; 0,04; 0,05; 0,1 mm Cu



9. ábra. Mért spektrumok $U = 21 \text{ kV}$, $0,8 \text{ mm Al}$ önszűrésnél. Kiegészítő szűrés: 0 ; $0,06$; $0,19$; $0,515$; $1,003$; $1,545 \text{ mm Al}$



10. ábra. Mért spektrumok $U = 65 \text{ kV}$, $0,8 \text{ mm Al}$ önszűrésnél. Kiegészítő szűrés: 1: 0 ; 2: $0,515 \text{ mm Al}$; 3: 15 cm hús ; 4: $0,515 \text{ mm Al} + 15 \text{ cm hús}$

Az ábrákon bemutatott kísérleti eredmények jól szemléltetik azt az általánosan ismert tételt, hogy a szűrés hatása egyrészt az „intenzitás”-t csökkenti, másrészt keményíti a nyalábot. Megállapítható, hogy a lágy sugarak gyors elnyelődése folytán a szűrés hatása eleinte igen jelentős, majd a szűrővastagság növelésével a nyaláb fokozatosan „homogenizálódik”. Ez a kísérleti megerősítés is aláhúzza, hogy mennyire fontos — a páciens sugárvédelme érdekében — a szabványokban előírt minimális szűrések pontos betartása. A 7. és 8. ábra összehasonlításával az is látható, hogy a réz szűrő valamivel erősebben keményít, mint az alumínium, de a különbség nem olyan jelentős, mint amilyenek általában gondolják.

Következtetések

A Medicor készüléken végzett spektrummérés tényén és az eredményekből levonható elméleti következtetéseken túlmenően a megmért spektrumok egy része már gyakorlati felhasználásra is került [10]. Egy sokkal részletesebb és pontosabb, az abszorpciós élszűrőkre is kiterjedő — lehetőleg germánium detektorral végzendő — méréssorozat eredményei közvetlenül is alkalmazhatók lennének a röntgendiagnosztikai készülékfejlesztésben.

Köszönetnyilvánítás

A szerzők köszönetüket fejezik ki a Medicor és a KFKI illetékes vezetőinek, akik az együttműködés keretében létrejött mérések elvégzését lehetővé tették.

Köszönetünket fejezzük ki azoknak a kollégáinknak is, akik részt vettek a Bragg-spektrométer elkészítésében, illetve akik segítettek a mérések elvégzésében.

Köszönettel tartozunk *dr. Vittay Pál* egyetemi tanárnak (OTKI) értékes tanácsaiért.

Béérkezett: 1984. november 8.

IRODALOM

- [1] *Barta T., Hízó J.*: Szűrt röntgensugárnyaláb spektrális eloszlásának mérése. III. Országos Elektronikus Műszer és Méréstechnikai Konferencia, Budapest, 1972. március 13–16. (Kézirat)
- [2] *Birch, R., Marshall, M.*: Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector. *Phys. Med. Biol.* 24, 505-517 (1979).
- [3] *Birch, R., Marshall, M., Ardran, G. M.*: Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-rays. Scientific Report Series–30. Hospital Physicists' Association, London 1979.
- [4] *Carlsson, C. A., Alm Carlsson, G.*: Primary X-ray spectra in diagnostic radiology. In: *Medical Physics. Proceedings of the International School of Physics „Enrico Fermi”*, edited by J. R. Greening. North-Holland, Amsterdam 1981, pp. 441–458.
- [5] *Drexler, G., Perzl, F.*: Methoden zur Spektrometrie niederenergetischer Bremsstrahlung. *Röntgenblätter* 24, 26–36 (1971).
- [6] *Gilfrich, J. V., Birks, L. S.*: Spectral distribution of X-ray tubes for quantitative X-ray fluorescence analysis. *Anal. Chem.* 40, 1077–1080 (1968).
- [7] *Greening, J. R.*: The derivation of approximate X-ray spectral distributions and an analysis of X-ray quality specifications. *Brit. J. Radiol.* 36, 363–371 (1963).
- [8] *Greening, J. R.*: Dosimetry of low energy X-rays. In: *Topics in Radiation Dosimetry*, edited by F. H. Attix. Academic Press, New York 1972, pp. 268–281.
- [9] *Greening, J. R.*: Fundamentals of Radiation Dosimetry. *Medical Physics Handbooks* 6. Adam Hilger, Bristol 1981, pp. 39-41.
- [10] *Porubszky, T.*: Calculations concerning voltage ripple of X-ray generators. *Megjelenés alatt.*
- [11] *Rosenkranz, G., Freyer, G.*: Röntgenbremsstrahlungsspektrum diagnostischer Anregungsspannungen. *Radiologia Diagnostica* 17, 445–456 (1976)
- [12] *Seelenag, W. W., Panzer, W., Drexler, G., Platz, L., Saniner, F.*: A Catalogue of Spectra for the Calibration of Dosimeters. GSF Bericht 560. Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München, 1979.
- [13] *Vana, N., Aiginger, H.*: Determination of the energy response of dosimeters with a Bragg-monochromatized beam. *Acta Phys. Hung.* 52, 333–339 (1982).
- [14] *Vittay P.*: A röntgendiagnosztikai vizsgálat információtartalmának és sugárterhelésének optimalizálására szolgáló újabb módszerek. Kandidátusi értekezés, Budapest, 1977. (Kézirat), 98–101 pp.



PORUBSZKY TAMÁS 1977-ben szerzett fizikusi oklevelet az ELTE TTK-n. Azóta a Medicor Fejlesztési Intézetének Röntgenfejlesztési Főosztályán dolgozik fejlesztő fizikusként. 1980-tól 1984-ig — egy év megszakítással — ösztöndíjas aspiráns, ugyancsak a Medicor keretében. A diagnosztikai röntgenberendezésekkel kapcsolatos sugárfizikai és optikai témákban végez kutatásokat. 8 tudományos dolgozat, 11 előadás és 3 tanfolyami jegyzet szerzője. Tagja a MATE-nak, az ELFT-nek és az MBFT-nek.



VÉGH ANDRÁS 1976-ban szerzett fizikusi oklevelet az ELTE TTK-n. 1976-tól 1982-ig a Medicor Fejlesztési Intézetének Röntgenfejlesztési Főosztályán dolgozott mint fejlesztő fizikus. 1980-ban orvosi biológiai elektronikai és mérés technikai szakmérnök diplomát szerzett a BME Villamosmérnöki Karán. Három szabadalmaztatott találmány szerzője. Tagja az ELFT-nek és az NJSZT-nek. Jelenleg a Fővárosi Fazekas Mihály Gyakorló Gimnázium tanára.



TÖRÖK SZABINA 1977-ben szerzett fizikusi oklevelet az ELTE TTK-n. Azóta a Központi Fizikai Kutató Intézetben dolgozik. Jelenleg a Kémiai Főosztály tudományos munkatársa, szakterülete a röntgenfluoreszcenciás analízis. E témában 1981-ben egyetemi doktori címet szerzett az ELTE-n.

Porubszky, T., Végh, A., Török, Sz.: Measurement of diagnostic X-ray spectra

The authors write about the significance of knowing the diagnostic X-ray spectra and about the possible methods of their determination. They describe a diffraction and a semiconductor-detector spectral measurement set up, showing some results, too.

Porubszky, T., Végh, A., Török, Sz.: Messung von diagnostischen Röntgenspektren

Die Verfasser weisen auf die Bedeutung der Kenntnisse über diagnostische Röntgenspektren hin und erwähnen die Methoden für deren Bestimmung. Eine Diffraktions- und eine Halbleiterdetektor-Spektralanalyse werden beschrieben, zusammen mit einigen Ergebnissen.