

# RÖNTGEN

## RÖNTGENSUGÁRZÁS ELŐÁLLÍTÁSA ÉS ELNYELŐDÉSE



W. C. Röntgen  
1845-1923  
Nobel díj: 1901



## ÖSSZEFOGLALÁS:

**RÖNTGENSUGÁRZÁS:** A közelítőleg 100 eV – 1MeV energiatarományba eső elektromágneses sugárzás.

**RÖNTGENCSŐ:** Üvegből készített légritkított cső két elektróddal (katód, ill. anód). A katód izzószálát egy fűtőáramkör izzítja, melynek hatására belőle termikus emisszióval elektronok lépnek ki. Az izzítás erősségének változtatásával lehet szabályozni a kilépő elektronok számát, ezzel a csőben a katód és az anód között folyó elektronáram, az anódáram erősségét ( $I$ ). A katód és az anód közé kapcsolt nagyfeszültség ( $U$ ) az elektronokat az anód felé gyorsítja.

**FÉKEZÉSI RÖNTGENSUGÁRZÁS:** Nagyenergiájú, elektromos töltéssel rendelkező részecskék, pl. elektronok lefékeződésekor keletkező röntgensugárzás. Spektruma folytonos, a rövid hullámhosszú oldalon éles határral ( $\lambda_n$ ).

**DUANE–HUNT-TÖRVÉNY:** A röntgenső fékezési sugárzásának határhullámhosszára ( $\lambda_n$ ) vonatkozó törvény:  $\lambda_n = k/U$ , ahol  $U$  a gyorsítófeszültség,  $k$  pedig egy állandó.

**A RÖNTGENCSŐ FÉKEZÉSI SUGÁRZÁSÁNAK TELJESÍTMÉNYE:** A teljes hullámhossz tartományban kibocsátott teljesítmény, mely az anódáram erősségétől ( $I$ ), a katód és az anód közé kapcsolt gyorsítófeszültségtől ( $U$ ) és az anód anyagának rendszámától ( $Z$ ) függ:  $P_{\text{Rtg}} = c_{\text{Rtg}} U^2 I Z$ , ahol a  $c_{\text{Rtg}}$  arányossági tényező értéke  $1,1 \cdot 10^{-9} \text{ V}^{-1}$ .

**KARAKTERISZTIKUS RÖNTGENSUGÁRZÁS:** Nagy rendszámú nehéz atomok belső elektronjainak energiaátmeneteiből származó röntgensugárzás. Spektruma vonalas, a vonalak helyzete az atomra jellemző.

**FOTOEFFEKTUS:** Röntgensugárzás és az elnyelő anyag kölcsönhatásának egyik lehetséges folyamata, melynek során az anyagba behatoló röntgensugárzás fotonja az egyik atom belső elektronjával kölcsönhatásba lépve elnyelődik, az elektron pedig a felvett energia segítségével kilép az atomból. Az orvosi diagnosztikai röntgentartományban ez a legfontosabb kölcsönhatási típus. A közel azonos sűrűségű, de különböző rendszámú ( $Z$ ) szövetek kontrasztos képe ugyanis a fotoeffektusnak köszönhető, mert a fotoeffektusból származó tömeggyengítési együttható ( $\tau_m$ ) nagyon erősen függ az elnyelő atom rendszámától:  $\tau_m \sim Z^3$ .

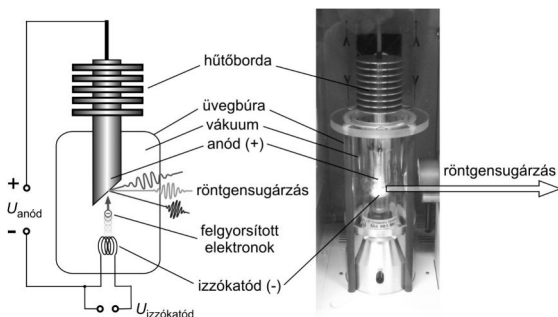
Elég nagy energiájú, elektromos töltéssel rendelkező részecskék (általában elektronok) lefékeződésekor röntgensugárzás keletkezik. A röntgensugárzás elektromágneses sugárzás. Az orvosi diagnosztikában használt röntgensugárzás általában a 20 – 200 keV fotonenergia-tartományba esik. A terápiában alkalmazott röntgensugárzás fotonenergia-tartománya pedig néhány MeV, de ennek előállítására már gyorsítókat használnak.

A röntgensugárzás, mint minden ionizáló sugárzás, károsíthatja az élő szervezetet. Előállítás és alkalmazása megköveteli a sugárvédelmi előírások ismeretét és betartását.

## ELMÉLETI ÖSSZEFOGLALÁS

### A RÖNTGENCSŐ FELÉPÍTÉSE ÉS MŰKÖDÉSE

A röntgenső (1. ábra) egy üvegből készített légritkított cső, melyben két elektródot helyeznek el, a katódot, ill. az anódot. A katód izzókatód (izzókatód) egy fűtőáramkör izzítja, melynek hatására belőle termikus emisszióval elektronok lépnek ki. Az iztítás erősségének változtatásával lehet szabályozni a kilépő elektronok számát, ezzel a csőben a katód és az anód között folyó elektronáram, az anódáram erősségét ( $I$ ). A katód és az anód közé kapcsolt nagyfeszültség, az ún. gyorsítófeszültség ( $U$ ) az elektronokat az anód felé gyorsítja (1. ábra).



1. ábra. A röntgenső felépítése és a mérőműszerünkben használt röntgenső képe.

A röntgensugárzás az anódba csapódó elektronok mozgási energiájából származik. Ennek azonban csak csekély hányada ( $< 1\%$ ) alakul át röntgensugárzássá, a nagyobbik része hővé alakul. Emiatt az anódon keletkező hőt el kell vezetni, hogy megakadályozzuk annak megolvadását. Az itt keletkezett jelentős hőterhelés miatt az anód anyaga általában magas olvadáspontú anyag. Ilyen anyag pl. a volfrám ( $W$ ), melynek olvadáspontja  $3410\text{ }^\circ\text{C}$ . A volfrám további előnyös tulajdonsága magas rendszáma ( $Z = 74$ ). Az anód anyagának magas rendszáma ugyanis növeli az elektronenergia–röntgenenergia-átalakítás hatásfokát (lásd a fékezési röntgensugárzásról szóló részt). Az orvosi diagnosztikában lágy szövetek vizsgálatánál, pl. a mammográfiában molibdén ( $Mo$ ) anódot használnak, melynek olvadáspontja  $2623\text{ }^\circ\text{C}$ , rendszáma  $Z = 42$ . A gyakorlaton használt röntgenső anódja is molibdénből készült.

### RÖNTGENSUGÁRZÁS KELETKEZÉSE ÉS SPEKTRUMA

#### Fékezési röntgensugárzás

A röntgenső izzókatódjából kilépő,  $e$  töltéssel rendelkező elektronok a katód és az anód közé kapcsolt  $U$  gyorsítófeszültség hatására  $eU$  mozgási energiára tesznek szert, majd az anód anyagában lefékeződnek. Lefékeződésük során energiájuk egy kis részét röntgenfotonok formájában kisugározzák (2. ábra), a többi hővé alakul. A keletkezett röntgensugárzás spektruma rövidhullámú határral végződő **folytonos spektrum** (3. ábra). E rövidhullámú **határhullámhossz** ( $\lambda_h$ ) a veszteségmentes energiaátalakuláshoz tartozik, amikor az elektron teljes  $eU$  energiájából egy  $h f_h$  energiájú röntgenfoton keletkezik:

$$eU = h f_h = h \frac{c}{\lambda_h} \quad (1)$$

#### Kapcsolódó részek:

Damjanovich-Fidy-Szöllösi: III/4.

Orvosi fizikai és statisztikai gyakorlatok:

13. RÖNTGEN – CT

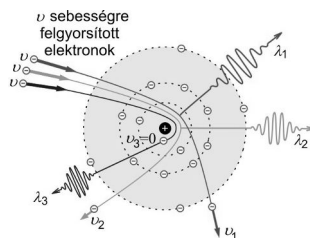
14. DOZIMETRIA

röntgensugárzás  
 X-ray  
 Röntgenstrahlung

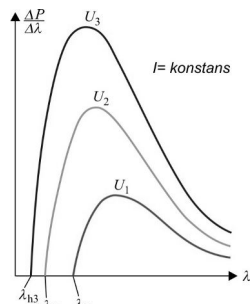
röntgenső  
 X-ray tube  
 Röntgenröhre

A röntgenső működésekor az anódban sok hő keletkezik, ezért a kisebb teljesítményű röntgensővek anódteste jó hővezető rézből készül és léghűtéssel rendelkezik. A nagyobb teljesítményű csöveknél cirkulált olajhűtést alkalmaznak, ill. a keletkezett hő jobb elosztására ún. forgánódos csövet használnak (lásd a címlap jobb oldali röntgensővét).

A röntgensugárzás keltésére viszont nem mindig a réz a megfelelő anyag, ezért az anód ferde felületét réztömbjébe sokszor egy másféle fémből, pl. volfrámból, molibdénből készített fémkorongot építenek. Ebbe az ún. **targetbe** csapódnak a felgyorsított elektronok. Ez képezi a tulajdonképpeni röntgensugár-katód anyagát és a gyakorlat leírásában az anód anyagán target anyagát értjük.



2. ábra. A fékezési röntgensugárzás keletkezésének néhány lehetséges esete.



3. ábra. A fékezési röntgensugárzás spektruma különböző gyorsító feszültségek ( $U_1 < U_2 < U_3$ ) esetén.

Az állandók összevonása után:

$$\lambda_h = \frac{k}{U}, \quad (2)$$

ahol  $k = h \cdot c / e \approx 1230$  pm·kV. Ez az ún. **Duane–Hunt-törvény**. Növekvő gyorsítófeszültség hatására tehát a fékezési röntgensugárzás spektruma a rövidebb hullámhosszak, azaz a nagyobb fotonenergiák felé tolódik, a szakzsargon kifejezése szerint a sugárzás „keményedik”. Csökkenő gyorsítófeszültség hatására a spektrum jobbra tolódik, „lágyul”.

Ha változatlan gyorsítófeszültség mellett a katód izzószálának fűtését és ezzel a kilépő elektronáramot növeljük, az egyes elektronok energiája nem változik, a spektrum nem tolódik el, de az anódba csapódó elektronok nagyobb száma miatt a röntgensugárzás intenzitása minden hullámhosszon arányosan nő (4. ábra).

A fékezési spektrum görbéje alatti terület (5. ábra) a cső által a teljes hullámhossztartományban kibocsátott összteljesítménnyel egyenlő. Ez az összteljesítmény:

$$P_{\text{Rtíg}} = c_{\text{Rtíg}} U^2 I Z, \quad (3)$$

ahol  $U$  a katód és az anód közé kapcsolt gyorsítófeszültség,  $I$  az anóráram áramerőssége,  $Z$  az anód anyagának rendszáma és  $c_{\text{Rtíg}}$  egy arányossági tényező, melynek értéke  $1,1 \cdot 10^{-9} \text{ V}^{-1}$ .

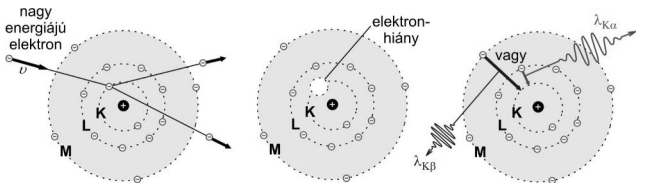
A kibocsátott teljesítmény a (3) összefüggés szerint változtatható, mégpedig:

- az anóráram változtatásával (a katód fűtésének szabályozásával), egyeses arányban, miközben a spektrum jellege változatlan marad;
- a gyorsítófeszültség változtatásával négyzetesen, ezzel azonban együtt jár a spektrum megváltozása is.

Mivel a röntgenső működtetésébe befektetett elektromos teljesítmény  $P_{\text{be}} = U I$ , ezért az elektromos energia–röntgenenergia-átalakítás hatásfoka (a két teljesítmény hányadosa):  $\eta = P_{\text{Rtíg}} / P_{\text{be}} = c_{\text{Rtíg}} U Z$ . Magasabb feszültségen és nagyobb rendszámú anóanyag esetén tehát hatékonyabb az energia átalakítása. Ez a volfrámanódú röntgenső egyik előnye, de a hatásfok még így is csupán 1% körül marad.

### Karakterisztikus röntgensugárzás

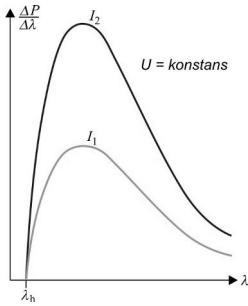
Elég nagy feszültséggel gyorsítva az elektronokat (azaz növelve a gyorsítófeszültséget), azok elég nagy energiára tesznek szert és képessé válnak arra, hogy az anód atomjaiból belső elektronokat lökjenek ki. Az így felszabadult üres helyre átugrik egy külső elektron, miközben az energiakülönbséget röntgenfoton formájában kisugározza (6. ábra).



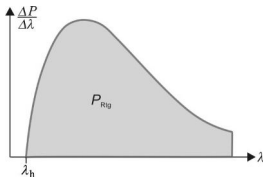
6. ábra. A karakterisztikus röntgensugárzás keletkezésének két lehetséges esete.

Így keletkezik a karakterisztikus röntgensugárzás, melynek **spektruma vonalas**. Például az ún. K-sorozat vonalait azok az atomok bocsátják ki, amelyekben gerjesztéskor a K-héjon keletkezett szabad helyre ugrik át egy elektron az L-, vagy az M-, ... héjról. Ezek a  $K_{\alpha}$ ,  $K_{\beta}$ , ... vonalak. A vonalak helyzete a spektrumban az anód atomjainak energiaállapotaira jellemző (pl. más volfrámnál, ill. molibdénnél). Innen származik a „karakterisztikus” elnevezés.

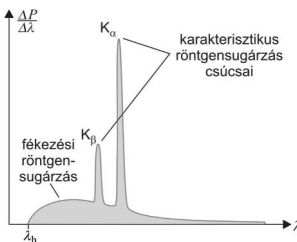
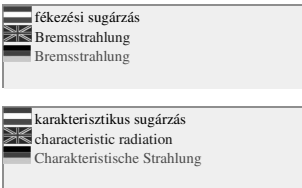
A molibdén karakterisztikus sugárzásának spektruma látható a 7. ábrán (természetesen a röntgenső esetén mindig jelen lévő fékezési spektrumra szuperponálódva). Az ábrán látható két vonal a  $K_{\alpha}$  és a  $K_{\beta}$ . A vonalak helyzete



4. ábra. A fékezési röntgensugárzás spektruma különböző áramerősség ( $I_1 < I_2$ ) esetén.



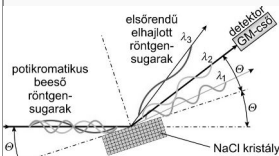
5. ábra. A fékezési spektrum görbéje alatti terület mutatja a kisugárzott röntgen összteljesítményt.



7. ábra. Molibdén anódú röntgenső fékezési és karakterisztikus sugárzásának egymásra szuperponálódott spektruma. Megfigyelhetők a molibdénre jellemző  $K_{\alpha}$  és  $K_{\beta}$  vonalak.

### Bragg-diffrakció (folytatás):

**Polikromatikus röntgensugárzás** (mint pl. a fékezési röntgensugárzás) esetén az elsőrendű intenzitásmaximumhoz tartozó reflexió szög ( $\theta$ ) hullámhosszfüggő lesz, ezért a „reflektált”, hullámhossz szerint szétválasztott röntgensugarak legyező alakban rendeződnek el (9. ábra). A detektor ívben való mozgásával a röntgenspektrum megmérhető. A módszer hasonlít az optikai spektrofotometriában használt rácskürös monokromátorhoz (lásd 7. FÉNYABSZORP-CÍÓ).



9. ábra. Röntgen monokromátor.

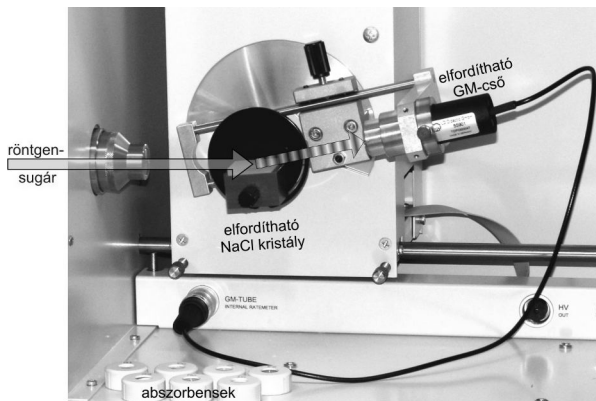
A NaCl kristályt, mint diffrakciós rács működik.

A spektrum felvételekor egy forgató mechanizmus a kristályt  $\omega$  a detektort  $2\omega$  szögsebességgel forgatja, hiszen a beeső sugárhoz képest a kristálynak  $\theta$ , a detektornak  $2\theta$  szögben kell lennie (9. ábra).

## A MÉRÉS

A gyakorlaton a címlap fotóján látható oktatási célú röntgenberendezéssel két bemutató mérésorozatot hajtunk végre.

Az **első mérésben** a molibdénanódos röntgenső fékezési és karakterisztikus sugárzásának spektrumát vesszük föl különböző gyorsítófeszültségek és áramerősségek mellett. A mérés célja a spektrumok bemutatása, valamint annak demonstrálása, hogy miként függenek ezek a spektrumok a röntgenső fenti paramétereitől. A spektrumokból ellenőrizhetjük a Duane–Hunt-törvényt, meghatározhatjuk a benne szereplő  $k$  konstans értékét. A spektrumok integrálásával (görbe alatti terület) megkaphatjuk a fékezési röntgensugárzás összteljesítményét is és ellenőrizhetjük a (3) összefüggés érvényességét.



10. ábra. Röntgenspektrum mérésének elrendezése. Röntgensugárzás hullámhosszainak szétválasztása NaCl kristállyal, mint diffrakciós ráccsal történik. A kiválasztott hullámhosszú sugárzás teljesítményének mérésére GM-csőves számlálót használunk.

A **második mérés** a röntgensugárzás abszorpciójára vonatkozik, a mérés célja a (6) összefüggés ellenőrzése. Adott kristályállásnál, tehát adott röntgenhullámhossznál különböző rendszámú abszorbens fóliákat helyezünk a röntgenyaláb útjába. Az eredeti röntgenintenzitás ( $J_0$ ), valamint a legyengített intenzitások ( $J$ ) mért értékeiből és az abszorbens fólia vastagságából ( $x$ ) megállapítjuk az egyes anyagok gyengítési együtthatóit:

$$\mu = \frac{1}{x} \ln \left( \frac{J_0}{J} \right), \quad (7)$$

abból pedig a sűrűség ( $\rho$ ) ismeretében a (4) összefüggés szerint a tömeggyengítési együtthatót:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}. \quad (8)$$

A Compton-szórás tömeggyengítési együtthatója a különböző abszorbensekre közelítőleg ugyanaz, az alkalmazott hullámhosszon értéke  $0,2 \text{ cm}^2/\text{g}$ . Ezt az (5) összefüggés értelmében  $\mu_m$  értékéből levonva kapjuk a fotoeffektus tömeggyengítési együtthatóját:

$$\tau_m = \mu_m - 0,2 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}. \quad (9)$$

A különböző abszorbensekre így kapott  $\tau_m$  értékeket az abszorbens rendszámának függvényében ábrázoljuk.

(hullámhossza) sem a cső gyorsítófeszültségétől, sem az áramerősségétől nem függ, csak a vonalak intenzitása (magassága) változhat.

## A RÖNTGENSUGÁRZÁS DIAGNOSZTIKUS ALKALMAZÁSÁNAK ALAPJAI

A röntgenkép kialakulásának alapja az, hogy a test egyes szöveteinek abszorbeáló képessége, pontosabban a szövetek  $\mu$  **gyengítési együtthatói** különböznek egymástól. Ennek oka részben a szövetek eltérő sűrűsége, részben pedig — még azonos sűrűség mellett is — a különböző elemösszetétel. A gyengítési együttható ugyanis arányos az abszorbeáló anyag **sűrűségével** ( $\rho$ ):

$$\mu = \mu_m \cdot \rho, \quad (4)$$

ahol  $\mu_m$  a **tömeggyengítési együttható**. Tehát egy röntgenkép kontrasztossága egyrészt az átvilágított anyagok sűrűségkülönbségeitől függ. Másrészt a  $\mu_m$  tömeggyengítési együttható értéke is különbözhet a különböző anyagokra. A  $\mu_m$  az elnyelő anyag atomjainak **Z rendszámától** függ, aszerint, hogy milyen típusú abszorpció folyamat játszik szerepet az elnyelésben. A röntgendiagnosztikában két abszorpció folyamat számottevő, a **fotoeffektus** és a **Compton-szórás**, így a tömeggyengítési együttható is két tagból áll:

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m. \quad (5)$$

Míg a Compton-szórás tömeggyengítési együtthatója ( $\sigma_m$ ) gyakorlatilag nem függ a rendszámától, a fotoeffektus tömeggyengítési együtthatója ( $\tau_m$ ) annál erősebben, a rendszám köbével arányos:

$$\tau_m = C \lambda^3 Z^3, \quad (6)$$

vagyis a fotoeffektus tömeggyengítési együtthatója a sugárzás hullámhosszáinak és az abszorbens rendszámának harmadik hatványával arányos ( $C$  egy arányossági együttható).

Az a tény, hogy  $\tau_m$  erősen függ az abszorbens rendszámától, hozzájárul ahhoz, hogy viszonylag kis rendszámú eltérések esetén is kontrasztos képet kapjunk.

Ugyancsak a (6) összefüggés az oka annak, hogy a nagy rendszámú elemek (pl. ólom) jó abszorbensek, így sugárnyékolásra kiválóan alkalmasak.

A fenti összefüggés az alapja a röntgennyaláb útjába helyezett szűrők alkalmazásának is, valamint annak, hogy a kisebb rendszámú elemek (lágý szövetek) közötti különbségek kimutatására nagyobb hullámhosszúságú (ún. lágý) röntgensugárzást használunk. A lágý szövetek diagnosztikájában lágý, és lehetőleg homogén (keskeny spektrumszélességű) sugárzás kívánatos; mammográfiaiban pl. 25 – 50 kV gyorsító feszültséget és molibdénanódos röntgensövet alkalmaznak, amelynek karakterisztikus sugárzása eleget tesz e feltételeknek (7. ábra).

További részletek a 10. GAMMA ABSZORPCIÓ, és a 13. RÖNTGEN-CT. fejezetek leírásában találhatóak.

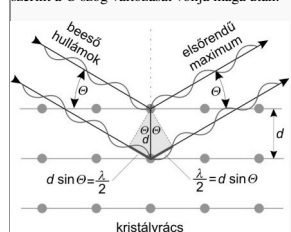
### A RÖNTGENSUGÁRZÁS HULLÁMHOSSZAINAK SZÉTVÁLASZTÁSA, TELJESÍTMÉNYÉNEK ÉS SPEKTRUMÁNAK MÉRÉSE

A röntgensugárzás folytonos spektrumában jelen lévő különböző hullámhosszak szétválasztására (monokromátor funkció) a röntgensugaraknak periodikus rendezettségű atomrács (kristályon) történő elhajlását, az ún. **Bragg-diffrakciót** használjuk.

Mérőműszerünkben **Bragg-diffrakciós rácsként** egy vékony, csiszolt felületű, köbös cellájú **NaCl-kristályt** használunk. Detektorként, a **röntgensugár- teljesítményének mérésére Geiger-Müller-számológót (GM-cső)** alkalmazunk (10. ábra), mely ionizációs elven detektálja a röntgenfotonokat (lásd 14. DOZIMETRIA).

#### Bragg-diffrakció:

**Monokromatikus beeső röntgensugarak** esetén a kristály párhuzamos síkjain elhelyezkedő atomokról a röntgensugarak a Huygens-elv alapján szóródnak. A szóródott röntgensugarak egymással interferálódnak, bizonyos irányokban erősítik, másokban gyengítik egymást. Amennyiben a beeső röntgensugarak egy bizonyos  $\theta$  szögben érik a kristályt, az ún. **elsődrendű intenzitás-maximumok** is  $\theta$  szögben hagyják el a kristályt (8. ábra), csakúgy, mint az optikai reflexiónál. Ennek feltétele:  $2d \sin \theta = \lambda$ , ahol  $d$  a kristálysíkok egymástól való távolsága,  $\lambda$  a röntgensugár hullámhossza. Mivel  $d = \text{konstans}$ , a  $\lambda$  hullámhossz megváltoztatása a fentiek szerint a  $\theta$  szög változását vonja maga után.



8. ábra. A Bragg-diffrakció elve.

FELADATOK:

1. MÉRÉS:

1. Spektrum felvétele állandó  $I = 1$  mA áramerősség mellett  $U = 20, 30$  és  $35$  kV gyorsítófeszültséggel.
2. Spektrum felvétele állandó  $U = 35$  kV gyorsítófeszültség mellett  $I = 0,7$  mA áramerősséggel.
3. Korábban felvett spektrumokból a határhullámhossz leolvasása különböző gyorsítófeszültségek esetén. Az adatok Excel-táblázatba való bevitele és logaritálás után ábrázolása. A mérési adatokra egyenes illesztése. A  $k$  konstans meghatározása.
4. Korábban felvett spektrumokból a fékezési spektrum integrálása, a röntgenteljesítmény meghatározása különböző gyorsítófeszültségek esetén. Az adatok Excel-táblázatba való bevitele és logaritálás után ábrázolása. A mérési adatokra egyenes illesztése. Az egyenes meredekségének meghatározása.
5. Korábban felvett spektrumokból a fékezési spektrum integrálása, a röntgenteljesítmény meghatározása különböző áramerősségek esetén. Az adatok Excel-táblázatba való bevitele és logaritálás után ábrázolása. A mérési adatokra egyenes illesztése. Az egyenes meredekségének meghatározása.

2. MÉRÉS:

1. Röntgensugárzás gyengítetlen intenzitásának, majd különböző abszorbensekkel (Al, Fe, Cu, Zr, Mo, Ag) gyengített intenzitásának mérése.
2. A fotoeffektus tömeggyengítési együtthatójának kiszámolása Excel-ben a (6), (7) és (8) összefüggések felhasználásával a következő javasolt táblázat szerint:

abszor- bens	Z	lg Z	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )	x (cm)	$J_0$ (rel. egys)	J (rel. egys)	$\mu$ (1/cm)	$\mu_m$ (cm <sup>2</sup> /g)	$\tau_m$ (cm <sup>2</sup> /g)	lg $\tau_m$
-										
Al	13		2,70	0,05	„					
Fe	26		7,86	0,05	„					
Cu	29		8,92	0,007	„					
Zr	40		6,49	0,005	„					
Mo	42		10,28	0,01	„					
Ag	47		10,50	0,005	„					

3. A  $\tau_m$  értékek logaritmusának ábrázolása a rendszám logaritmusának függvényében. A mérési adatokra egyenes illesztése. Az egyenes meredekségének meghatározása.