

539

HU ISSN 0004-7155

MELLÉKLET

**ATOMKI**

**KÖZLEMÉNYEK**

17. kötet

3 szám

310.565

MELLÉKLET

# ATOMKI

# KÖZLEMÉNYEK

17. kötet

3 szám

A CIKLOTRONOK INTERDISZCIPLINÁRIS KIHASZNÁLÁSÁRÓL  
A FIZIKÁBAN, KÉMIÁBAN, BIOLÓGIAI-ORVOSI TUDOMÁNYOKBAN  
ÉS A GYAKORLATBAN

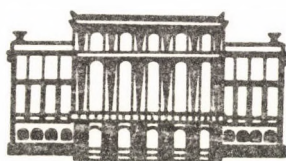
DEBRECEN, 1975. augusztus 25-27.

MTA  
ATOMMAG KUTATÓ INTÉZETE  
DEBRECEN  
1975.

# SZIMPÓZIUM

A CIKLOTRONOK INTERDISZCIPLINÁRIS KIHASZNÁLÁSÁRÓL  
A FIZIKÁBAN, KÉMIÁBAN, BIOLÓGIAI-ORVOSI TUDOMÁNYOKBAN  
ÉS A GYAKORLATBAN

DEBRECEN, 1975. augusztus 25-27.



1825 - 1975

A Magyar Tudományos Akadémia  
alapítása 150 éves évfordulójának  
tiszteletére rendezett tudományos találkozó



## TARTALOMJEGYZÉK

	Oldal
BERÉNYI D.: A Szimpózium Tudományos és Szervező Bizottsága elnökének megnyitó szavai	1
KÓNYA I.: A KLTE rektorának üdvözlő beszéde	3
BOZÓKY L.: Nyitó szavai az MTA képviselőjében	5
BERÉNYI D.: A ciklotronok új szerepben	7
FÉNYES T.: Korszerű ciklotronok	15
MAKRA ZS.: A kalkuttai ciklotron program	29
ZIMÁNYI J.: A ciklotron jelentősége a magreakció kutatásokban	31
FÉNYES T.: A ciklotronok jelentősége a magspektroszkópiai kutatásokban	35
KROÓ N.: Ciklotronok alkalmazása a szilárdtest-fizikában	43
SCHLENK B.: Nehézion-nyalábok gyakorlati alkalmazásai /nukleáris szűrők/	51
VATAI E.: A ciklotron felhasználása a nukleáris energetikával kapcsolatos egyes kérdések megoldásához	57
NAGY L.GY.: Aktivációs analízis ciklotronoknál	61
BAKOS L. és SALAMON A.: Ciklotronoknál végzett töltött részecske és gyors neutron aktivációs analízis alkalmazása az ipari anyagvizsgálatban	67
BUJDOSÓ E.: Ciklotronok a nyomszennyezők analitikájában	73
BEREI K., VASÁROS L. és KISS I.: Forróatom-kémia közepes energiájú ciklotronoknál	79
FÖLDIÁK G.: Ciklotronok felhasználása a sugárhatáskémiában	91
SCHILLER R.: Hozzászólás Földiák Gábor előadásához	94
VERES Á.: Ciklotron az izotóptermelésben	95
SZABÓ G. és KÖVÉR A.: Ciklotron alkalmazási lehetőségei az orvosi és molekulárbiológiai kutatásokban	103
SZTANYIK B.L.: Sugárbiológiai kutatások ciklotronnal	119
RÓDÉ I.: A gyors neutronok klinikai terápiás alkalmazása	135

	Oldal
KARIKA ZS.: Ciklotronokkal előállított rövidéletű izotópok klinikai alkalmazása	143
BOZÓKY L.: Ciklotron-terápiás besugárzások sugárfizikai alapjai	151
VARGHA GY., DÉZSI Z. és MILTÉNYI L.: Ciklotronok jelentősége a sugárterápiában	163
SZÁNTÓ A.: Nehéz ionok biológiai hatásai és orvosi felhasználásuk	177
J.W. MAYER: Solid State Studies with Accelerators	185
A résztvevők névsora	187

## Berényi Dénesnek\*

### a Szimpózium Tudományos és Szervező Bizottsága elnökének megnyitó szavai

Tisztelt Szimpózium!

Mindenek előtt tisztelettel és szeretettel üdvözlöm a Szimpózium megnyitására megjelent és az Elnökségben helyet foglaló Pataki György elvtársat, az MSZMP Debreceni Városi Bizottságának titkárát, Bozóky László akadémikus elvtársat a Magyar Tudományos Akadémia képviselőjében, Gál István elvtársat a Hajdu-Bihar Megyei Tanács VB elnökhelyettesét, Dr. Kovács Imre elvtársat, a Debreceni Megyei Városi Tanács VB elnökhelyettesét, Kónya István elvtársat, a KLTE rektorát, Szabó Gábor elvtársat, a DOTE rektorát, Ács Antal elvtársat, a Debreceni Agrártudományi Egyetem rektorát, Beck Mihály akadémikus elvtársat, a MTESZ Hajdu-Bihar megyei elnökét és a Szimpózium minden résztvevőjét, minden kedves vendégünket.

Tisztelt Szimpózium!

A magyar tudomány és a Magyar Tudományos Akadémia történetében is, a Közgyűléseket kivéve, szinte egyedülálló ez a mostani tudományos találkozó, amelyen ilyen sok tudomány és alkalmazási terület szakemberei vesznek részt a fizikusoktól és kémikusoktól a biológusokig, orvosokig és ipari vezetőkig. Ismeretes, hogy a Szimpóziumot, amelyet a MTA Matematikai és Fizikai Osztálya, a MTA Atommag Kutató Intézete és az Eötvös Lóránd Fizikai Társulat rendez, még nyolc más egyesület, testület, illetve intézmény támogatja. Önmagában is jellemző, hogy melyek ezek: Gépipari Tudományos Egyesület Anyagvizsgáló Szakosztálya, Kossuth Lajos Tudományegyetem, Magyar Biofizikai Társaság, Magyar Biológiai Társaság, Magyar Kémikusok Egyesülete, Magyar Orvostudományi Nukleáris Társaság, MTA Orvosi Tudományok Osztálya és Országos Röntgen- és Sugárfizikai Intézet.

Mindez részben korunk tudományának egyik fő tendenciáját jelzi, nevezetesen azt a tényt, hogy a természet jelenségeinek a tanulmányozásában, az égető tudományos és gyakorlati feladatok megoldásában egyre inkább szükség van több és sokszor egymástól távol eső tudományterület összefogására.

A ciklotron is, ez a közismert nukleáris részecske gyorsító berendezés, olyan létesítmény, amely nem régen még csaknem kizárólag a magfizikai laboratóriumok berendezése volt, ma pedig széles tudomány és alkalmazási területek egyre nélkülözhetetlenebb eszköze.

---

\* MTA Atommag Kutató Intézete, Debrecen

Azért jöttünk itt össze, a Magyar Tudományos Akadémia 150 éves jubileumi programjának legnagyobb vidéki rendezvényére, hogy megvizsgáljuk és megvitassuk egy ciklotron létesítésének jelentőségét és hatásait a magyar tudomány és gyakorlati élet különböző területein.

Ennek szellemében nyitom meg a Szimpóziumot és kívánok mindannyiunknak eredményes munkát.



Kónya Istvánnak

a KLTE rektorának üdvözlő beszéde

Tisztelt Konferencia!

Kedves Vendégeink!

Kedves Elvtársak!

Csupán néhány napja, hogy ugyanebben a teremben a nagytekintélyű Eötvös Lóránd Fizikai Társulat vándorgyűlését nyitottuk meg. S most az a megtiszteltetés éri egyetemünket, hogy falai között üdvözölheti a másfélévszázados fennállását ünneplő Magyar Tudományos Akadémia egyik igen jelentős tudományos rendezvényének, a ciklotronok interdiszciplináris felhasználásával foglalkozó szimpóziumnak a résztvevőit.

Ami engem - mint nem-szakembert - a program tanulmányozása közben a legjobban megragadott, az éppen az interdiszciplinaritás hangsúlyozott mozzanata. Egy fontos magfizikai eszköz - a ciklotron - "fonalán" haladva eljutunk a fizika legkülönbözőbb ágaihoz, sőt a többi természettudományhoz is, s rajtuk keresztül a gyakorlat fontos problémáinak megoldásához.

Számomra - a filozófus számára - ez a jelenség azt mondja, hogy szemünk előtt megy végbe a tudományok további differenciálódása mellett az ellentétes folyamat is: a tudományok magasabb szinten létrejövő integrálódása is.

Másrészt ebben a mozzanatban tükröződik a korunkban kiteljesedő tudományos-technikai forradalomnak egy fontos jellegzetessége: az elméletnek a közvetlen "visszacsatolása" a gyakorlathoz. Ez a visszacsatolás tulajdonképpen egyik kifejeződése annak, amit mi úgy fogalmazunk, hogy korunkban a tudomány egyre inkább közvetlen termelőerővé válik.

Ilyen gondolatok jegyében készültem a szimpózium ünnepélyes megnyitására, próbálván felmérni annak elméleti-tudományos és gyakorlati jelentőségét egyaránt. Mély meggyőződésemmel, hogy a konferencia valóságos eredményei sokkal gazdagabbak lesznek, mint amennyit ezekből a külső szemlélő a megindulás pillanatában előre láthat.

Egyetemünk vezetősége nem kis büszkeséggel regisztrálja, hogy e rangos tudományos összejövétel szervezői, rendezői között épp-ugy, mint előadói sorában igen jelentős szerepet játszanak debreceni tudósok: egyetemünk oktatói, az egyetemmel szoros kapcsolatban lévő Atommag Kutató Intézete munkatársai és testvéregyetemünk, a Debreceni Orvostudományi Egyetem professzorai.

Mindez azt jelenti, hogy a 150 éves Magyar Tudományos Akadémia nem elsősorban technikai okokból, hanem a debreceni tudományos kutatások eredményeinek megbecsülését kifejezni akarván rendezi meg ezt a szimpóziumot városunkban és egyetemünkön.

Mi őszintén köszönjük ezt a bizalmat és örömmel igyekeztünk hozzájárulni a tanácskozás külső körülményeinek biztosításához.

A Kossuth Lajos Tudományegyetem Tanácsa, oktatói, dolgozói és hallgatói nevében tisztelettel köszöntöm a tudományos ülés szervezőit, előadóit, minden kedves vendégünket. Tanácskozásukhoz jó munkát és sok sikert kívánok.

## Bozóky László

### akadémikus megnyitó szavai az MTA képviselőjében

Igen Tisztelt Szimpózium!

Amikor a Magyar Tudományos Akadémia nevében, az Akadémia 150 éves fennállásának ünneplésére rendezett ciklotron szimpóziumunkat megnyitom, két gondolatot szeretnék kiemelni.

Az egyik a szimpózium nagymértékben interdiszciplináris volta, ami teljes összhangban van az Akadémia megalapításának alapgondolatával. Amikor Széchenyi István 150 évvel ezelőtt egy évi összes jövedelmének (60.000 arany korona) felajánlásával megalapította a Magyar Tudományos Akadémiát, még nem következett be a különböző tudományterületek különválásának a folyamata, polihisztoraink egyformán értettek a nyelv- és történelemtudományokhoz, a fizikához, kémiához, orvostudományhoz, stb. Széchenyi sem tett különbséget köztük, valamennyi művelését kívánta elősegíteni, amikor megalapította a Magyar Tudományos Akadémiát.

Azóta ismereteink rendkívül megszorodtak, az emberi agy befogadó képessége viszont változatlan maradt. Így egy-egy ember egyre kisebb tudományterületen tudja csak a szakirodalmat nyomon követni és elmélyült ismeretekre szert tenni, tehát szükségszerűen bekövetkezett az egyes tudományterületek elkülönülése, majd az egyes tudományok közti határterületeknek az elhanyagolása, fejlődésünk lemaradása.

Ciklotron Szimpóziumunk tárgykörében Akadémiánk 10 osztálya közül 6 osztály van érdekelve, tehát interdiszciplináris szimpóziumunk végeredményben egy erős visszakanyarodást jelent Akadémiánk 150 évvel ezelőtti egységes irányvonalához.

A második gondolat, amit hangsúlyozni szeretnék, a tervezés, illetve terveink megvalósulása során az ésszerű sorrend betartása. Nem egy esetben tanui lehattunk annak, hogy kellő átgondolás és előkészítés nélkül létesítünk valamit, pl. megrendelünk egy új, nagyértékű műszert és utólag derül aztán ki, hogy ez nem oldja meg a problémáinkat, tulajdonképpen nem is ezt kellett volna megrendelnünk.

Jelen esetben, mielőtt egy kétségek nélkül nem kis összeget képviselő ciklotron létesítését kérnénk népgazdaságunktól, sokoldalú és mélyreható irodalmi tanulmányok alapján és éppen e szimpózium keretében megvitattva dokumentálásra kerülhet, hogy a fizikai jellegű tudományos kutatásokon túlmenően népgazdaságunk egyéb területein, mint az ipar, a mezőgazdaság, az orvostudomány, stb., mi várható egy ilyen beruházástól és milyen környezetben kell ezt telepíteni, hogy maximálisan kihasználható legyen.

E gondolatok jegyében a Szimpóziumot megnyitom.



## A CIKLOTRONOK UJ SZEREPBEN

BERÉNYI DÉNES

MTA Atommag Kutató Intézete, Debrecen

### Az új szerep

Az első ciklotron 1932-ben történt üzembehelyezése óta ez a jól ismert nukleáris részecske gyorsító berendezés jelentős változáson ment keresztül nemcsak technikailag, de alkalmazási terület tekintetében is. Az elmúlt több, mint negyven év alatt sok újat megtudtunk a természetről, elsősorban az atommagról a ciklotron segítségével. Az ilyen irányú kutatómunka ma is folyik világszerte. Erről és a ciklotronon magán végbement nagy instrumentális fejlődésről külön előadások fognak beszámolni ennek a szimpóziumnak a során.

Ami azonban erre a tudományos összejövételre annyira különböző szakterületek képviselőit összehozta, az a ciklotronnak az az új szerepe, helyesebben szerepei, amelyek az utóbbi 5-10 évben, de különösen a legutóbbi néhány évben egyre fokozottabb hangsúlyt kapnak.

Arról van szó ugyanis, hogy a ciklotron egyre határozottabban megszűnik az atomfizikai laboratóriumok és kutatás kizárólagos eszköze lenni, hanem tulmenően a fizikai és a természettudomány más ágai-ban (szilárdtest-fizika, forró-kémia, biológia, stb.) történő fokozódó felhasználásán, egyre fontosabb és hovatovább nélkülözhetetlen szerepet tölt be a korszerű ipar szempontjából annyira fontos modern anyagvizsgálatban és nemcsak az orvosi kutatásban, de a mindennapi klinikai gyakorlatban is, továbbá környezetvédelmi és nukleáris energetikai feladatok megoldásában.

Ez az új szerep az, amelyik a kisebb ciklotronok valóságos sorozatgyártását teremtette meg a világon több vállalatnál is. A bécsi Atomenergia Ügynökség kiadványa szerint 1975-ben a világon 30 olyan ciklotron működik (szemben az 1970-ben működő 8 ilyennel), amelyeket kifejezetten alkalmazott feladatok, aktivációs analízis, izotóptermelés, terápiás besugárzás, stb. ellátására létesítettek.

A fenti számban nem tükröződik az a tény, hogy más, elsősorban magfizikai célokra épített ciklotronok is egyre intenzívebben foglalkoznak alkalmazott problémák megoldásával. A Californiai Egyetem ciklotron laboratóriumában például a fenntartás közel 60 %-át szerződéses, alkalmazott kutatásokból fedezi. Pl. szolgáltatásszerűen végzik a smog-minták rutin analizisét, naponta 2500-at. Egy-egy ilyen analizis költsége kevesebb, mint 2 dollár. Jellemző, hogy egy olyan kis ország, mint Finnország is két új ciklotronot vásárolt az utóbbi két évben (Turku, Jyväskylä), egyet a Szovjetunióból, egyet Svédországból elsősorban a szóbanforgó alkalmazott feladatok megoldására.

Végeredményben is a ciklotronnak ebben az új szerepben való megjelenését meglehetősen törvényszerű dolognak kell tekintenünk. A természettudományok és különösen a fizika fejlődésében megfigyelhető az a folyamat, hogy a felfedezések és jelentős kísérleti be rendezések előbb-utóbb kilépnek szaktudományuk kereteiből és más tudományágakat is megtermékenyítenek, sőt hozzájárulnak a mindennapi élet által felvetett népgazdasági igények kielégítéséhez.

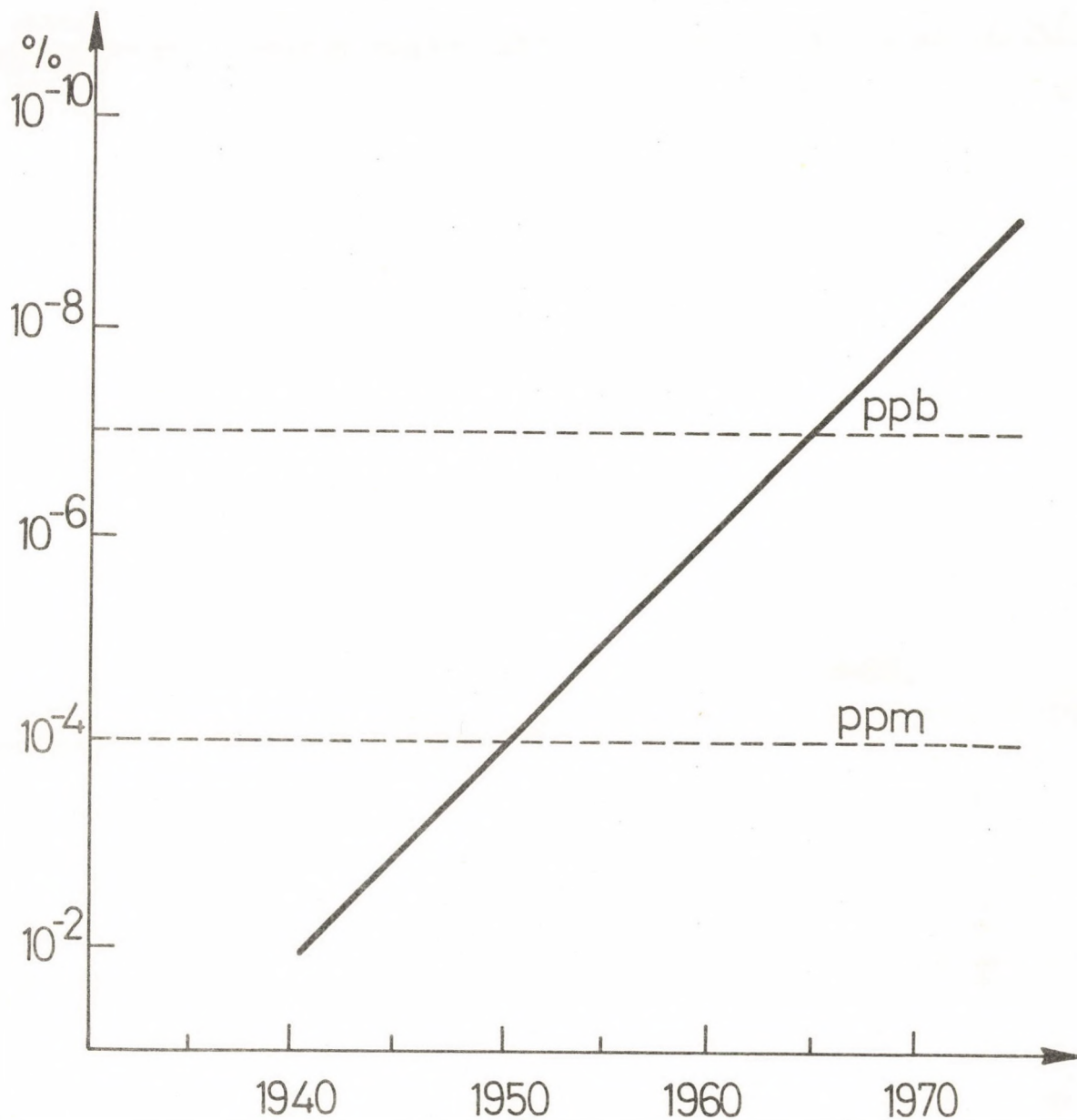
Erről az új szerepről, a ciklotronok széleskörű alkalmazásáról fog szólni a szimpózium előadásainak a zöme. Amit ebben a rövid bevezető előadásban céloznak tekintek az nem több, mint az, hogy néhány fontos alkalmazást kiemeljek és már itt a szimpózium elején mintegy ezáltal megússem az alaphangot, amelynek részletes motivációit hallhatjuk majd a továbbiakban.

#### Kémiai analizis, anyagvizsgálat

A kémiai analitika fejlődésének egyik főiránya a gyakorlati igények által megkövetelt egyre nagyobb tisztaságu anyagok előállítása során az egyre kisebb mennyiségben jelenlévő szennyezések kimutatása. Ezt a tendenciát szemlélteti az 1. ábra, amely tájékoztatóképpen feltünteti a legkisebb szennyezések kimutatására vonatkozó igényeket az utóbbi évtizedekben. A negyvenes évek igényeitől a mai félvezető-ipar és finomkohászati igényekig jó néhány nagyságrendes a változás és most már igen sok esetben az igény a tisztaságra nemcsak a ppm-et ( $10^{-6}$ ), de a ppb-t ( $10^{-9}$ ) is felülmulja.

Az annyira fontos könnyű elem szennyezések (pl. Be, B, C, N, O, S) megbízható kimutatására ebben a koncentráció tartományban gyakorlatilag más, mint a töltött részecske esetleg nagyenergiájú foton besugárzással történő analizis, nem áll rendelkezésre. 1 ppb-ig terjedő mennyiségben határoznak meg pl. oxigént szilíciumban, germániumban, galliumarzenidben, szenet szilíciumban, nitrogént és bört különböző fémekben és így tovább.

A fentiek szinte már önmagukban is indokolnák ciklotronok létesítését a modern ipari igények kielégítésére. A ciklotronok analitikai alkalmazásainak spektruma azonban igen széles, számos egyedülálló lehetőséget kínál. Ezek különösen kibővültek a legutóbbi néhány évben, egyre intenzívebben alkalmazva ciklotronoknál nemcsak a töltött részecske (proton, alfa-rész, hélium-3, stb.) besugárzással történő aktivációs analizist, hanem az un. prompt



1. ábra

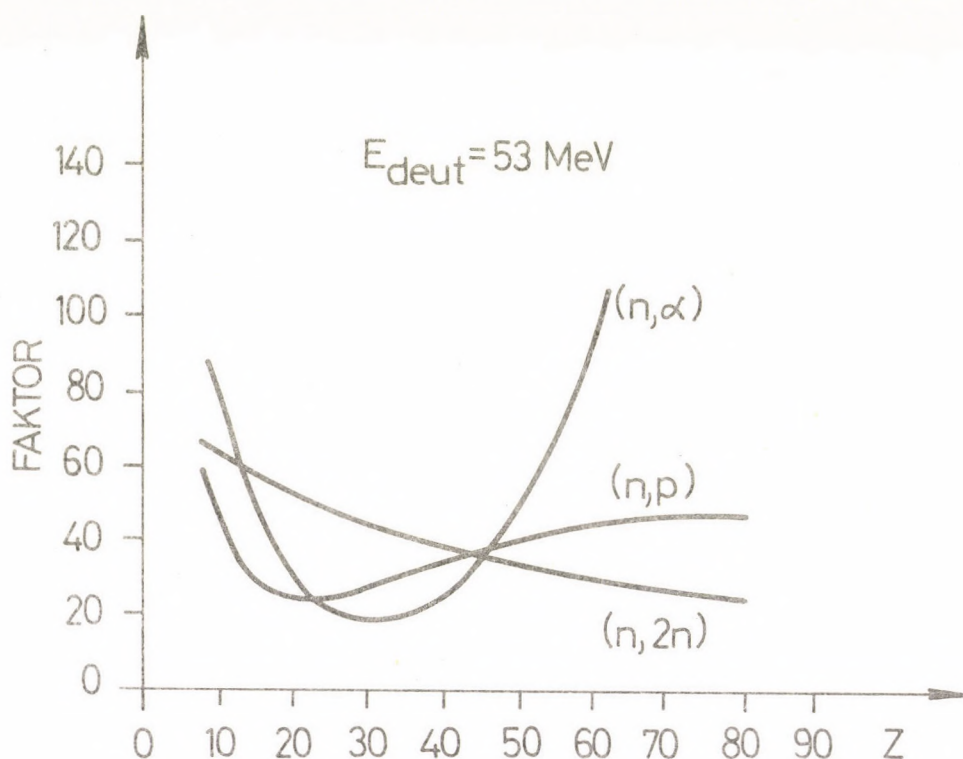
Tájékoztató diagramm arról, hogy az ipar igényei hogy nőttek az anyagok tisztaságával kapcsolatban az évek függvényében. Az y-tengelyen a maximálisan megengedhető szennyezés van feltüntetve.

analizist (amelyben radioaktív mag nem keletkezik, hanem a magreakciókban prompt kilépő sugárzásokat használjuk fel a jelenlévő elemek azonosítására) és a rugalmasan szórt töltött részecskékkel végzett analizist is.

A következőkben egy táblázatban foglaljuk össze a különböző kínálkozó lehetőségeket, majd ezek egyikéhez-másikához fűzünk megjegyzéseket.

A könnyű elemek kimutathatóságáról az igen alacsony koncentráció tartományban már szóltunk, könnyen belátható az is, hogy a ré- szecskék energiájának és minőségének változtatási lehetősége milyen plusz flexibilitást jelent a vizsgálandó mintában jelenlévő más elemek hatásának (mátrix effektusok) kiküszöbölésére, szemben a reaktor-neutronok és a neutron generátorból eredő neutronok fix energiájával, illetve energia eloszlásával szemben.

A mélységi analízis nemcsak a diffúzió és a félvezető aktiválás folyamatának tudományos vizsgálata szempontjából fontos, hanem a finomkohászatban a felületi eloszlás és a felület alatti rétegződés meghatározására is. A stabil izotópos nyomjelzés nélkülözhetetlen lehet olyan ipari vagy biológiai folyamatok vizsgálatánál, ahol valamilyen okból a radioaktivitás jelenléte zavarna. Ami a ciklotronokban előállított gyors neutronokkal végzett aktivációs analízist illeti, az a neutron generátorokkal végezhető aktivációs analízis továbbfejlesztésének, kiterjesztésének tekinthető. Mint a 2. ábra mutatja, a kimutathatósági határ ("érzékenység") legalább egy nagyságrenddel, sőt széles tartományban több mint százszalakkal nő.



2. ábra

A gyors neutronokkal végzett aktivációs analízis érzékenységének növekedése (az y-tengelyen az érzékenység növekedés faktora), ha neutron generátorból nyert 14 MeV-os energiájú neutronok helyett ciklotronban előállított neutronokat használunk, amelyeket Be-célanyag 53 MeV-os deuteronokkal történő bombázásával hozunk létre [1].



Végül emlitsük meg itt, hogy a ciklotronnal végzett analitikai eljárások többnyire roncsolásmentesek és gyorsak, rutinszerűen kidolgozott vizsgálatok esetén esetleg csak perceket vesznek igénybe. Éppen ezért előszeretettel használják a víz, talaj és levegő szennyezettségi minták sorozat mérésére.

### I. Táblázat

A kémiai analízisben és anyagvizsgálatban a ciklotron által nyújtott lehetőségek

Könnyű elemek (B, C, N, O, S, stb.) kimutatása a ppm-ppb tartományban töltött részecske (proton, alfa-rész, stb.) besugárzással.
Mátrix-effektusok kiküszöbölése a besugárzó részecske energiájának vagy minőségének változtatásával (ami reaktornál, neutron generátornál nem lehetséges) más, mint könnyű elemek kimutatásánál
Mélységi eloszlás vizsgálata (esetleg síkbeli is) az egyes elemekre a felület közelében
Aktivációs analízis ciklotronban keltett változtatható energiájú gyors neutronokkal
Stabil izotóp tartalom meghatározás és stabil izotópos nyomjelzés, pl. $^{12}\text{C}$ - $^{13}\text{C}$ , $^{16}\text{O}$ - $^{18}\text{O}$
Nagy pontosságú (jóval 1 % alatti pontossággal) vastagság-mérés nagyenergiájú protonokkal

### Biológiai-orvosi kutatás, klinikai gyakorlat

A biológiai-orvosi alkalmazások területén is a lehetőségek sokrétűségét, tág terét kell mindenekelőtt kiemelnünk. Ezek egy része visszautal, illetve fedésben van az előbb tárgyalt analitikai eljárásokkal. A II. táblázatban igyekeztünk összefoglalni azokat a területeket, amelyeket a ciklotron adta lehetőségek közelről érintenek.

A táblázat kiegészítésére a következőket szeretném megjegyezni. A nyomelemek biológiai-orvosi jelentőségének felismerése és kutatása éppen napjainkban kerül egyre inkább előtérbe.

## II. Táblázat

A biológiai-orvosi kutatás és a klinikai gyakorlat számára a ciklotron nyújtotta lehetőségek.

Ku- ta- tás	<p>Nyomelem meghatározás</p> <p>Stabil-izotópos nyomjelzés</p> <p>Sugárbiológia töltött részekkel</p> <p>Nyomjelzéses kutatások</p> <p style="text-align: right;"><math>^{11}\text{C}</math>, <math>^{13}\text{N}</math>, <math>^{15}\text{O}</math> és más ciklotronban termelt rövidéletű izotóppal</p>
Di- ag- nosz- ti- ka	<p>Ciklotronban termelt rövid életű izotópok felhasználása, részben reaktorban előállított hosszabb élettartamúak helyettesítése, a diagnosztikában; pl. <math>^{131}\text{I}</math> helyett <math>^{123}\text{I}</math>, <math>^{60}\text{Co}</math> helyett <math>^{57}\text{Co}</math></p>
Te- rá- pia	<p>Terápia ciklotronban termelt izotópokkal</p> <p>Gyors neutron, töltött részecske besugárzás rákos daganatok gyógyításában</p>

A biológiailag olyan nagy jelentőségű elemeknek, mint az O, C, N nincs a reaktorban előállított radioaktív izotópok között alkalmas felezési idejű izotópja. Így a ciklotronban előállítottakkal lehet csak dolgozni, de csak ciklotron mellett, mivel ezek felezési ideje is rövid a szállításhoz.

Számos diagnosztikai vizsgálatot gyakorlatilag csak ciklotronban előállított és meglehetősen rövid életű izotópokkal (tehát csak ciklotron mellett) lehet elvégezni, mint csont metasztázis, lágy szövet tumor, stb. lokalizációját  $^{11}\text{C}$ ,  $^{18}\text{F}$ ,  $^{81}\text{Rb}$ , stb. izotópokkal vagy az agyvéráram, a szívizom véráram mérését  $^{81}\text{mKr}$ ,  $^{15}\text{O}$ , stb. izotópokkal. Ugyancsak nagyon jelentős az egyes diagnosztikai vizsgálatokban alkalmazott reaktorban előállított izotópok helyettesítése ciklotronban előállított alkalmasabbakkal. Így pl. a  $^{131}\text{I}$  helyett a  $^{123}\text{I}$  alkalmazása az utóbbinak kisebb energiájú sugárzása és rövidebb felezési ideje miatt a megfelelő sugárterhelés kb. 100-as faktossal való csökkenését jelenti. Meg kell itt jegyeznünk, hogy egy az Egyesült Államokból származó ki-mutatás szerint az összes radioizotópos diagnosztikai vizsgálatok mintegy 85 % (ez ott több, mint 400 ezer embert jelent)  $^{131}\text{I}$ -

dal történt, de már megkezdődött helyette a  $^{123}\text{I}$  bevezetése.

A tumor kezelésénél a ciklotronokban előállított gyors neutron terápia bevezetése a szakemberek szerint olyan nagy jelentőségű fordulatot hoz, mint a maga idejében a röntgen-terápia.

Igy nagyon is érthető Almond professzornak 1972-ben tett kijelentése, amely szerint "Előre lehet látni az időt, amikor minden nagy orvosi centrum 35 MeV-os deutronokat termelő ciklotronnal fog rendelkezni, amelyet nappal besugárzási terápiára, éjjel pedig radioizotóp termelésre és radiobiológiai kutatásra használnak." A kijelentés óta eltelt mintegy három év alatt az ilyen célra szolgáló ciklotronok száma legalábbis megduplázódott, ha nem megháromszorozódott.

---

Sok lényeges alapvető tudományos és gyakorlati alkalmazásra a hosszú élettartamu izotópok ciklotronban történő termelésétől, a forró-kémiáig és a nukleáris energetikáig nem térhettem ki ebben a rövid bevezető előadásban. A célom azonban nem is a teljességre törekvés volt, hiszen éppen az ennek a szimposiumnak, a szimposium további előadásainak és vitájának az a célja, hogy minél több lehetőséget, minél alaposabban feltárjon és megvitasson.

#### Irodalom

[1] Kriván és Münzel, J. Radioanal. Chem. 15 (1973) p. 575.



## KORSZERŰ CIKLOTRONOK

FÉNYES TIBOR

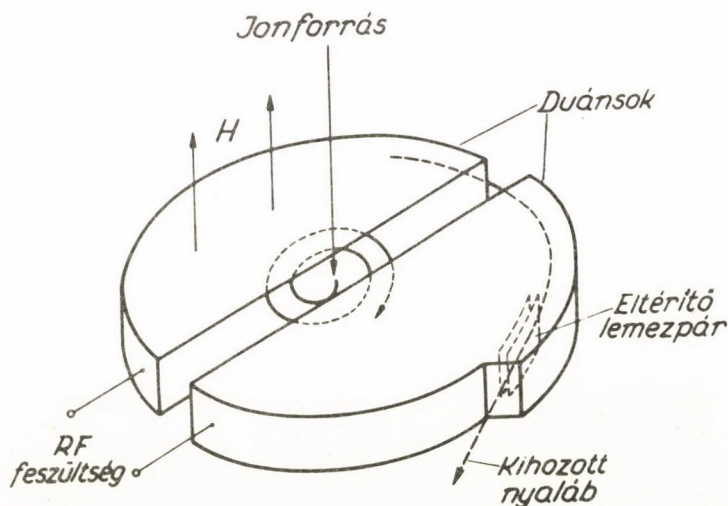
MTA Atommag Kutató Intézete, Debrecen

### I. Bevezetés

A jelen munka célja az, hogy rövid áttekintést adjon a hagyományos és izokrón ciklotronok működési elveiről és sajátosságairól, valamint ismertesse néhány kis és közepméretű izokrón ciklotron fontosabb adatait. A tanulmány összeállításánál főleg az [1]-[5] munkákra és az ott felsorolt irodalomra támaszkodtam.

### II. A klasszikus ciklotronok

A klasszikus ciklotron működési elvét az 1. ábra szemlélteti.



1. ábra

Az iongyorsítás elve ciklotronban.

A középen elhelyezett ionforrásból az ionok a duánsokra adott váltakozó nagyfrekvenciás feszültség hatására oldalirányban ki-  
lépnek és felgyorsulnak, majd a merőlegesen alkalmazott mágneses  
tér a duánsokon belül körpályára kényszeríti őket. Ha a gyorsító  
feszültség frekvenciáját megfelelően állítjuk be, félkör lefutá-  
sa alatt a feszültség előjelet vált, így az ionok a duánsok kö-  
zötti térben ismét gyorsulni fognak. E folyamat sokszor ismétlő-  
dik, közben a részecskék táguló spirálpályán haladva egyre na-  
gyobb energiára tesznek szert. A végsugáron a nyaláb két eltéri-  
tőlap közé kerül. Ezekre megfelelő elektromos feszültséget adva  
az ionok kihozhatók a gyorsító vákuum kamrájából.

A mágneses térben, körpályán mozgó ionra ható centrifugális erő  
egyensúlyban van a Lorentz-erővel, azaz

$$\frac{mv^2}{r} = 0,1 eZ v H, \quad (1)$$

ahol  $m$  - az ion tömege, gr,  
 $v$  - az ion sebessége, cm sec<sup>-1</sup>,  
 $r$  - az ion pályasugara, cm,  
 $eZ$  - az ion töltése, Coulomb,  
 $H$  - a mágneses térerősség, Oe.

Az egyenlet átrendezéséből adódik, hogy a keringési frekvencia  
( $f$ ) a következőképpen írható le:

$$f = \frac{v}{2\pi r} = \frac{0,1 eZ \cdot H}{2 \pi m} \quad (2)$$

Ez az egyenlet a ciklotron alapegyenlete; azt az igen fontos  
tényt mutatja, hogy a keringési frekvencia - nem relativisztikus  
esetben - független az ion energiájától és csak az  $eZ/m$  értéke-  
től, illetve a mágneses térerősségtől függ, azokkal arányos. A  
duánsokra adott feszültség frekvenciáját úgy kell megválasztani,  
hogy a keringési frekvenciával összhangban legyen.

A (1) egyenletből következik, hogy az ionok maximális energiája,  
 $E_{\max}$ :

$$E_{\max} = 0,01 \frac{(eZ)^2}{2m} (Hr)_{\max}^2. \quad (3)$$

A képletből látható, hogy nagy energiák eléréséhez nagy pálya-  
sugarat kell biztosítani, és így nagy pólusátmérőjű vasmagot,  
stb. A mágneses térerősség növelését bizonyos határon túl a vas-  
mag telítődése akadályozza.

A ciklotron nyaláb számottevő intenzitása érdekében biztosítani  
kell a nyaláb fókuszálását a spirálpályára, egyébként az ionfor-  
rásból kilépő részecskék irányszórása, az ionok ütközése a mara-

dék gáz molekuláival és más zavaró tényezők lényeges nyaláberősség gyengülést hoznak létre. A nyaláb vertikális (vagy más néven axiális) és horizontális (radiális) fókuszálását a spirálpályára a klasszikus ciklotronokban az ún. "gyenge fókuszálódási elv" alapján biztosítják. Ennek lényege az, hogy a mágneses térerősséget a sugár mentén meghatározott törvény szerint kis mértékben csökkentik. Lásdrészletesebben pl. [1]-ben.

A hagyományos ciklotronokban az elérhető maximális protonenergia 20 MeV körüli érték. Ezt részint a relativisztikus tömegnövekedés, részint gyakorlati, konstrukciós okok szabják meg. Az elérhető határenergia kapcsolatban van a nyaláb intenzitásával is, az intenzitás rovására az energia növelhető és fordítva (bizonyos határokon belül).

### III. Az izokrón ciklotron

A hagyományos ciklotronhoz képest lényeges előrehaladást jelentett az izokrón ciklotronok megjelenése.

#### III.1. Alapegyenlet

A ciklotronok (2) alapegyenlete a következő alakban is felírható:

$$H = \frac{2\pi m}{0,1 \text{ eZ}} f = \frac{2\pi}{0,1 \text{ eZ}} \cdot \frac{m_0}{\left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right)^{\frac{1}{2}}} \cdot f$$

Egyszerű átalakítás után következik, hogy

$$H = \frac{2\pi m_0}{0,1 \text{ eZ}} f \left(1 + \frac{\frac{1}{2} m_0 v^2}{m_0 c^2}\right), \quad (4)$$

$$H = H_0 \left(1 + \frac{E_{kin}}{E_0}\right),$$

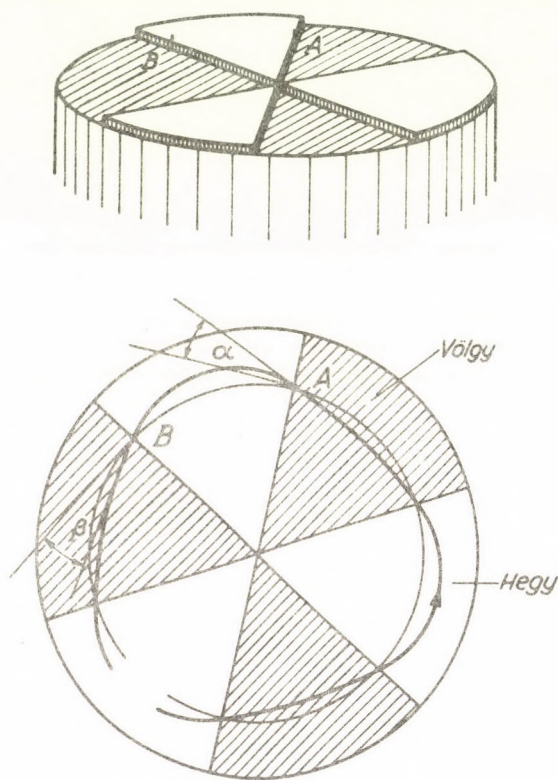
ahol  $H_0 = \frac{2\pi m_0}{0,1 \text{ eZ}} f$ ;  $E_{kin} = \frac{1}{2} m_0 v^2$ ;  $E_0 = m_0 c^2$ .

Ha biztosítani lehet, hogy a mágneses térerősség az energia (pályasugár) növekedésével a (4) összefüggésnek megfelelően nőjön, relativisztikus energiáknál sem esik ki a részecske a rezonancia gyorsításból. Világos azonban, hogy ez esetben új fókuszálási elvről kell gondoskodni, mivel a hagyományos ciklotronoknál alkalmazott gyenge fókuszálási elv a mágneses térerősség sugár menti csökkenését kívánja.

### III.2. A nyaláb összetartása

A következőkben megmutatjuk, hogy ha a mágneses teret szektor-szerűen képezzük ki, elérhető, hogy az átlag térerősség a (4) összefüggésnek megfelelően növekedjék a részecske energiájával (keringési sugarával), ugyanakkor erős radiális és axiális fókuszáló hatás lépjen fel. Az ilyen elven működő gyorsítókat nevezzük szektor fókuszálású (SFC) vagy más néven izokrón ciklotronoknak. Ez utóbbi elnevezés arra utal, hogy egyenlő idők szükségesek a körpályák befutásához, függetlenül a részecskék energiájától és a relativisztikus tömegnövekedéstől.

Legyen a ciklotron mágnespofáinak kiképzése a 2.a/ábrának megfelelő. A részecskék pályája ilyen mágnespofák mellett létrehozott mágneses térben eltér a kör alaktól (2.b/ábra).



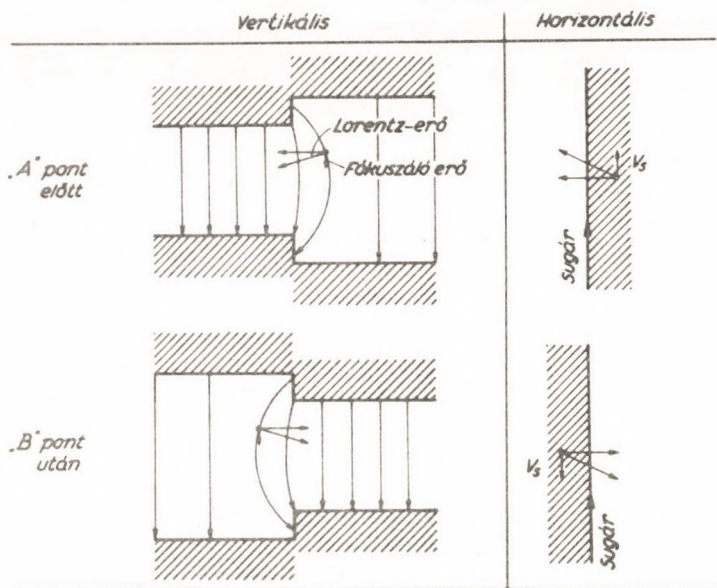
2. ábra

- a/ Egy izokrón ciklotron alsó mágnespofája. A felső ugyanilyen.
- b/ A részecskék egy pályaszakasza izokrón ciklotronban.

Az új pálya mentén a részecskéknek az A pontban kifelé, a B pontban befelé irányuló sugár menti sebességkomponense is van. E radiális komponenseken keresztül a részecskékre erős vertikális (axiális) fókuszálás lép fel, amit a 3. ábra segítségével beláthatunk.



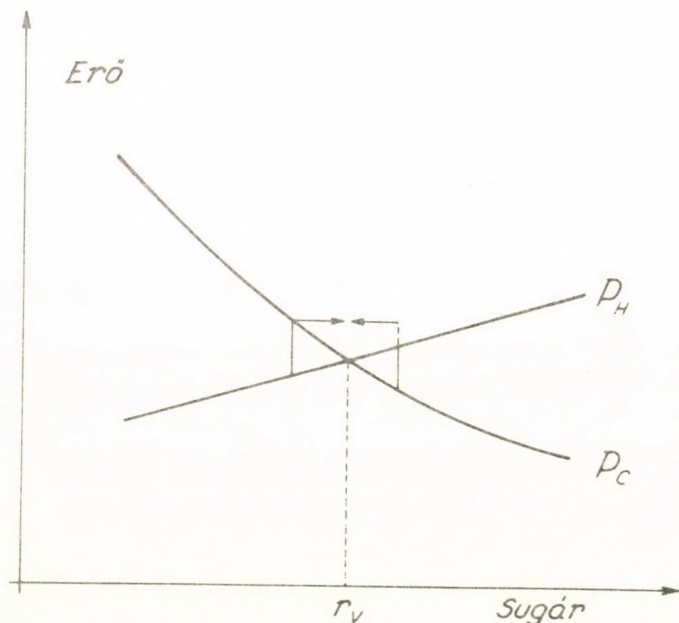
METSZETEK



3. ábra

A vertikális (axiális) fókuszáló hatás szemléltetése izokrón ciklotronban. Az A és B pont helyzetére l. a 2.a/és b/ábrát.  $v_s$  a részecske sebességének sugár menti komponense.

A SFC-okban a horizontális fókuszálás mindig sokkal erősebb, mint a hagyományos ciklotronokban, mivel a sugár növekedésével az átlag térerősség növekszik (lásd 4. ábra).



4. ábra

A horizontális / radiális / fókuszálás létrejötte izokrón ciklotronban.  $r_v$  a pillanatnyilag rögzített  $v$  sebességű ionhoz az (1) formula által hozzárendelt sugár.  $P_H=0,1$  eZvH.

A centrifugális erő:

$$P_C = \frac{mv^2}{r}$$

Ha a  $v$  sebességű részecske valamilyen ok miatt nagyobb sugárra kerül, mint az (1) formulából következő  $r_v$ , az erős centripetális Lorentz-erő fog rá hatni; és fordítva: az  $r_v$ -nál kisebb sugárról az erős centrifugális erő kifelé taszítja a részecskét.

### III.3. Elérhető energiák, nyaláberősségek, energiahomogenitás

A SFC-okkal elérhető maximális energiaértékeket a vertikális és horizontális rezgések frekvencia kifejezéséből szokták kiszámítani, mivel e rezgések a SFC-ok működésének legkritikusabb pontjai. Anélkül, hogy a levezetések és technikai megfontolásokat részleteznénk, közöljük a végeredményt: az izokrón ciklotronokban maximálisan elérhető protonenergiák nagyságrendileg 1000 MeV körül vannak. A kihozott nyaláb intenzitása általában 10-1000  $\mu\text{A}$  közötti érték.

A SFC-ok megjelenése lehetővé tette, hogy relativisztikus energiákra is felgyorsítsunk részecskéket anélkül, hogy intenzitás csökkenés következne be a hagyományos ciklotronok nyalábáramához képest.

A hagyományos ciklotronok külső nyalábjainak energiaszórása  $\Delta E/E \approx 1\%$  körüli érték. A nyaláb intenzitás eloszlása általában Gauss-függvény alakú az energia függvényében;  $\Delta E$  a csúcspont félértékszélessége az intenzitásmaximumhoz tartozó  $E$  energiánál. A SFC-ok energiahomogenitása valamivel jobb, 0,4-0,5 %, de a nyalábpályák pontos centrozásával és az eltérítő elektromos feszültség megfelelő megválasztásával 0,1-0,3 % is elérhető. Az energiaszórás tovább csökkenthető, ha a  $\sin$  függvény alakú gyorsítófeszültség helyett közel négyszög alakút használunk és a spirálpályákat jobban elválasztjuk egymástól kisebb mágneses térerősség és nagyobb sugár alkalmazásával (monoenergetikus ciklotronok). Mágneses analizátor alkalmazásával az energiahomogenitás még tovább növelhető (a nyalábintenzitás rovására).

### III.4. Többféle ion gyorsítása, a kihozott nyaláb energiájának változtatása

A korszerű ciklotronokat általában úgy tervezik, hogy többféle ion gyorsítására is alkalmasak legyenek és a kihozott nyaláb energiáját lehessen változtatni. A (2) és (3) alapösszefüggésekből következik, hogy állandó végsugár mellett úgy lehet különböző energiájú részecskéket nyerni, ha a közepes térerősséget ( $H_{köz}$ ) megváltoztatjuk és ezzel együtt az  $f$  rádiófrekvenciát is. A generátor frekvenciáját nehéz 3:1 vagy 2:1 aránynál szélesebb tartományban változtatni. Lehetőség van azonban arra, hogy al-harmónikusokon gyorsítsunk, azaz a gyorsító feszültség többször is előjelet váltson, míg a részecske az egyik duánon belül van.

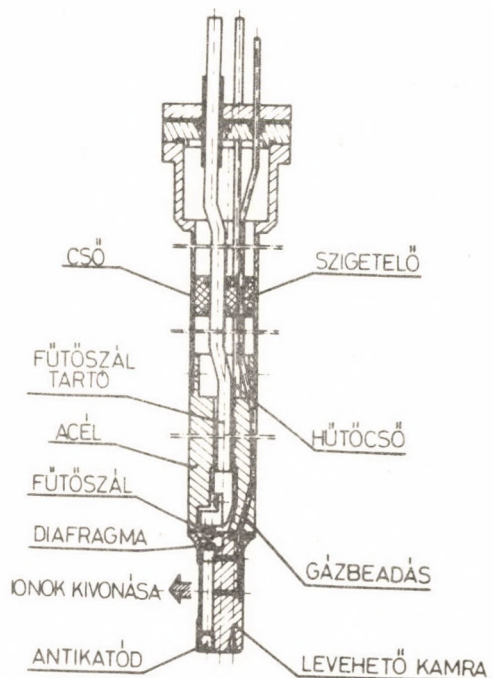
Arra is lehetőség nyílik, hogy a gyorsító feszültség frekvenciáját és a mágneses térerősséget változatlanul hagyva különböző sugarokról hozzunk ki különböző energiájú részecskéket elektron lefosztásos módszerrel (lásd később).

Amikor a gyorsítandó ionok típusát vagy a végsugárról kihozott nyaláb energiáját változtatjuk, nemcsak a közepes mágneses tér-

erősséget kell módosítani, hanem gyakran a mágneses térerősség sugármenti eloszlását is. Erre azért lehet szükség, mert a relativisztikus tömegnövekedés mértéke más és más nehéz, illetve könnyű ionokra vagy ugyanazon ionoknál kis, illetve nagy energiáknál. A mágneses térerősség sugármenti eloszlását a gyakorlatban a ciklotron középpontjához képest koncentrikusan elhelyezett, különböző sugaru segédtekerccsekkel (trim tekerccsek) módosítják.

### III.5. Ionforrások

A legtöbb SFC-ban Livingston-féle ionforrást alkalmaznak. Az izoszálból kilépő elektronok az anód felé repülnek, de a ciklotron erős hosszirányú mágneses tere spirálpályára kényszeríti őket. Az ionforrás alján elhelyezett - rendszerint Ta-reflektor-ról az elektronok visszaverődnek. Mivel az elektronok nagy utat tesznek meg gázban, nagy valószínűséggel ionizálnak (lásd 5. ábra).



5. ábra

A dubnai U-200 izokrón ciklotronban könnyű ionok előállítására használt ionforrás metszetrája. Taut és mások [15].

Az ionok kivonását a forrásból rendszerint a szemközti duánon levő feszültség végzi.

Többszörösen ionizált ionokat általában ivkisüléssel állítanak elő, amibe igen nagy teljesítményeket táplálnak. Nagy teljesítményekre van szükség, mert az ionok keletkezésének relatív gyakorisága rohamosan csökken a lefosztott elektronok számával.

### III.6. Rádiófrekvenciás generátor és rezgőkör

A ciklotronokhoz általában néhányszor 10 MHz frekvenciájú gyorsító feszültségeket szoktak alkalmazni. Annak érdekében, hogy a gyorsított részecskék energiája és a nyaláb intenzitása minél nagyobb legyen, kívánatos, hogy a duánsokon levő feszültségamplitudó elérje a 100 kV nagyságrendet. A generátor feszültségamplitudója azonban ennél többszörösen kisebb lehet, ha a duánsokból és a hozzájuk csatlakozó rudakból álló rezgőkört feszültségrezonanciára hangoljuk. A rudak önindukciós együttthatóját pl. eltolható földelő lapokkal lehet változtatni.

A rádiófrekvenciás generátor frekvenciáját 0,1-0,01 %-en belül stabilizálni kell, mert egyébként intenzitásgyengülés, illetve nyalábeltűnés következik be.

### III.7. Mágneses tér

A SFC építésénél egyik leglényegesebb feladat a megfelelő mágneses térerősség eloszlás biztosítása. Egyszeri feltérképezéshez kb. 10000 ponton  $10^{-4}$ -es pontosságú mágneses térerősség mérésre van szükség. Elfogadható eloszláshoz általában csak fokozatosan lehet közeledni a mágnespofák többszöri korrekciójával. A térerősség mérést rendszerint Hall-szondával végzik, amit egy berendezés automatikusan visz a megfelelő helyre. A Hall-feszültség értékét szalagra lyukasztják és a feldolgozást számítógéppel végzetik. A Hall-szonda hőmérsékletét nagy pontossággal stabilizálják.

### III.8. Vákuum

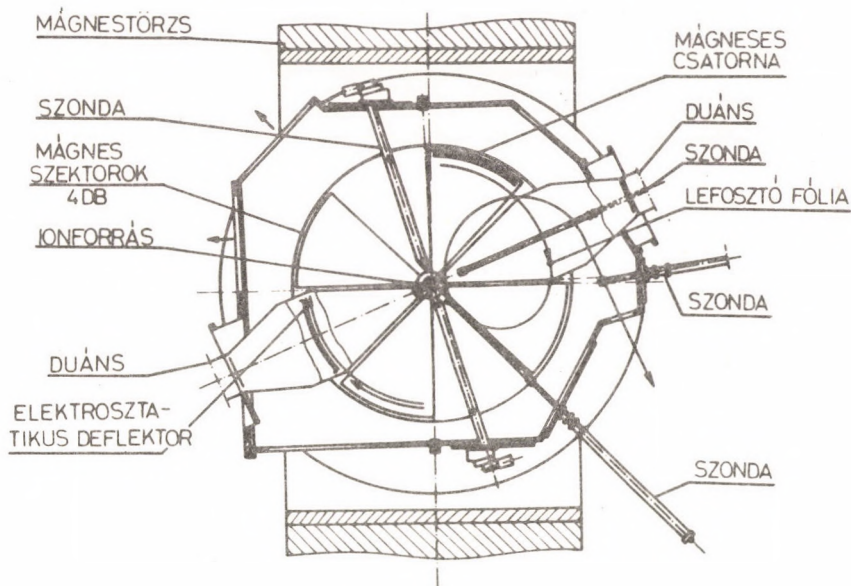
A ciklotronok vákuumkamrájában általában  $\lesssim 10^{-5}$  Hgmm nyomást kell biztosítani. Különösen fontos a jó vákuum többszörösen ionizált nehéz ionok gyorsításánál, mivel az ionok könnyen áttöltődnek és így kiesnek a rezonancia gyorsításból. A szokásos olajdiffúziós szivattyúk helyett újabban szivesen alkalmaznak turbomolekuláris pumpákat.

### III.9. Nyaláb kihozás a ciklotronból

A nyalábkivonásra leggyakrabban az elektrosztatikus módszert használják, de a nehéz ionokról való héjelektron lefosztás, illetve a mágneses térerősség megváltoztatása is hatásos módszer.

Az elektrosztatikus nyalábkivonás elve a 6. ábra alapján könnyen megérthető. A végsugáron haladó nyaláb két elektróda közé jut. Ezek közül a belső földelt, míg a külsőre 100 kV rendű egyenfeszültséget kapcsolnak. Az elektromos erőter a pályát módosítja és a nyaláb kihozható. A kihozási határfok ezzel a módszerrel  $\approx 30-50$  %.

Nehézion nyalábok ugy is kihozhatók a gyorsítóból, hogy egy fóliával az elektronokat lekopasztjuk róluk mielőtt belépnének az erősebb mágneses terű szektorrészbe. Az ionok pályája a 6. ábrán látható.



6. ábra

A dubnai U-200 nehézion izokrón ciklotron sematikus metszetrája. Selajev és mások [16].

A módszer előnye, hogy így 50-60 részecske % is kihozható, nem szükséges nagyfeszültség, és a fosztó fólia helyének változtatásával változtatni lehet a kihozott nyaláb energiáját (az energia a keringési sugár függvénye).

#### IV. Néhány izokrón ciklotron jellemzői

A következő rész néhány korszerű kis és közepméretű ciklotron fontosabb adatait foglalja össze.

##### IV.1. U-103

A leningrádi Elektrofizikai Berendezések Tudományos Kutató Intézete (Jefremov Intézet) kidolgozott egy kisméretű, változtatható energiájú kompakt izokrón ciklotront izotóptermeleési, aktivációs analízis, valamint orvosi, biológiai és magfizikai kutatási célokra. Az egyik első elkészült példányt 1974-ben állították üzembe a turkui (Finnország) egyetemen, 4 évvel a rendelés leadása után. Az U-103 jelölésben az U betű az orosz ускоритель szó rövidítése, 103 a ciklotron pólusátmérője cm-ben.

A gyorsító fontosabb adatai az I. táblázatban találhatóak, továbbá részletesebben az [5], [6], [7] munkákban.

A ciklotronnal  $^3\text{He}$  is gyorsítható. A  $^3\text{He}$ -ra gáz-visszanyerő rendszert hoztak létre. A vákuumot turbomolekuláris szivattyúk biztosítják. A nyaláb kivonás elektrosztatikus módszerrel történik 60 kV feszültséggel.

I. Táblázat

Néhány kis- és közepméretű izokrón ciklotron adatai.

		U-103 (Turku)	U-120 M (Prága)	U-200 NI (Dubna)
Nyáláb	Gyorsított részecskék és energiájuk E(MeV)	p 2→20 d 1→11 <sup>3</sup> He <sup>++</sup> 4→27 <sup>4</sup> He <sup>++</sup> 2→22	p 13→41 d 9→21 <sup>4</sup> He <sup>++</sup> 17→42 <sup>3</sup> He <sup>++</sup> 17→50	E=156 Z <sup>2</sup> /A $2,8 \leq \frac{A}{Z} \leq 4,2$
	In- belső I(μA)	p,d 300 α 50	≈ 50	<sup>4</sup> He <sup>+</sup> 200 <sup>12</sup> C <sup>+</sup> 30
	ten- zít- tás külső I(μA)	p,d 50 α 25	Kihozható ≈ 50 %	Van
	max.pályasugár (cm)	45	52	90
	ΔE/E	1 % anal. mágnessel, I <sub>K</sub> =1 μA	1+3 %	
Működés	Pólusátmérő (cm)	103	120	200
	Min.résméret (cm)	7,2	8,2	6
	Szektorok száma	3	4	4
	Max.spirálszög (fok)	38		0
	Szektor tekercsek (pár/szektor)	2/völgy	Nincs	4
	Közös hangolótekerecs (pár)	1	≈ 12	7
	Hátl a max.sugárnál (kOe)	14	17,5	20
	Tel- fű (kW)	35	≈150	300
je- sit- mény mellék (kW)	Körös hangoló ≤ 0,6		100	
Rendszer	Duánsok száma és nyílásszöge	2, 180→140°	1, 180°	2, 45°
	Duánsnyílás (cm)	2		3
	Rf f (MHz)	8→24	26/3 → 26	14→21
	Max.gen.kimenő telj.	80 kW	150 kW	300 kW
	Hangolás	Panel mozg.		Mozg. rövidzár

A gyorsítóval együtt szállítottak több pár kvadrupól lencsét, eltérítő mágneseket, valamint egy  $115^{\circ}$ -os nyalábanalizáló mágneset.

A gyorsító és nyalábkezelő rendszer együttes költsége kb. 0,8 MRb, teljesítmény igénye  $\approx 300$  kW.

A gyorsító korszerű, kompakt és viszonylag kis beruházási és üzemeltetési költséget igényel. Viszont nehéz ionokat nem tud gyorsítani és a gyorsított könnyű részecskék energiája elég kicsi. Hasonló nyalábenergiájú és intenzitású ciklotronok a szomszédos szocialista országokban már kb. másfél évtizede működnek.

#### IV.2. U-120 M

A dubnai Egyesített Atomkutató Intézet Magproblémák Laboratóriumában jelenleg kifejlesztés alatt áll egy 120 cm pólusátmérőjű monoenergetikus ciklotron, ami a régi Atommag Kutató Intézetben kerül felállításra - előreláthatóan - 1976-ban. A gyorsító egyúttal mintául szolgál a hagyományos (homogén mágneses terű) U-120 ciklotronok korszerűsítéséhez, amiből több működik Kelet-Európában.

Az épülő U-120 M ciklotron legfontosabb jellemzői az I. táblázatban és - részletesebben - a [8]-[12] és [5] munkákban találhatóak.

Különösen kiemelendő a ciklotron tervezett sajátosságai közül a kiváló energia homogenitás. Az érték olyan jó, hogy a ciklotron rászolgál a "monoenergetikus" (M) kifejezésre.

A klasszikus variánshoz képest lényegesen új lesz a mágneses tér szerkezete, a nagyfrekvenciás rész, a számítógépes gyorsító vezérlés, a kihozott nyaláb energiájának változtathatósága stb. Külső nyalábot elektrosztatikus kivonással nyernek.

A gyorsító különösen a precíziós magreakció és magszerkezet kutatás céljait hivatott szolgálni, de a gyakorlati alkalmazások területén is sokat adhat. Az U-120 M világpiaci ára 2-3 M\$ körül van. Az épülő ciklotron egyedi példány, és nem világos, hogy hol és milyen feltételek mellett lehetne még egyet legyártatni.

#### IV.3. U-200 NI

A dubnai EAI Magreakciók Laboratóriumában évek óta eredményesen működik egy 200 cm pólusátmérőjű nehézion gyorsító, amit zömmel saját fejlesztésben készítettek. E gyorsító némileg módosított változatát építi, illetve építetteti magának a Varsói Egyetem Kísérleti Fizikai Intézete. A ciklotron előreláthatólag a 70-es évek utolsó harmadában lép üzembe.

A gyorsító főbb adatai az I. táblázatban, valamint részletesebben a [13]-[16] és [5] munkákban találhatóak.

A gyorsítható ionok tartománya:  $2,8 \leq \frac{A}{Z} \leq 4,2$ , ahol A a gyorsított ionok tömegszáma, Z a töltésszáma.

Az ionok maximális energiája  $E_{\max} \approx 156 Z^2/A$  MeV. A ciklotron mágneses terének erőssége rögzített. Az előállított ionnyalábok mért paraméterei a II. táblázatban láthatók.

## II. Táblázat

A dubnai U-200 NI gyorsító mért nyaláb-jellemzői. Selajev és mások [14].

Ion	$E_{\max}$ , MeV	$\frac{E_{\max}}{\text{nukleon}}$	$I_{\text{belső}}$ ( $\mu\text{A}$ ) imp. üzemmód*
$d^+$ (molekula ionból)	19,5	9,7	200
${}^3\text{He}^{+2}$	52	17	400
${}^4\text{He}^{+1}$	39	9,9	600
${}^{12}\text{C}^{+3}$	118	10	30
${}^{12}\text{C}^{+4}$	210	17,5	80
${}^{14}\text{N}^{+4}$	180	13	80
${}^{14}\text{N}^{+5}$	280	20	20
${}^{15}\text{N}^{+5}$	260	17	10
${}^{16}\text{O}^{+5}$	245	15	10
${}^{20}\text{Ne}^{+5}$	195	9,7	10

\* a "скважность" paraméter értéke 3:8

A nyaláb kihozása a gyorsítóból elektrosztatikus vagy elektron lefosztásos módszerrel történik. Ez utóbbival kb. 60 % részecske kihozási határfok érhető el. A kihozott nyaláb energiáját a fosztó fólia helyének változtatásával lehet módosítani viszonylag szűk intervallumban.

Az épülő varsói U-200 NI jellemzői nagyon hasonlóak a dubnai ciklotronéhoz, csak az előbbiben könnyebb ionokat is óhajtanak gyorsítani a  $2 \leq A/Z \leq 5$  tartományban. Ez többek között azt jelenti, hogy  $\text{H}_2^+$  ion is gyorsítható lesz, amiből a fosztó fólia után  $\approx 25$  MeV energiájú és több száz  $\mu\text{A}$  intenzitású proton nyaláb nyerhető. Tervezik a kén és argon ionok gyorsítását is a következő paraméterek mellett:

$${}_{16}^{32}\text{S}^{+7} \quad E_{\max} = 160 \rightarrow 240 \text{ MeV}, \quad I_b \approx 10 \mu\text{A};$$

$${}_{18}^{40}\text{Ar}^{+8} \quad E_{\max} = 160 \rightarrow 240 \text{ MeV}, \quad I_b \approx 1 \mu\text{A}.$$



A kihozott nyaláb energiáját  $\approx 40\%$ -kal lehet változtatni, kiindulva a maximális energiából. A tervezett  $\Delta E/E$  nyaláb energiaszórás a ciklotron kimeneténél  $\leq 1\%$ ; a monokromátor után  $\leq 0,1\%$ .

Az U-200 nyalábjainak energiája elég nagy ahhoz, hogy bármelyik említett bombázó részecske bármilyen stabil céltárgymagba be tudjon hatolni a Coulomb-fal felett.

A varsói U-200 NI teljes beruházási költsége  $\approx 300$  MZloty. Ebből maga a gyorsító  $\approx 2$  MRb.

A gyorsító kiváló lehetőséget biztosít mind a magszerkezet kutatásra, mind a gyakorlati alkalmazásokra.

#### IV.4. Egyéb ciklotronok

Néhány más gyorsító leírását lásd még [5]-ben.

Izokrón ciklotronok gyártásával Nyugat-Európában a CGR MeV, Orsay (Franciaország) és a Scanditronix, Stockholm (Svédország) cég foglalkozik.

Egy középmeretű izokrón ciklotron világpiaci ára  $\approx 2,5$  M\$. (A gyorsítható részecskék és energiáik: p  $3 \rightarrow 40$  MeV, d  $5 \rightarrow 25$  MeV,  $^3\text{He}$   $7 \rightarrow 65$  MeV,  $\alpha$   $10 \rightarrow 50$  MeV. A kihozott nyaláb intenzitása  $\approx 40$   $\mu\text{A}$ ).

#### Irodalom

- [1] Fényes T., Az izokrón ciklotronok és alkalmazásaik, Magy. Fiz. Folyóirat XVIII (1970) 109
- [2] Fifth Int. Cyclotron Conf., Oxford, 1969, ed. R.W. McIlroy (Butterworth, London és Washington, 1971)
- [3] Sixth Int. Cyclotron Conf., Vancouver, 1972, ed. J.J. Burgerjon és A. Strathdee (American Inst. of Physics, New York, 1972)
- [4] B.G. Harvey, The Cyclotron, Nuclear Spectroscopy and Reactions, ed. J. Cerny, vol. A. (Academic Press, New York és London, 1974) p.35
- [5] Fényes T., Középmeretű gyorsító létesítése az ATOMKI-ben. Áttekintés a számbajövő gyorsító variánsokról. (MTA ATOMKI, Debrecen, 1974)
- [6] A.G. Alekseev, P.V. Bogdanov, A.N. Galaev, I.F. Malishev, V.A. Panov, A.V. Stepanov, I.V. Tusov, [2]-ben, vol.1, p.559
- [7] Yu. G. Basargin, P.V. Bogdanov, I.I. Finkelshtein, A.W. Galaev, A.V. Galchuk, V.A. Glukhikh, O.A. Gusev, I.F. Malishev, A.V. Popov, A.V. Stepanov, Yu.I. Strogov, [3]-ban.
- [8] Ю.Г. Аленицкий, А.А. Глазов, Ю.Н. Денисов, В.П. Джелепов, В.П. Дмитриевский, Б.И. Замолодчиков, Н.Л. Заплатин, В.В. Нольга, А.А. Кропин, Д.Л. Новинов, Е. Схвабе, Сообщения ОИЯИ, Дубна, 9-5292 (1970)

- [9] Материалы рабочего совещания по изохронному циклотрону у-120 М, Дубна, 1970, Изд. ОИЯИ, Дубна, Р9-5498 (1971)
- [10] Материалы II. рабочего совещания по изохронному циклотрону У-120 М, Дубна, 1972, Изд. ОИЯИ, Дубна Р9-6241 (1972)
- [11] Материалы III. Совещания по изохронному циклотрону У-120 М, Ческе Будейовице, 1973, Изд. ОИЯИ, Дубна, Р9-7339 (1973)
- [12] А.Т. Василенко, Л.Г. Денисова, Б.Е. Корнеев, В.И. Сидорова, В.М. Сороко, Сообщения ОИЯИ, Дубна, 9-8631 (1975)
- [13] И.А. Шелаев, С.И. Козлов, Р.Ц. Оганесян, Ю.Ц. Оганесян, В.А. Чугреев, Препринт ОИЯИ, Дубна, 9-3988 (1968)
- [14] И.А. Шелаев, В.С. Алфеев, С.И. Козлов, В.М. Николаев, Р.Ц. Оганесян, Сообщения ОИЯИ, Дубна, Р9-5048 (1970)
- [15] Т. Таут, И.А. Шелаев, Г.М. Соловьева, Сообщения ОИЯИ, Дубна, 9-4368 (1969)
- [16] И.А. Шелаев, В.С. Алфеев, С.И. Козлов, В.М. Николаев, Р.Ц. Оганесян, Сообщения ОИЯИ, Дубна, Р9-5037 (1970)

## A KALKUTTAI CIKLOTRON PROGRAM

MAKRA ZSIGMOND

Központi Fizikai Kutató Intézet, Budapest

Indiában a fizikai, ezen belül is a reaktorfizikai és magenergetikai kutatás az utóbbi évtizedben igen jelentős fejlődésen ment át. Ennek ellenére a gyorsító berendezésekkel való ellátottság elmaradt a megkívánttól: csak kisenergiájú, elektrosztatikus gyorsítókkal rendelkeztek. A hatvanas évek végén elhatározták, hogy ezt a lemaradást behozzák egy nagyenergiájú, korszerű gyorsító létrehozásával.

A választás a Kalifornia Egyetem jól bevált 88 inch (=224 cm) pólusátmérőjű, változtatható energiájú ciklotronjára esett. Ennek főbb jellemzői:

proton-energia: 6-60 MeV  
deuteron-energia: 12-65 MeV  
alfa-energia: 25-130 MeV  
belső nyaláb-áram: 1 mA  
külső nyaláb-áram: 0,1 mA

a mágnesnek 3 spirális szektora van,  
az átlagos térerősség: 17,1 kG

A típus kiválasztása után még a következő lényeges kérdéseket kellett eldönteni: a berendezést megvegyék vagy maguk készítsék el, ha az utóbbi eset mellett döntenek, ki vállalja a kivitelezést, hová telepítsék a ciklotront.

Anyagi és más szempontok alapján is a saját kivitelezést választották; a programnak fő vállalkozója a Bombay-i Bhabha Atomic Research Centre (BARC) lett. Mivel Indiában a fizikai kutatás igen erősen centralizált a BARC az egyetlen intézet, amely rendelkezik a munkához szükséges tudományos és technológiai felkészültséggel. A BARC-on kívül több tucat ipari vállalat is részt kapott a kivitelezésből. A ciklotron helyéül a BARC-cal való szoros kapcsolat ellenére nem Bombayt, hanem Calcuttát jelölték ki. Ez a választás az ország másik felében lévő, igen nagy nép-sűrűségű és viszonylag elmaradott vidék (Bengál) fejlődését minden bizonnyal fel fogja lendíteni. Bár Bengál viszonylag elmaradott, a tudománynak szép multja van Calcuttában; itt működik az

egyetemen a Saha és a Bose intézet, az utóbbit még a múlt században alapította J.C. Bose az indiai fizikai és biofizikai kutatások egyik megalapozója, majd itt dolgozott fia, S.N. Bose, akinek neve - többek között - a Bose-Einstein statisztika kapcsán ismert.

A berendezés összes alkatrészének mintegy 85 %-át Indiában készítették a két hengeres pólusdarab kivételével (ilyen nagy átmérőjű munkadarabot nem tudtak megmunkálni) a mágnes Indiában készült. Az öntés 1971-ben történt Ranchiban, a szerelés 1975-ben fejeződött be. A munka méreteit jellemzi, hogy 260 tonna acélt kellett önteni, a mágnes teljesítmény felvétele 950 kW. A tekercs importált rézcsövekből készült (Bhopalban), a tápegységeket a BARC készítette. Ezek jellemzői: 3000 A, 175 V egyenáram,  $10^{-4}$  stabilitás  $\pm 10$  % terhelés és tápfeszültség változásnál a fő gerjesztő tekercs számára, továbbá több 750 A - 2500 A áramu tápegység. A duánsokhoz csatlakozó rezonátor tank Calcuttában, a 300 kW teljesítményű rádiófrekvenciás oszcillátor Hyderabadban készült, maga az adócső RCA gyártmány. Az ionforrás, a duánsok, a nyaláb-kivonó rendszer és a diffúziós vákuumszivattyúk is a BARC-ban készültek.

A létesítmény mintegy 6 km-re fekszik Calcutta repülőtérétől, az egyes részlegek folyamatosan költöznek át Bombayból, pl. a tápegységek készítését Bombayban kezdték és Calcuttában fejezték be. A gyorsító maga 6100 m<sup>2</sup>-t foglal el a 12000 m<sup>2</sup> területű épületből.

1974 júniusában 310 személy volt a ciklotron létesítmény állományában, ebből 56 diplomás, 163 technikus és gazdasági ügyintéző, 30 adminisztratív munkaező, 61 fő segédszemélyzet.

A létesítmény előirányzott költségei a következők:

ciklotron és segédberendezések:	180 MFt
épület és munkabér az építés alatt:	90 MFt
teljes költség:	270 MFt
ebből: 22 MFt külföldi valuta. (A forintra átszámítás: 1 rupia = 3 Ft alapon történt.)	

A ciklotron kutatási programjában többek között magfizika és szilárdtest-fizikai kutatások, izotópgyártás, biológiai és orvosi alkalmazások szerepelnek. A konstrukció lassabban haladt eddig, mint azt tervezték, így a ciklotron alkalmazására várhatólag csak egy-két év múlva kerülhet sor.

## A CIKLOTRON JELENTŐSÉGE A MAGREAKCIÓ KUTATÁSOKBAN

ZIMÁNYI JÓZSEF

Központi Fizikai Kutató Intézet, Budapest

A nehézion fizika az utóbbi években a magfizikának kétségtelenül a leggyorsabban és leglátványosabban fejlődő területévé vált. Alapvetően új jelenségek bukkannak fel és a magfizikában alapvetően új gondolkodásmód alakul ki. E hirtelen fejlődésnek két okát érdemes kiemelni:

- 1./ most sikerült először az egész atommag teljes kötési energiájával összemérhető, az egész nukleonrendszerre eloszló energiára gerjeszteni a maganyag egy darabkáját;
- 2./ mind a céltárgy, mind pedig a bombázó részecske lehet nagy tömegszámú is, és ennek következtében sok folyamat magyarázatára jó közelítésben alkalmazható a klasszikus leírás.

A szilárdtestek vizsgálatából már ismerjük azt a jelenséget, hogy a teljes kötési energiával összemérhető - például melegítéssel létrehozott - gerjesztés segítségével fázisátalakulást hozhatunk létre. Ugyanilyen jelenséget figyeltek meg a nehézion ütközésekben is. Az atommagok alap és alacsonyan gerjesztett állapotukban szuperfolyékony állapotban vannak: a nukleonok közt ható pár-kölcsönható erő az ellentétes impulzusmomentumu nukleon-párokat összezsacsatolja, a magbéli anyag ilyen párok sokaságából áll. E szuperfolyékonyság többek közt abban nyilvánul meg, hogy egy ilyen rendszernek, mint deformált folyadékcseppnek a  $\theta$  tehetetlenségi nyomatéka a merev testének mintegy fele. A deformált folyadékcseppszerű magot egyre nagyobb  $\omega$  szögsebességgel megforgatva egyre növekvő  $I$  impulzusmomentumu állapotokat hozhatunk létre. Az így gerjesztett rotációs állapotok energiája

$$E_I = \frac{1}{2\theta} \cdot \hbar^2 I(I+1), \quad I = 0, 2, 4, \dots$$

ahol is a kvantum-feltételek miatt az  $I$  impulzusmomentum csak páros egész számú értéket vehet fel. Az  $I_i$  impulzusmomentumu állapotból a mag az  $I_i-2$  impulzusmomentumu állapotba megy át egy  $E_\gamma(I_i)$  energiájú gamma sugárzás kibocsájtásával. Félklasszikus megfontolások alapján kifejezhetjük a kísérletileg mért  $E_\gamma(I_i)$

energiával az  $I_i$  impulzusmomentumu állapotnak mind a  $\theta_i$  tehetetlenségi nyomatékát, mind pedig az  $\omega_i$  szögsebességét. Első várakozásunk szerint az így meghatározott  $\theta_i$  nem függ  $\omega_i$ -től (egy forgó kerék tehetetlenségi nyomatéka nem függ a kerék szögsebességétől). A tapasztalat azonban megcáfolja azt az elképzelést: ha a  $\theta_i$  tehetetlenségi nyomatékot az  $\omega_i$  szögsebesség négyzetének függvényében ábrázoljuk, egy jellegzetes fordított z alak ( $\Sigma$ ) rajzolódik ki. (Innen a jelenség elnevezése: back bending, azaz visszahajlás.) Ezt a jelenséget a következő módon értelmezhetjük. A forgó, deformált magban ható Coriolis erő minden nukleonnak az impulzusmomentumát ugyanabba az irányba, a forgástengely irányába igyekszik állítani. Kis forgássebességeknél azonban a szuperfolyékony-ságot létrehozó, a nukleonokat páronként ellentétes irányu impulzusmomentummal összekapcsoló párerő az erősebb. Az  $\omega_i$  szögsebességnél meghaladja a párkölcsönhatás erősségét, a párok feltörnek, a szuperfolyékony-ság megszűnik, a tehetetlenségi nyomaték hirtelen megnő az eredeti érték mintegy kétszeresére. (A kísérleti ábrákon azt láthatjuk, hogy az előzőekben vázolt jelenségre ráakódik a  $\theta_i$ -nek az  $\omega_i$ -vel való lassu, lineáris növekedése. Ez a mag-nak a centrifugális erő által létrehozott növekvő deformációja-ként értelmezhető.) A ciklotron nyalábban létrehozott igen gyorsan forgó állapotú atommag az első példa arra, hogy eszközeinkkel képesek vagyunk a mag-anyag fázisátalakulását létrehozni és vizsgálni.

Az előzőekben tárgyalt új fázisa a mag-anyagnak a nehézion bom-bázás végeredményeként alakult ki. Külön kell vizsgálnunk, mi történik a két nehézion összeütközésének a pillanatában. Kiindulásként jó közelítésben ismét klasszikus analógiára hivatkozhatunk. Képzeld el, hogy két vízcsepp ütközik össze nagy sebességgel. A találkozási felületre érkező anyag oldalra kinyomódik. Az oldalra való kinyomódás azonban legfeljebb csak a vízbeli hang sebességével történhet. Ha viszont a hangnál gyorsabban áramlik be az anyag az ütközési zónába, akkor ott a sűrűség igen nagy értéket is felvehet. A normál és a nagy sűrűségű tartományt a löké-sfront választja el. A sűrűség ugrásszerű változásának időbeli előrehaladása a lökéshullám. A szuperszonikus repülőgépek által a levegőben keltett lökéshullámok mag-anyagbeli megfelelőjét a becslések szerint már közepes energiájú ciklotronokban felgyorsított nehézionokkal is létrehozhatjuk. Az erősen összesűrített mag-anyag azonban az elméleti becslések szerint újabb meglepetést tartogat számunkra. Nukleonok közti erőhatást közvetítő mezonokat vonzó kölcsönhatás csatol a maghoz. A kölcsönhatás erőssége a maganyag sűrűségével növekszik. Egy kritikus sűrűségnél a mezon kölcsönha-tási energiája eléri a nyugalmi tömegéhez tartozó energiát. Ekkor pedig energia befektetés nélkül elkezdődhet a mezonok keletkezése. Az eddig csak nukleonokat tartalmazó maganyag egy új, mezonokat is tartalmazó fázisa alakul ki! Hogy ezen új fázisa a maganyag-nak pontosan milyen, azt a jövőendő kutatások fogják eldönteni. Felme-rült annak a lehetősége is, hogy a kialakult szupersűrűségű ab-normális maganyag ismét stabil lehet. Ha egy szupersűrű mag létre-jöhetne, akkor az a további magokkal való ütközésekben azokat is magába sűrithetné, a fölösleges energiát kisugározva, és így egy-re hizhatna, amíg csak az összes elérhető anyagot fel nem emész-tené. Reméljük azonban, hogy az ilyen folyamatokhoz szükséges fel-tételek csak a neutroncsillagok belsejében fordulnak elő, és ne-

künk nem kell attól tartanunk, hogy katasztrófa következik be, ha bekapcsolunk egy elég nagy energiájú ciklotront. A lökéshullámok azonban mindenképpen ki kell, hogy alakuljanak a nehézion ütközésben. Ezt a reakciótermékek viselkedésének sajátjaiból igyekszünk már jelenleg is kimutatni (optikai potenciál erős energia függése, szögeloszlás korrelációja a lökésfront szögével).

Igen nagy lehetőséget adnak azonban a nehézionok a normál állapotú magok vizsgálatára is. A segítségükkel létrehozott egy-, két-, három-, négy-, stb. nukleon átadási reakciók vizsgálatával a mag hullámfüggvényének különböző csoportosulási (cluster) komponenseit tudjuk közvetlenül meghatározni. A magszerkezetre vonatkozó ilyen részletes információt semmi egyéb módon nem tudtunk volna nyerni. A nehézion reakciók sok esetben tanusított kváziklasszikus tulajdonságai klasszikus analógiák kidolgozására is ösztönzik a kutatókat. Erre szolgál példaként a surlódó ütközés modellje is. E modell szerint a nehézion reakciók jelentős részét úgy írhatjuk le, mint két folyadékcseppnek nem centrális, éppen csak hogy surlódva érintkező ütközését. A surlódásnál fellépő surlódó erő eltéríti a beeső cseppet eredeti irányából. Érdekes, hogy az ennek a teljesen klasszikus képnek alapján számolt jellegzetes szögeloszlás sok esetben jól közelíti a tapasztalatit!

Végezetül egy érdekes, önmagában kisebb jelentőségű, de a magfizikánál szélesebb területre utaló kérdést említünk meg. A probléma akkor merül fel, amikor két azonos részecske, pl.  $O^{16}$  mag  $O^{16}$  maggal ütközik. Ilyen esetekben a kvantummechanika alapelveibe foglalt törvényszerűség szerint a két részecske nem különböztethető meg egymástól. Ez a matematikai leírásban úgy jelentkezik, hogy a mérhető mennyiségeket megadó kifejezések változatlanok kell, hogy maradjanak, ha bennük a két részecske helyét megadó koordinátákat felcseréljük. Mivel a fizikai mennyiségek mindig a hullámfüggvény abszolút értéke négyzetével fejezhető ki, ezért a felcserélhetőségre vonatkozó feltétel ekvivalens azzal a követelménnyel, hogy a két-részecske rendszert leíró hullámfüggvény önmagába vagy önmagának mínusz egyszeresébe menjen át a részecskék koordinátáinak felcserélésekor. Az előző esetben bozonoknak (ilyenek a nulla és az egész spinű részecskék), az utóbbiakban fermionoknak (ilyenek a feles spinű részecskék) nevezzük a részecskéket. Ha azonban például az  $O^{16}$  mának az  $O^{16}$  maggal való ütközését akarjuk egyszerűen leírni, nehézségekbe ütközünk. Ugyanis az  $O^{16}$  mag nulla spinű, és mint ilyen, bozon. Ugyanakkor azonban nukleonokból van összetéve, s azok pedig fermionok. E jelenségkör tárgyalására született az a javaslat, hogy az összetett részecskék leírására kevert statisztikát, parastatisztikát alkalmazunk. E szerint a hullámfüggvény így irandó:

$$\psi(x_1, x_2) = \psi_1(x_1)\psi_2(x_2) + (1 - \frac{2}{s})\psi_1(x_2)\psi_2(x_1),$$

ahol  $s=1$  fermion,  $s=\infty$  pedig boson statisztikára vezet. Ha a kísérleti szórásadatokhoz illesztett  $s$  szisztematikusan és értelmesen változik az energiával, akkor a folyamat leírására szolgáló jó paraméternek tekinthetjük. Ha ez a leírás mód jól beválik a nehézion fizikában, akkor megkísérelhetjük alkalmazni oly részecs-

kék szórásának leírására is, melyeknek szerkezetét nem ismerjük, esetleg nem is sejtjük.

Az előzőekből kitűnik, hogy a nehézion reakciók szükségessé és lehetségessé tették, hogy a magfizikában mind a klasszikus fizika, mind az elemirészecske fizika módszereit is használjuk. Az alkalmazott fogalmak körének ilyen hirtelen kitágulása felélénkítette a magfizikusokat. A folyamatok leírására megkonstruálható és egyszerűen számítható modellek esztétikája egy újabb, merészebb és érdekesebb elképzelések születésére vezetett. Tömörebben kifejezve: a nehézion fizika a magfizika reneszánszát hozta magával.



## A CIKLOTRONOK JELENTŐSÉGE A MAGSPEKTROSKÓPIAI KUTATÁSOKBAN

FÉNYES TIBOR

MTA Atommag Kutató Intézete, Debrecen

### I. Bevezetés

A korszerű ciklotronok értékét a magfizikai és más kutatásokban főleg sokoldalú felhasználhatóságuk adja. A korszerű ciklotronokkal többféle kísérlet végezhető, mint bármilyen más gyorsító alaptípussal. Ha nem is tekintünk olyan speciális izokrón ciklotronokat, mint a mezonyárok, vagy a  $10^{-4}$  energiahomogenitást biztosító monoenergetikus gyorsítókat, egy átlagos közepméretű izokrón ciklotron is kitűnik a következő sajátosságaival:

- a/ sokféle iont tud gyorsítani; mind könnyű, mind nehéz részecskéket;
- b/ a maximális részecske energiák nagyok, lényegesen nagyobbak, mint pl. a hagyományos ciklotronokban (ahol a maximális protonenergia  $\approx 20$  MeV);
- c/ a gyorsítóból kihozott nyaláb energiája széles intervallumban változtatható;
- d/ analizáló mágnesekkel előállíthatók viszonylag erős monoenergetikus nyalábok;
- e/ a nyalábintenzitások nagyok, lényegesen nagyobbak, mint pl. elektrosztatikus gyorsítóknál;
- f/ a nyalábminőség jó, azaz előállíthatók kis keresztmetszetű és paralel nyalábok.

A fenti sajátosságai folytán az izokrón ciklotronok különösen alkalmasak arra, hogy egy kis ország nehéz részecske gyorsítóval kapcsolatos igényét kielégítsék.

A jelen tanulmány rövid áttekintést kíván adni arról, hogy mit adhatna egy közepméretű izokrón ciklotron a magspektroszkópiai kutatásnak. A megfontolásokhoz az U-200 nehézion ciklotron jellemzői szolgáltattak alapul, mivel egyrészt ilyen berendezés már évek óta sikeresen működik a dubnai Egyesített Atómkutató Intézet-

ben, másrészt e gyorsítótipus viszonylagos egyszerűsége mellett különösen sokat adhat a magspektroszkópiai kutatásnak.

## II. Az U-200 nyalábjaival előállítható izotópok

A következőkben arra a kérdésre keresünk választ, hogy az U-200 nyalábjaival [1] milyen izotópokat lehet előállítani. A cél érdekében megvizsgáljuk, hogy a nehézion reakciók három fő típusával, a  $(NI, xn)$ ,  $(NI, \text{hasadás})$  és átadási reakciókkal milyen messze lehet eltávolodni a stabilitási sávától, azaz milyen erősen neutron hiányos, illetve többletes izotópokat lehet még előállítani lényeges hozammal.

### II.1. A $(NI, xn)$ reakciók

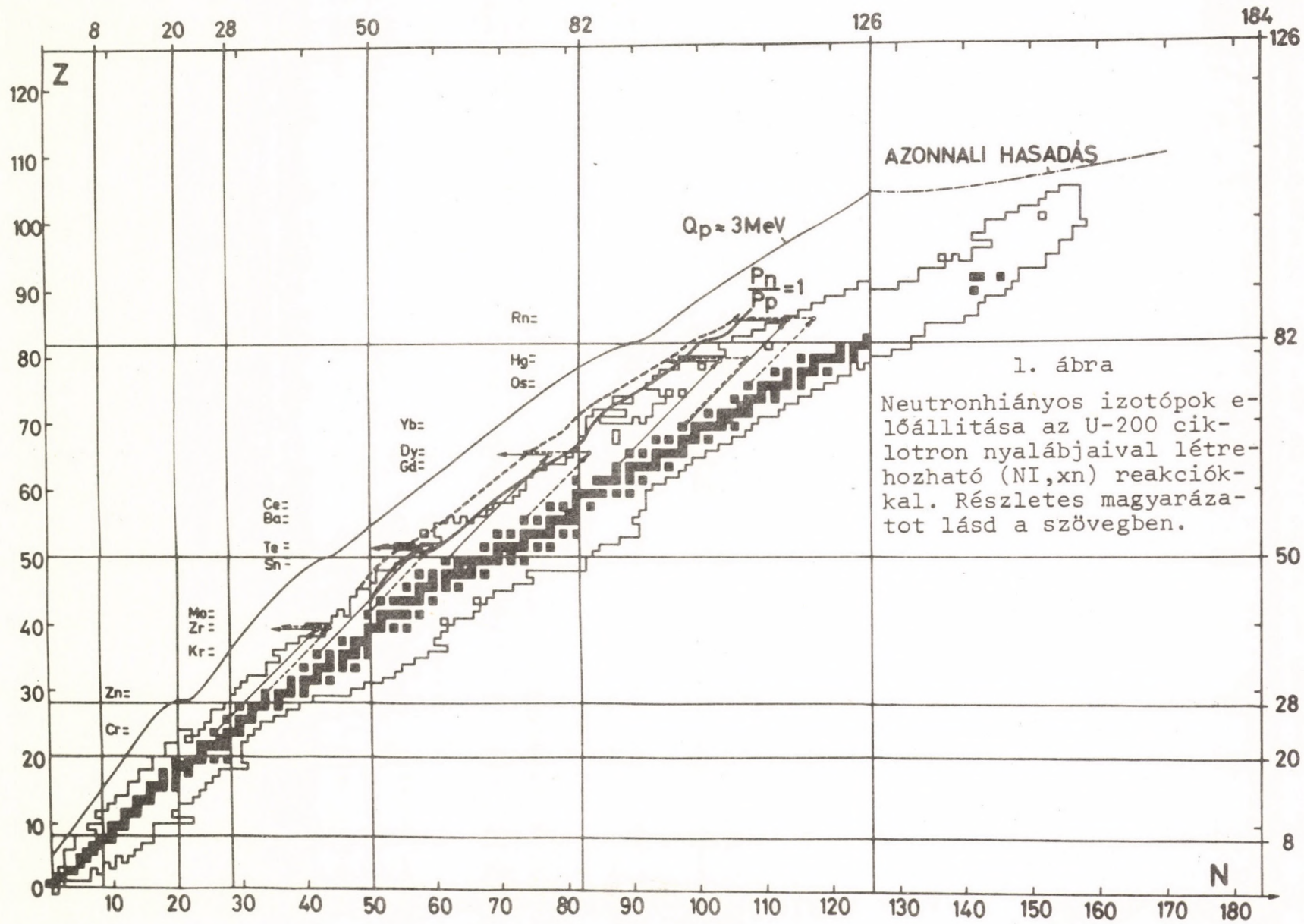
A számításokhoz a páros rendszámú elemek legkönnyebb izotópjait választottuk céltárgyul. Igaz, a páratlan rendszámú elemeknek nincsenek hasonlóan könnyű stabil izotópjai, de távol a stabilitási sávától az  $(NI, xn)$  reakciókkal az  $(NI, pxn)$  folyamat is versenyképes, így ez is felhasználható izotóp termelésre. Másrészt e kiindulási feltevésben bizonyos tartalék is van, mivel elképzelhető, hogy a jövőben neutronhiányos radioaktív izotópokat is használnak céltárgyként.

A számításokat  $^{20}_{10}\text{Ne}$  és  $^{32}_{16}\text{S}$  bombázó nyalábokra végeztük. E nyalábok reálisan jellemezhetik az U-200 lehetőségeit erősen neutronhiányos izotópok előállítására, mivel elég magas a rendszámuk, az adott elemek legkönnyebb és legnagyobb gyakorisággal előforduló stabil izotópjai és elég nagy áramintenzitással nyerhetők. Az U-200-zal előállítható  $^{20}\text{Ne}^{+5}$ , illetve  $^{32}\text{S}^{+7}$  ionok maximális energiáit a céltárgyfólia közepén 190, illetve 230 MeV-nek vetjük.

A számítási módszer leírása a nemrégien megjelent [2] közleményben található, itt nem részletezzük.

Az eredmény az 1. ábrán látható. A Z tengely a rendszámot, N a neutronsámot jelöli. A fekete négyzetek a stabil izotópokat, a tördelt egyenes vonalak az ismert izotópok határát mutatják [3]. A  $^{32}\text{S}$  ionokkal különböző stabil atommagokon létrehozott  $(NI, xn)$  reakciókat folytonos, a  $^{20}\text{Ne}$  ionokkal létrehozott hasonló reakciókat szaggatott nyilak jelzik. Az N tengellyel párhuzamos nyilak vége mutatja azokat az izotópokat, amelyek előállítása energetikailag még lehetséges a fentebb megadott maximális bombázó energiáknál. A balszélső folytonos vonal mentén a protonbomlás energiája  $\approx 3$  MeV [4], a jobb felső, pont-vonással jelölt görbe mentén pedig a hasadási potenciálfal  $\approx 0$  [4].

Az izotópok tényleges előállítása szempontjából - az energetikai lehetőség mellett - alapvetően fontosak a reakció hozamok. A  $(NI, 4\div 9 n)$  reakció hatáskeresztmetszet értékei széles magtartományokban elérhetik a néhány százszor 100 vagy legalábbis néhány százszor 10 mb értéket [5]. Távol a stabilitási sávától azonban a  $(NI, xn)$  hatáskeresztmetszeteket erősen lecsökkenthetik a fellé-



pó (NI,pxn), illetve (NI,αxn) folyamatok. A vastag görbe az első ábrán azokat az izotópokat jelöli, amelyeknél a gerjesztett magból fellépő proton, illetve neutron emisszió valószínűsége egyenlő ( $P_n = P_p$ ). A görbétől balra a proton, jobbra a neutron emisszió valószínűsége nagyobb. Szaggatott vonal jelöli azokat a határ izotópokat a  $46 \leq Z \leq 86$  tartományban, amelyek becslésünk szerint még előállíthatók az U-200 nyalábjaival anélkül, hogy az (NI,xn) folyamat hatáskeresztmetszete katasztrofálisan lecsökkenne.

Az 1. ábra szerint az U-200 nyalábjaival a 46-től 86-ig terjedő rendszám tartományban kb. 190 új neutron hiányos izotópot lehet előállítani lényeges hozammal az 1974-es [3], illetve ~240-et az 1972-es [13] izotóp táblázat adataihoz viszonyítva. Az elérhető új izotópok száma egyúttal jellemző a neutron hiányos izotópok magspektroszkópiái vizsgálatának perspektíváira. Az új izotópok a magjellemzők mérése szempontjából teljesen érintetlen területet jelentenek.

A páratlan tömegszámú izotópok felezési ideje elég törvényszerűen változik a rendszám függvényében. Ezért a néhány közelben fekvő ismert eset alapján megbecsülhető, mennyi lesz a felezési ideje az U-200-zal még számottevő hozammal előállítható páratlan tömegszámú határizotópoknak (lásd szaggatott görbe az 1. ábrán). Eredményül ~0,1-1 sec nagyságrend adódik.

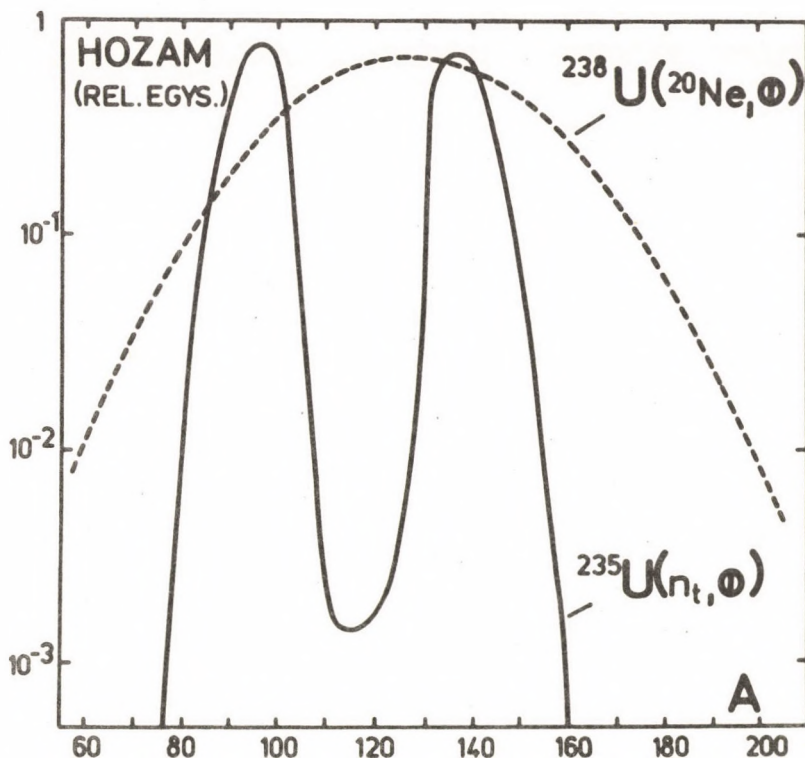
Megjegyezzük, hogy a nehézion reakciók a transzurán elemek előállítására is igen jó - bizonyos esetekben kizárólagos - módszert szolgáltatnak.

## II.2. A (NI,hasadás) reakciók

A nehézionokkal létrehozott hasadás jellegzetessége, hogy a termékek tömegeloszlása sokkal szélesebb, mint a termikus neutronok által kiváltott hasadásnál (2. ábra).

Az  $^{238}\text{U} + ^{22}\text{Ne}$  reakció hasadási termékeinek eloszlását a 3. ábra mutatja (190 MeV bombázó energiánál). Az ábra Z tengelye az izotóp a rendszámát, N a neutronsámát ábrázolja. A fekete négyzetek a stabil izotópokat, a tördelt egyenes vonalak az ismert izotópok határát mutatják [3]. n a keletkezett atomok számát jelenti, ha a  $^{238}\text{U}$  céltárgy vastagsága  $\approx 3 \text{ mg/cm}^2$ , a  $^{22}\text{Ne}^{+4}$  ionok intenzitása  $\approx 50 \mu\text{A}$  és a besugárzási idő 1 óra [7]. A  $B_n \approx 0$  görbe mentén a neutron magon belüli kötésienergiája közel zéró [4]. A jobb alsó sarokban a termékek hozameloszlása szemléletesen is látható [7].

A 3. ábra szerint a hasadási termékek széles tartományban átfognak fel nem fedezett izotópokat. Azon új izotópok száma, amelyekből a fenti feltételek mellett több, mint  $10^6$  atom keletkezik, mintegy 160-ra tehető az 1974-es [3] és ~170-re az 1972-es [13] izotóp táblázat adataihoz viszonyítva. Nagy számban keletkeznek olyan izotópok is, amelyek ismertek ugyan, de a bomlásjellemzőikről, szerkezetükről vagy semmit, vagy csak igen keveset tudunk.



2. ábra

A hasadási termékek tömegeloszlása az  $^{238}\text{U} + ^{20}\text{Ne}$ , illetve az  $^{235}\text{U} + \text{termikus neutron}$  reakciókban [6].

Az  $n \approx 10^6$  atom görbe a  $Z \approx 34$  és  $54$  tartományban olyan neutron többletes páratlan tömegszámú izotópokon megy át, amelyek felezési ideje a  $\approx 0,1 \pm 1$  sec tartományba esik.

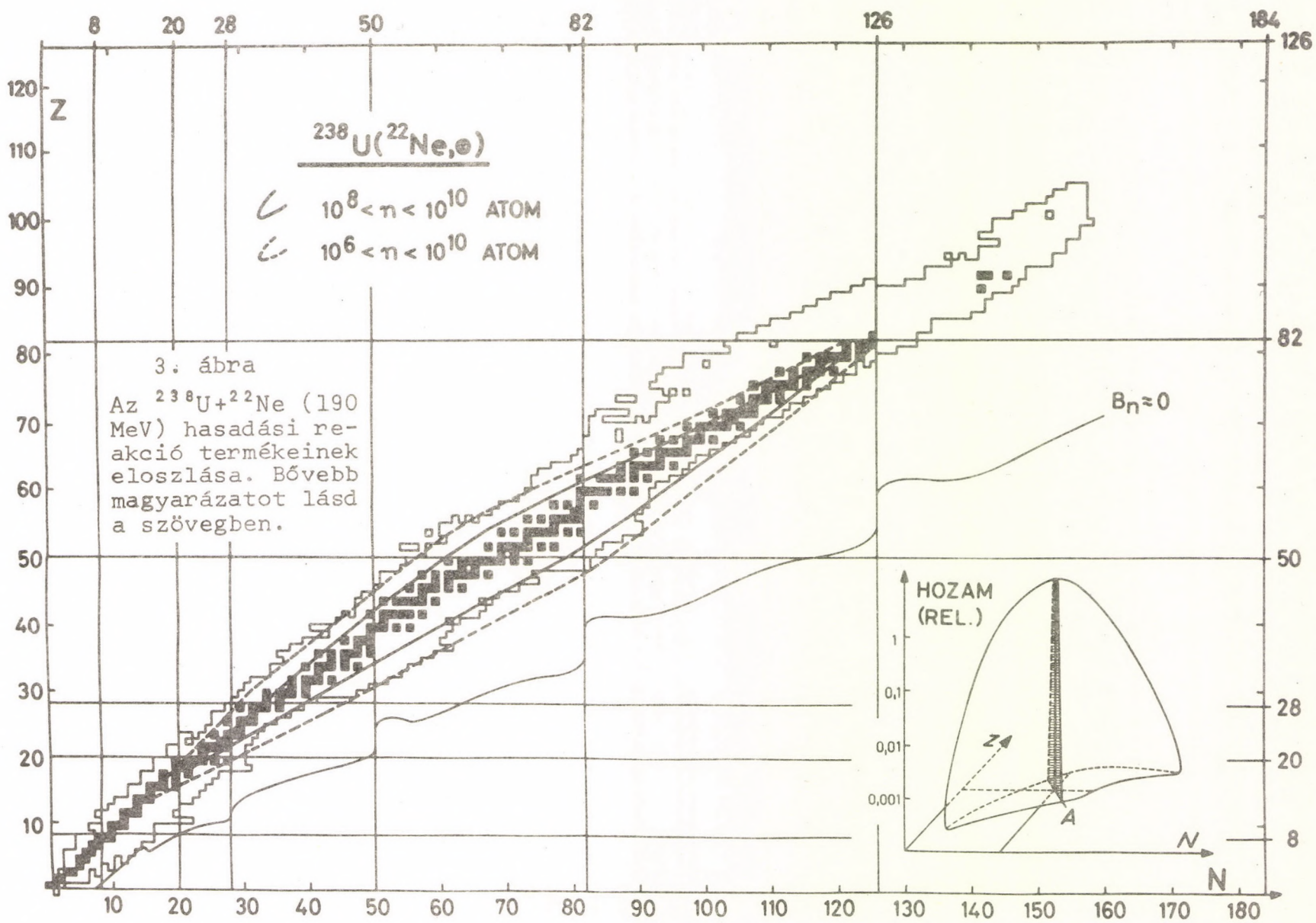
### II.3. Nehézion transzfer reakciók

A nehézion többnukleon transzfer reakciók igen eredményesen használhatók neutron többletes izotópok előállítására könnyű elemeknél. A jelenség azon alapszik, hogy a viszonylag könnyű bombázó ionok (pl.  $^{22}\text{Ne}$ ,  $^{40}\text{Ar}$ ) kölcsönhatásba lépve nehéz (és így neutronokban gazdag) céltárgy magokkal (pl.  $^{232}\text{Th}$ -mal) nagy valószínűséggel ragadnak magukhoz neutronokat. A reakció hatáskeresztmetszete igen nagy [8], így a könnyű elemek nehéz izotópjainak előállítására ez az egyik leghatékonyabb módszer. E reakciókkal nyerhető erősen neutron-többletes izotópoknál a részletes mag-spektroszkópiai vizsgálat általában még hiányzik.

### II.4. A reakciótermékek kinyerése és azonosítása

A nehézion reakcióknak nemcsak az az előnye, hogy széles magtartományokban a legnagyobb hozamintenzitással termelnek stabilitási sávtól távolieső izotópokat [9], [10], hanem az is, hogy a reakciótermékek kiütéssel viszonylag könnyen kinyerhetők a cél-

0fr



tárgyból és a gerjesztési függvények felvételével a termékek nagy valószínűséggel azonosíthatók. On-line tömegszeparátorokkal általában a termékek teljesen egyértelmű azonosítása is lehetővé válik.

### III. A magspektroszkópiai kutatás perspektívái

Az előzőekben láttuk, hogy az U-200 nyalábjaival eddig egyáltalán nem vagy csak alig vizsgált magtartományok elérhetővé válnak a magspektroszkópiai vizsgálatok számára. Ezekben a tartományokban nemcsak  $\beta$ -bomló izotópok találhatók - amiket a stabilitási sáv közelében megszoktunk - hanem fellép az  $\alpha$ -, késleltetett p-, késleltetett  $\alpha$ - és késleltetett n-bomlás, valamint a késleltetett és spontán hasadás jelensége is.

On-line módszerekkel lehetőség nyílik számos, a stabilitási sáv-tól távoleső mag statikus és dinamikus sajátságainak meghatározására. A vizsgálatoktól a magfizika számos lényeges kérdésére várható válasz. A majdnem tisztán protonokból vagy neutronokból álló maganyag vizsgálatából új információ nyerhető a magerők sajátságaira. Várható a félempirikus atommag tömegformula lényeges tökéletesítése. A késleltetett proton radioaktivitás vizsgálatából az atommagok potenciálgátjára, a magnívó sűrűségekre, a  $\beta$ -bomlás erőfüggvényeire stb. nyerhetők új ismeretek. Nagymértékben kibővíthetők a radioaktív bomlásfolyamatokra vonatkozó ismereteink. Sokat nyerhet a magszerkezet kutatás: a mágikus, deformált és átmeneti tartományba tartozó magok elmélete és a kísérleti adatok rendszere. A magreakció hatáskeresztmetszetek meghatározása lényeges hozzájárulást adhat a magreakciók alaposabb megértéséhez.

A nehézion nyalábok kitűnő vizsgálati lehetőségeket nyújtanak a következő in-beam magspektroszkópiai területeken is:

- Kiterjedt rotációs sávok tanulmányozása (atommag fázisátalakulások vizsgálata).
- Gerjesztési nivók élettartamának mérése Doppler-effektussal.
- Nagy impulzus nyomatékú izomér állapotok vizsgálata.
- Gerjesztett állapotok mágneses nyomatékának mérése (perturbált szögkorreláció módszerrel).
- Coulomb-gerjesztés stb.

A ciklotronokkal végezhető magspektroszkópiai kutatások perspektíváiról további anyag található a [11], [12], [14] közleményekben.

### Irodalom

- [1] Fényes T., Korszerű ciklotronok, a jelen konferencia anyagában

- [2] Fényes T., Stabilitási sávtól távoleső izotópok előállítására nehézion reakciókkal. Nehézion fizika. Magfizikai nyári iskola, Szombathely, 1974. KFKI kiadás, 75-598 (1975) 205
- [3] W. Seelmann - Eggebert, G. Pfennig, H. Münzel, Karlsruher Nuklidkarte, 1974 (Ernst Klett, Stuttgart)
- [4] W.D. Myers, W.J. Swiatecki, University of California Radiation Laboratory report, UCRL-11980 (1965)
- [5] В.С. Барашенков, Ф.Г. Жереги, А.С.Ильинов, В.Д. Тонеев, ЭЧАЯ 5 (1974) 479
- [6] Г.Н. Флеров, Препринт ОИЯИ, Дубна, P7-3617 (1967)
- [7] З.Г. Гритченко, Т.П. Манарова, Ю.Ц. Оганесян, Ю.Э. Пенион-жевич, А.В. Степанов, Препринт ОИЯИ, Дубна P7-4387 (1969)
- [8] A.G. Artukh, G.F. Gridnev, V.L. Mikheev, V.V. Volkov, J. Wilczyński, Preprint JINR, Dubna E7-6764 (1972)
- [9] G. Rudstam, Arkiv Fysik 36 (1967)9
- [10] В.А. Нарнауков, А.В. Демьянов, Д.Д. Богданов, Г.И. Новаль, Л.А. Петров, Препринт ОИЯИ, Дубна, P13-7657 (1974)
- [11] А. Баланда, В. Волков, Ю. Гангрский, В. Нарнауков, С. Нарамян, К. Наун, Г. Флеров, Сообщения ОИЯИ, Дубна 7-7073 (1973)
- [12] H.E. Conzett, B.G. Harvey, Nucleonics 24 (1966) 48
- [13] N.E. Holden, F.W. Walker, Chart of the Nuclides, 1972 (General Electric Co., Schenectady, N.Y., USA)
- [14] Fényes T., Magyar Fizikai Folyóirat XVII (1969) 1



## CIKLOTRONOK ALKALMAZÁSA A SZILÁRDTEST-FIZIKÁBAN

KROÓ NORBERT

MTA Központi Fizikai Kutató Intézete, Budapest

### 1. Bevezetés

Az utóbbi három évtizedben a nukleáris módszerek kiterjedt alkalmazására került sor a szilárdtest-fizikában. Egyre nagyobb figyelem fordul a szóráskísérletek, a Mössbauer effektus, a pozitron annihiláció, a perturbált szögkorreláció, az ESCA módszer, stb. alkalmazásai felé. Ezekben a módszerekben a nukleáris részecske a szilárdtestet mikroszkópicusan letapogató szonda szerepét játssza. Olyan lehetőségünk is van azonban, hogy nagy energiájú nukleáris részecskékkel változást hozzunk létre az anyagban, akár azzal, hogy idegen atomokat viszünk be a kristályba, akár azzal, hogy a bombázó részecske "energiájának" a kristályba való bevitele okoz maradandó változásokat.

Jelen előadás tárgya, ilyen folyamatok ismertetése, nem minden anyagban azonban, hanem fémekben és ötvözetekben. Az első ilyen jellegű vizsgálatokat hazánkban a réz-arany rendszer rendeződési kinetikájának tanulmányozása során végezték a KFKI kísérleti atomreaktoránál. A nagyenergiájú neutronsugárzás által létrehozott rácshibák jelentős mértékben befolyásolják a réz-arany rendszer rendeződési kinetikáját. Ezen vizsgálatoknál problémát okozott a besugárzott részecskék nem monokromatikus volta.

Az utóbbi évtizedben lehetőség nyílt arra, hogy töltött részecskéket nagy energiára gyorsítsuk föl, ugyanakkor elég nagy részecske áramot tudunk előállítani. Jelen előadásban elsősorban ilyen részecskék hatásával foglalkozunk.

A fémekben való idegen atom implantálás, tehát két fajta eredményhez vezet. Egyrészt a szilárd testek felülete közelében ötvözetet hozhatunk létre /akár nem egyensúlyi ötvözetet is/, továbbá kontrollált módon vihetünk be hibákat a szilárd testbe. A félvezetőktől eltérően ebben az esetben a hibák nagyobb mértékben temperálódhatnak ki, továbbá nagyobb mértékű lesz a kristályban létrehozható folyás is.

Az első táblázatban a Harwell-i változtatható energiájú ciklotron üzemi adatait mutatjuk be az 1972-74-ig terjedő periódusban. A táblázatból látható, hogy a ciklotron üzemidejének jelentős hányadát fordították metallurgiai vizsgálatra, ezzel óhajtom alátámasztani jelen előadás témaválasztását is. A továbbiakban az előadás két részre oszlik.

### VEC üzemideje

	1972 / 73	1973 / 74
<i>Üzem</i>	54%	66%
<i>Fejlesztés</i>	27	23
<i>Karbantartás</i>	17	7
<i>Meghibásodás</i>	2	4
<i>Metallurgia</i>	70	66
<i>Kémia</i>	17	19
<i>Magfizika</i>	13	15

Először a ciklotronok alap kutatásban való felhasználásáról szeretnék beszélni. Ezen kérdés kapcsán olyan témák választhatók meg, milyen rácshelyre ül az implantált ion, ha a hőmérséklet olyan alacsony, hogy ne legyen atomi agglomeráció, továbbá milyen precipitációs folyamatok zajlanak le magasabb hőmérsékleten a sugárzás hatására, de felmerül az implantációs hibák hatása a kristály mechanikus, elektromos, mágneses, optikai stb. tulajdonságaira, valamint az egyedi szennyező atomok bevitelének /pl. tunnel-diódákba/ kérdése is.

Az alkalmazások területén a szupravezetők gyártásával a felületek korróziós és mechanikai tulajdonságainak módosulásával, a diffúzió és ötvözés kérdéseivel, továbbá a fúziós és fissziós reaktorok szerkezeti anyagi sugársérüléseinek szimulálásával szeretnék foglalkozni. Még e témákban sem törekedhettem azonban teljességre, inkább csak példákkal szeretném illusztrálni a lehetséges alkalmazási típusokat, nem részletezve a mögöttük meghúzódó fizikai jelenséget.

### 2. Az alap kutatásban való felhasználás

Már régen megfigyelték, hogy atomreaktorokban hosszú idejű üzemelés után a nagy dózisosoknak kitett szerkezeti anyagokban üregek képződnek és ezért az anyag szivacsossá válik. A különböző szerkezeti anyagoknak pl. Zircallay-2 ötvözetnek ilyen üregeződését nikkel ionokkal való bombázás segítségével kiterjedten vizsgálták.

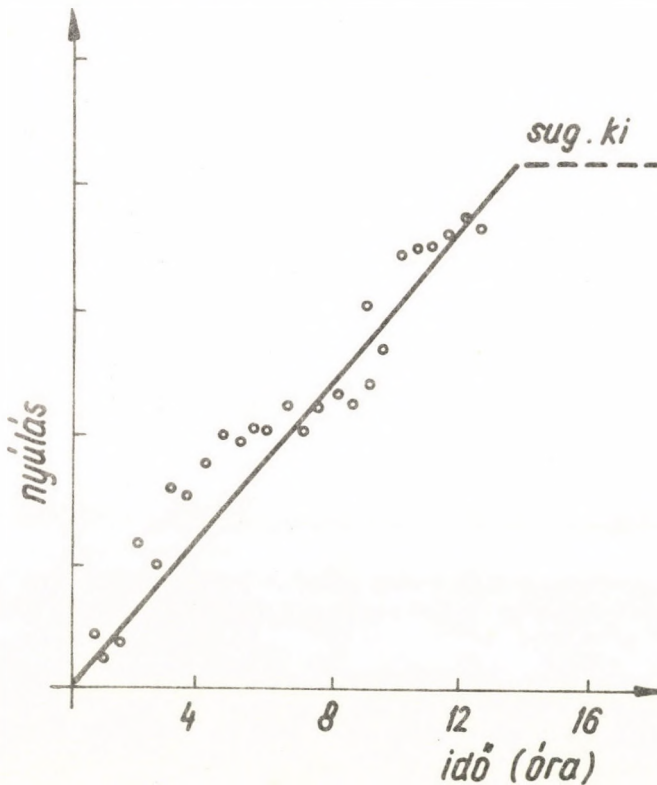
Megállapították, hogy nem túl nagy dózisosig /10 eltolódás atom dózisosig/ az ionokkal, illetve neutronokkal okozott üregeződés azonos jellegű. Érdekességként megemlítem, hogy bizonyos esetekben a makroszkópikus néhány 100 vagy 1000 vakanciából agglomerá-

lódott üregek a kristályráccsal azonos szimetriájú és orientációju, de makroszkópikus rácsban rendeződnek. Az elrendeződés jól magyarázható az üregek között ható plazmon kölcsönhatással.

Egy másik sugársérülés típus az ugynevezett hólyagosodás, amely dechanneling hatására jön létre. Ez a hatás a bombázó részecskének rácshibákon, elsősorban a sugárzás által okozott rácshibákon való szóródása miatt lép fel, és a felület közelében hólyagokat okoz.

Mint már említettem, a részecskesugárzás által az anyagban létrehozott vakanciák megnövelik a kristályban a diffúziót. Ilyen módon az atomi rendeződést a sugárzás erősen befolyásolja. De befolyásolhatja mágneses kristályokban a mágneses rendeződést is. Ezt a jelenséget részletesen vizsgálták pl. az arany-vas rendszerben, ahol különösen 17 % vastartalom mellett a rendeződési hőmérsékletnek a sugárzástól való függésében erős anomáliát találtak.

A sugárzás lényegesen befolyásolja szilárd testekben a transzport, mágneses, stb. tulajdonságokat is. Már említettük az üregesedés jelenségét, amelynek jelentős hatása van az illető anyag szilárdságára. De ezen kívül sugárzás hatására megnövekszik a feszültség alatti tartós folyás és lecsökken az alakítási keményedés is. Pl. vanádium egykristályban sugárzás hatására az 1. ábrán látható folyást figyelhetjük meg. A sugárforrás kikapcsolása után a folyás lecsökken.



1. ábra Vanádium egykristály folyása sugárzás hatása alatt.

A sugárzás hatására keletkező rácshibák miatt megnő az anyag ellenállása és megváltoznak az olyan paraméterek is, mint pl. a Hall-állandó.

Módosulnak a mágneses anyagok tulajdonságai is, pl. szupravezető vanádiumban, sugárzás hatására megváltozott az anyag szuszceptibilitása és permeabilitása; már említettük az arany-vas rendszert, ahol a sugárzás a mágneses rendeződésre gyakorol hatást.

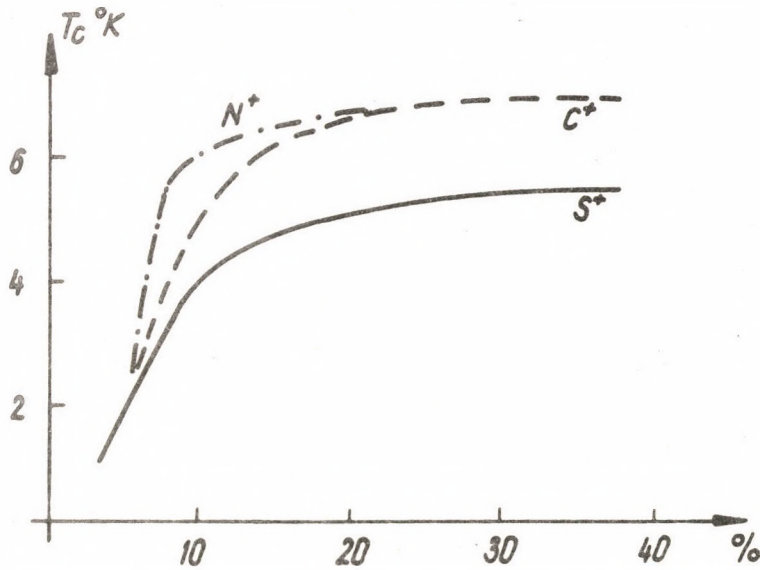
Módosulhatnak az optikai anyagok tulajdonságai is. Idegen atomok bevitelével pl. törésmutató változást lehet létrehozni, ami a száloptikák gyártásában vagy lézerműködéshez szükséges szennyezők bevitelében /pl. neodimium-üveg lézer/ jelenthet hasznos esz-  
közt.

Mivel nagyenergiájú sugárzás formájában különböző idegen atomokat vihetünk be a kristályba és pedig kontrollált módon, így jól meghatározott paraméterű hig ötvözeteket hozhatunk létre implantációval, ami a hig ötvözetek vizsgálatában a kísérleti lehetőségeket nagymértékben megnöveli, hiszen olyan ötvözetek létrehozására is lehetőség van, amelyeket klasszikus módszerrel nem lehet előállítani. Problémát jelent, hogy az implantált részecskék a behatolási mélység végső szakaszában dúsulnak fel, vagyis nem jön létre homogén ötvözet. Különböző technikai fogásokkal azonban /pl. az implantálandó ionok energiájának változtatásával/ homogén ötvözetek is létrehozhatók az ion energiájától függően, esetleg 100 mikronos vastagságban is.

### 3. Alkalmazások

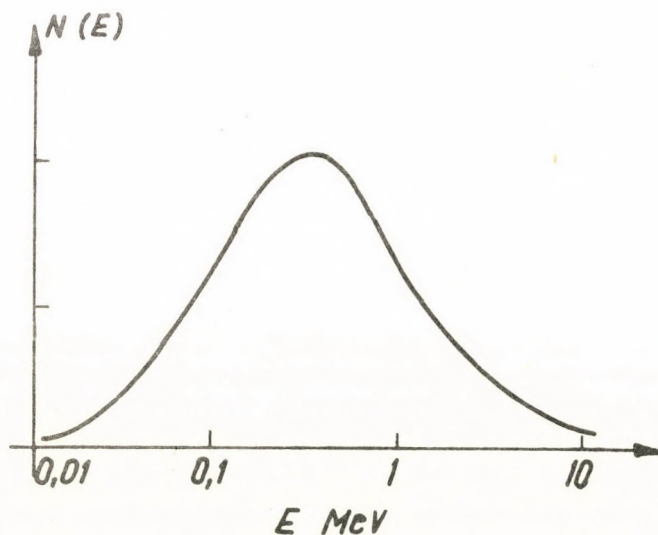
Nagyenergiájú ionoknak szupravezető anyagokba való belültetésével, azok paramétereit jelentős mértékben meg lehet változtatni. Pl. mint már említettük besugárzás hatására megváltozhat a szupravezető anyag mágneses tulajdonsága is. Fontos vizsgálatok folynak a már elkészített szupravezető mágnesek sugárzás hatására megváltozó viselkedésének tisztázása területén is. Nagyenergiájú gyorsítók, továbbá a tervezett fúziós reaktorok szupravezető mágnesei nagyenergiájú, nagyintenzitású sugárzásnak /neutron, gamma, stb./ vannak, illetve lesznek kitéve. Ezen sugárzás hatására létrejött hibák, valamint a nukleáris fűtés a szupravezető áram csökkenésére vezet. A vezetékben keletkező hibák ellenállást növelő hatása miatt változik a kritikus mágneses tér értéke. A stabilizált szupravezető áram lecsökkenhet amiatt is, hogy a felületén lévő stabilizáló fém /réz, alumínium/ ellenállása is megváltozik a benne létrejövő hibák miatt. Talán a leglényegesebb változás az, hogy sugárzás hatására megváltozik a szupravezető kritikus hőmérséklete is. A 2. ábrán bemutatjuk, hogyan változik meg molibdén szupravezető hőmérséklete kén, nitrogén vagy szén atomok beimplantálása esetén. A nagyenergiájú nehéz ionok implantálásával az ötvözés területén is számos területen nyílik új alkalmazásokra lehetőség. Már említettem, hogy a hig ötvözetek igen széles skálája állítható így elő, továbbá azt is, hogy éppen a felületen történő ötvözés segítségével módosítani lehet korróziós és mechanikai tulajdonságait. Lapcentrált köbös kristályokban nagy dózisu implantálással számos új eredményt sikerült elérni. Nikkelbe, rézbe, palládiumba, ezüstbe aranyat implantálva szobahőmérsékleten 100 %-ig szubsztitúciós ötvözeteket sikerült előállítani, amiről héliumvisszaszórásos módszerrel győződtek meg. Különösen érdekes az a közlemény, mely szerint rézbe

volframot implantálva csaknem teljesen szubsztitúciós ötvözetet sikerült létrehozni, hiszen közismert, hogy a volfram a rézben egyáltalán nem oldódik.



2. ábra Szupravezető Mo kritikus hőmérsékletének változása implantáció hatására.

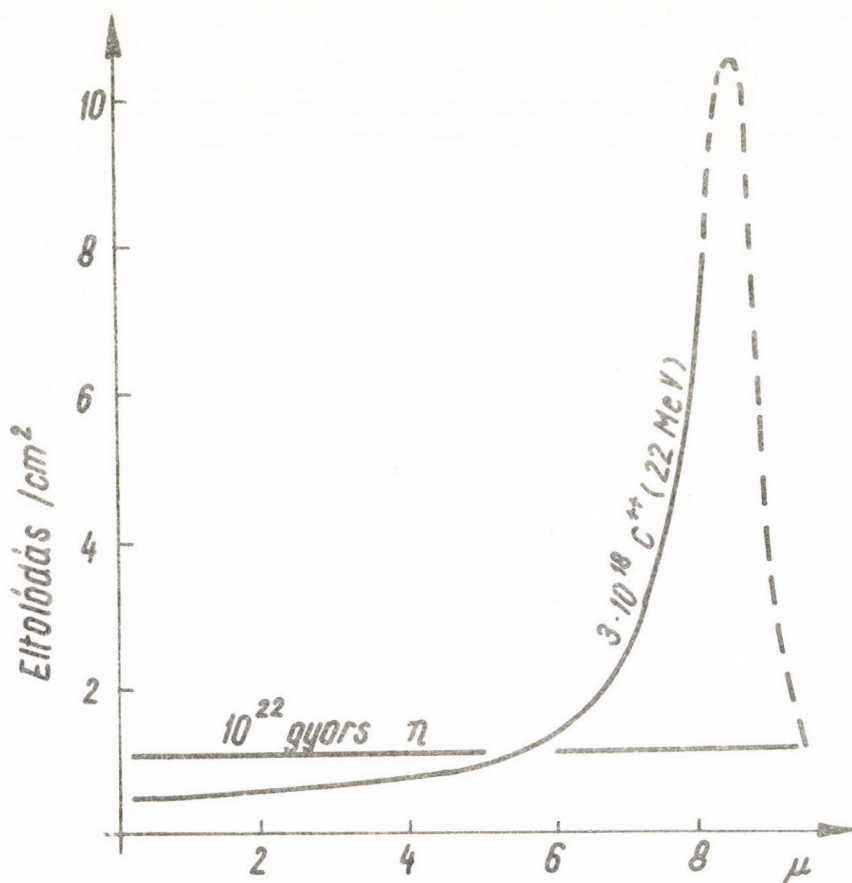
Már említettem, hogy nagyenergiájú neutronsugárzás hatására a reaktor szerkezeti anyagok üregesednek. Ugyanez várható a termónukleáris reaktorok szerkezeti anyagainak esetében is, hiszen üzem közben (d,t) reakcióból nagymennyiségű 14 MeV-es, továbbá a visszaszórás miatt kisebb energiájú neutron keletkezik. A fissionos reaktorokban azonban ez a folyamat lassú, termónukleáris reaktor pedig még egyáltalán nem üzemel. Nagyenergiájú nehéz ionokkal azonban ezek a folyamatok könnyen szimulálhatók és az adott mennyiségű sugársérüléshez tartozó sugárfluxus lényegesen kisebb.



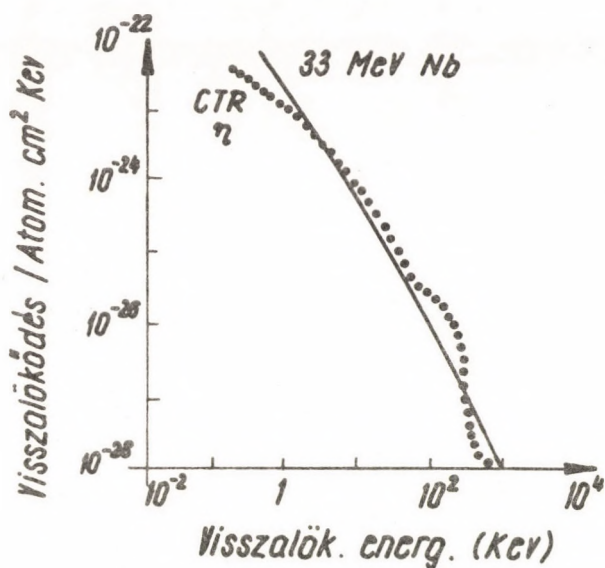
3. ábra Hasadási neutronspektrum

Hasonlítsuk össze pl. a 3. ábrán látható spektrumu neutronok és 22 MeV-es  $C^{++}$  ionok által létrehozott sugársérülés mennyiségét. A 4. ábrán látható, hogy 6 mikronnál kisebb mélység esetén a sugársérülések száma nagyjából megegyezik. Ebben a szakaszban, tehát valóban helyettesíthető a neutronsugárzás nehézion sugárzással. Ha a nehézion gyorsító energiáját alkalmas módon változtatjuk, úgy az egész tartományban homogén sugárkárosodást érhetünk el. Nagy különbség azonban - mint már említettük - hogy lényegesen kevesebb ionnal lehet ugyanazt a hatást elérni.

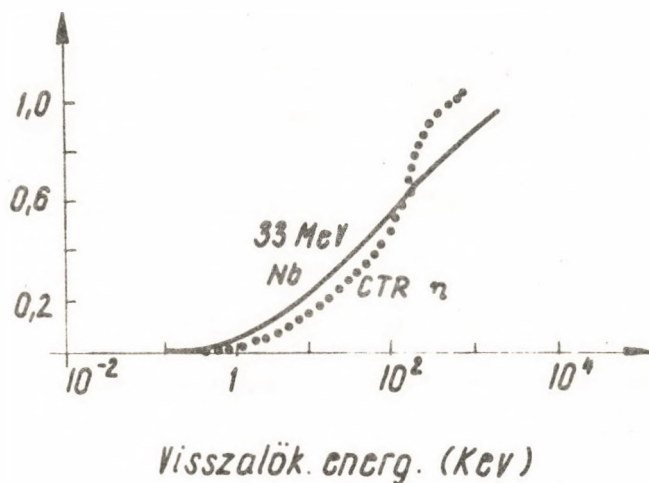
Termonukleáris reaktoroknál kísérleti adatokra még nem támaszkodhatunk, így számítási eredményekkel szeretném szemléltetni, hogyan helyettesíthető a reaktor nehézion besugárzása. Nyilvánvalóan akkor fogunk hasonló eredményt elérni az ionok esetében, ha a primér meglökött atomok energiaspektruma a két esetben azonos. Az 5. ábra szerint ez jól teljesül 33 MeV-es niobium atomok esetében, a nem túl kis visszalökési energiák tartományában, amelyek a sugárkárosodásban a legjelentősebb szerepet játsszák. Ennek megfelelően a primér visszalökési energia függvényében ábrázolt relatív sugárkárosodás is egyforma a termonukleáris neutronok és a 33 MeV-es niobium ionok esetében, mint ahogy ezt a 6. ábra is mutatja, azzal a nagy különbséggel azonban, hogy a nehézionok  $4 \cdot 10^5$ -szer effektívebbek a neutronoknál.



4. ábra Sugársérülés neutronok és  $C^{++}$  ionok hatására.



5. ábra Visszalökődési spektrum 33 MeV-es Nb ionok és termonukleáris neutronok esetén.



6. ábra Relativ sugárkárosodás 33 MeV-es Nb ionok és termonukleáris neutronok esetén.

#### 4. Összefoglalás

Az elmondott példák fényében összefoglalásként elmondhatjuk, hogy a közepes energiájú nagyáramu nehézion gyorsítóknak a szilárdtest kutatásokban és alkalmazásokban fontos szerepe van és lesz a belátható jövőben is. E módszer számos olyan lehetőséget nyit meg a szilárdtest kutatók számára, melyek különben nem lennének elérhetők. Ahhoz, hogy ilyen jellegű kutatások folyjanak egy nem nagy felbontóképességű, nagyáramú gyorsítóra lenne szükség, amely a periodusos rendszer minél szélesebb körében elhelyezkedő ionokat tud gyorsítani, ezek között a legfontosabb a fémionok gyorsítása.





## NEHÉZION NYALÁBOK GYAKORLATI ALKALMAZÁSAI (NUKLEÁRIS SZŰRŐK)

SCHLENK BÁLINT

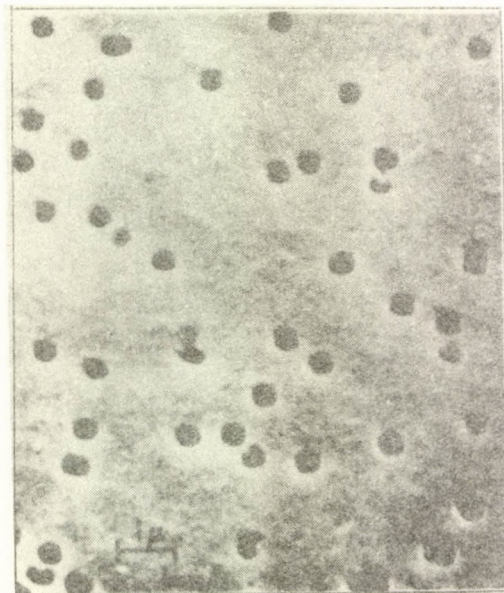
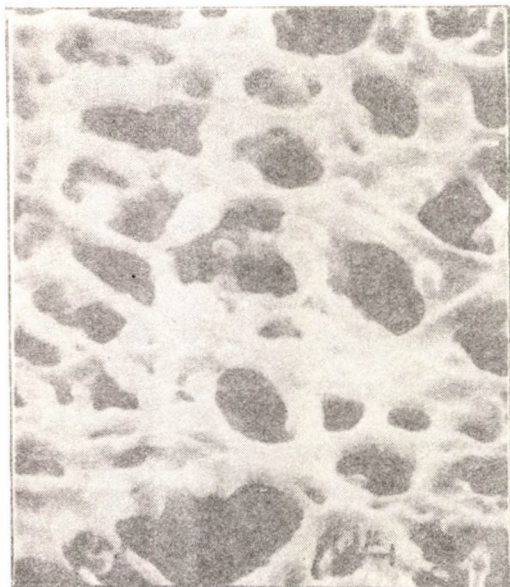
MTA Atommag Kutató Intézete, Debrecen

A nukleáris részecskékkel készíthető, ún. nukleáris szűrők olcsón, nagy mennyiségben és kiváló minőségben történő előállítására a nehézion nyalábok egyik legegyszerűbb, de ugyanakkor a legkülönbözőbb gyakorlati igények kielégítése szempontjából az egyik legjelentősebb alkalmazásának tekinthető.

Ilyen nukleáris szűrők előállításának elve a következő:

Egy megfelelő vastagságú és ilyen célokra alkalmas anyagból készült műanyag fóliát (pl. cellulóznitrát, cellulózacetát, polikarbonát, stb.) közvetlenül a gyorsítóból (ciklotron) kilépő nagyenergiájú nehézionokkal sugároznak be. A fólián áthaladó nehézionok pályájuk mentén egy elemi csatornában erősen ionizálnak és igen számottevő sugárrombolást okoznak. A sugárrombolás következtében a csatorna mentén az alapanyag kémiai és egyéb tulajdonságai igen jelentősen megváltoznak. Ha ezután a besugárzott fóliákat egy alkalmas kémiai maratószerbe helyezzük (pl. 30 %-os KOH oldatba), a sugárrombolt csatornák mentén, ahol az alapanyag kémiaiilag degradálódott, a maratási sebesség az érintetlen alapanyaghoz viszonyítva nagymértékben megnő. A maratás során végeredményképpen a csatornák mentén, illetve azok környezetében a fólia átfuródik, miközben a sugárkárosodást nem szenvedett alapanyag vastagsága csak csekély mértékben csökken. Ily módon a fóliában szabályos kör alakú lyukak keletkeznek, amelyeknek az átmérője az alkalmazott alapanyag és nehézion típusától, valamint a maratás körülményeitől függ [1], [2].

Az 1/a ábrán egy hagyományos módon készített, jó minőségű kémiai szűrőről, az 1/b ábrán pedig egy nukleáris szűrőről scanning elektronmikroszkóppal készült felvétel látható [3]. Bár az átlagos lyukátmérő mindkét esetben csaknem azonos (0,45, illetve 0,4  $\mu$ ), a kémiai szűrőben a lyukak mérete és alakja rendkívül különböző. Ilyen szűrőn erősen eltérő méretű részecskék is áthaladhatnak, a szűrőn átbocsátott részecskék spektruma széles tartományra terjed ki. Ezzel szemben a nukleáris szűrő pórusainak átmérői csaknem teljesen egyformák, és ami a gyakorlati alkalmazások szempontjából igen fontos, a kör alakú lyukak száma és mérete



1. ábra

Scanning elektromikroszkóp felvételek:

1/a - Hagyományos kémiai  
szűrő. (Átlagos  
lyukátmérő  $0,45 \mu$ )

1/b - Nukleáris szűrő.  
(Átlagos lyukát-  
mérő  $0,4 \mu$ )

a besugárzási idő és a maratási feltételek megfelelő módosításával tág határok között változtatható.

Jelenleg a nukleáris szűrők 40 Å-től 20 μ-ig terjedő lyukátmé-  
rőkkel állíthatók elő. A szűrők vastagsága 1 μ-tól néhány 10 μ-ig  
terjed. Megfelelő besugárzási feltételek mellett az előállított  
szűrők mérete akár a négyzetméteres nagyságot is elérheti. A dub-  
nai U-300-as ciklotron  $10^{13}$  ion/sec intenzitású nyalábját alkal-  
mazva, folytonos üzemmódban, naponként 100-1000 m<sup>2</sup> besugárzott  
fólia állítható elő.

Meg kell azonban említenünk, hogy a nukleáris szűrők nem csak fel-  
gyorsított nehézionokkal állíthatók elő, hanem nagy neutronfluxus-  
sal (reaktorok) besugárzott vékony <sup>235</sup>U fóliákból kilépő hasadási  
termékekkel is, ugyanis a hasadási termékek a műanyagokban a ne-  
hézionokhoz hasonló rombolást okoznak. A hasadási termékek tömege,  
töltése és energiája azonban általában különböző, ennek követke-  
ztében az alkalmazásukkal előállított szűrők lyukátmérője jelentős  
szórással rendelkezik, a lyukátmérő diszperziója kb. egy nagyság-  
renddel felülmúlja a nehézionokkal létrehozott szűrők lyukátmérő-  
jének a diszperzióját. Ezért a nehézionokkal előállított nukleáris  
szűrők lényegesen jobb minőségűek.

A nehézionokkal előállított nukleáris szűrők sajátságainak tanul-  
mányozása során megállapítást nyert, hogy az egyes lyukak átmérő-  
je a fólia egyik és másik oldalán csaknem azonossá, azaz a "fura-  
tok" kupossága elhanyagolhatóvá tehető. Ezért az ilyen szűrők ál-  
talán át nem engedett részecskék a szűrő külső felületén gyűlnek  
össze, így ezek a szűrők fordított irányú áramoltatással tisztí-  
thatók is. Ez egy lényeges különbséget jelent minden másfajta,  
eddig használatos szűrőkkel szemben, amelyeknél a visszatartott  
részecskék a szűrő egész térfogatában fellelhető labirintusokban  
kötődnek meg és így általában nem is tisztíthatók.

A számítások és mérések azt mutatták, hogy a nukleáris szűrők ál-  
talán átengedett V anyag mennyiség a következő módon függ a szűrés-  
nél alkalmazott  $\rho$  nyomáskülönbségtől:  $V = a \cdot \rho^b$ , ahol az a, b állan-  
dók a lyukak számától, azok átmérőjétől, valamint a tisztítandó  
anyag hőmérsékletétől függenek.

A nukleáris szűrők levegőre és vízre, illetve egyéb anyagokra vo-  
natkozó átbocsátó képessége igen számottevő lehet. Pl. egy atmosz-  
féra nyomáskülönbség mellett 100 cm<sup>2</sup> szűrő felületen másodpercen-  
ként több, mint 20 liter levegő, illetve 100 cm<sup>3</sup> víz halad át,  
teljesen megtisztulva a 0,5 μ-nál nagyobb részecskéktől.

A nukleáris szűrők általában nagyon stabilak a különböző környe-  
zeti behatásokkal szemben, a folyékony He hőmérsékletétől 100-  
200°C-ig alkalmazhatók és készíthetők savaknak, illetve lúgoknak  
ellenálló alapanyagokból is.

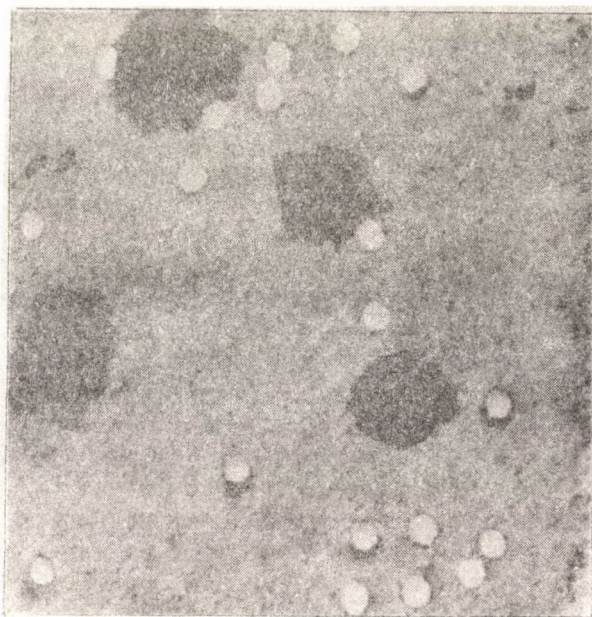
A nukleáris szűrők felhasználási területe rendkívül szerteágazó.  
Felhasználásuk az iparban levegő, illetve gázok szűrésére, víz,  
illetve különféle folyadékok (savak, lúgok, oldószerek) megtisz-  
títására igen nagy jelentőségű lehet. Így pl. az integrált áram-  
körök és más mikroelektronikai alkatrészek gyártásánál, ahol a

legkisebb idegen szennyeződés is selejtet okozhat, gáz- és folyadékiszűrőként való alkalmazásuk a termelékenységet többszörösére emelte.

Megfelelő alapanyagból készített nukleáris szűrők biológiai vonatkozásokban passzívak és károsodás nélkül alávethetők kémiai és termikus behatásoknak. Ezért biológiai és orvosi alkalmazások szempontjából jelentőségük igen nagy.

A tipikus biológiai sejtek mérete az 1-től 15-20  $\mu$  tartományig terjed. Az ilyen lyukátmérőjű nukleáris szűrők alkalmasak különböző méretű biológiai sejtek szétválasztására. Ilyen alkalmazások egyik példaként megemlítjük a szabadon uszó rákos sejteknek a vérből történő elválasztását [4]. A rákos sejtek, amelyek a pórusok méreteinél nagyobbak, a szűrőn felfogódnak, és mint a 2. ábrán látható, fekete foltok formájában jól felismerhetők. További vizsgálatokat igényel azonban annak megállapítása, hogy az ilyen sejtek a vérben elég korán megjelennek-e ahhoz, hogy kimutatásuk révén a forrásuk idejében fellelhető, illetve hatásosan kezelhető legyen.

Más alkalmazásoknál ismert méretű sejteket (pl. vörösvérsejteket) bocsátanak át különböző lyukátmérőjű szűrőkön. Egyre kisebb lyukátmérőjű szűrőket alkalmazva és egyidejűleg meghatározva az egyes szűrőkön áthaladó részecskék számát, a sejtek deformációképessége tanulmányozható [5]. Így pl. a 7,2  $\mu$  átlagos átmérőjű vörösvérsejtek még 3  $\mu$  lyukátmérőjű szűrőkön is könnyedén áthaladnak. Ha azonban a vörösvérsejteket egy kevés acetaldehid alkalmazásával "megkeményítjük", még a 6,8  $\mu$  átmérőjű pórusokon sem képesek áthaladni.



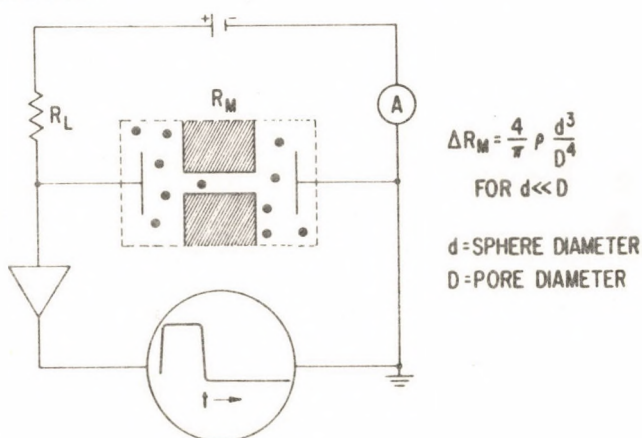
2. ábra

Rákos sejtek kiszűrése vérből.

A baktériumok mérete nagyobb, mint  $0,2 \mu$ , ezért az ennél kisebb lyukátmérőjű szűrők előnyösen felhasználhatók a mikrobiológiában biológiai közegek sterilizálására. Ehhez kapcsolódik a nukleáris szűrők egy teljesen új alkalmazási lehetősége: a bor, sör és egyéb más folyékony élelmiszeripari termékek hideg uton történő stabilizálása (baktériumok "kiszürése" révén). E módszer lehetővé teszi a fenti termékek szobahőmérsékleten hosszú ideig történő tárolását, változatlan iz- és aromaminőség fenntartása mellett.

Mint korábban említettük, azok a részecskék, amelyeknek mérete a szűrő pórusainál nagyobb, a szűrő felületén fogódnak fel. Ez a sajátosság lehetővé teszi mikrorészecskék méret szerinti csoportosítását, ugyanis egymás után helyezett, különböző lyukátmérőjű szűrősorozattal a vizsgálandó részecskék méreteloszlásuknak megfelelően különálló csoportokra szétválaszthatók.

Egy szellemes módszer segítségével azonban arra is lehetőség nyílik, hogy mikrorészecskék méretét és alakját egyedileg tanulmányozzuk [6]. Az erre a célra alkalmazható mérőberendezés vázlatát a 3/a ábrán látható.

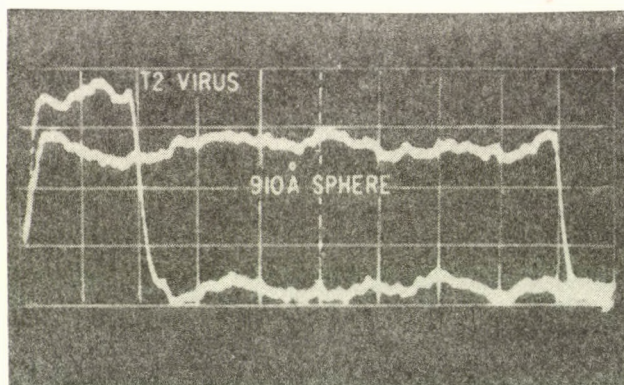


3/a ábra

Mikrorészecskék egyedi tanulmányozására alkalmas mérőberendezés vázlatát.

Egy elektrolittal megtöltött elektrokémiai cellába két elektróda van elhelyezve. A cellát egy műanyag lemez két különálló részre választja. A lemezen egyetlen, nehézionnal létrehozott és megfelelő átmérőre kifaragott kis csatorna található. A két elektróda közötti ellenállás elsősorban a csatorna átmérőjétől és hosszúságától függ. Ha egy elektromosan töltött szigetelő mikrorészecske behatol a csatornába, annak ellenállása a részecske térfogatával arányosan megnő, ugyanakkor a részecskének a csatornán való áthaladási sebessége a részecske töltésétől függ. Az elektródák kivezetései egy oszcilloszkópra csatlakoznak. Mikor az egyes részecskék a csatornán áthaladnak, az oszcilloszkóp ernyőjén egy-egy impulzus jelenik meg, amelynek amplitúdója a részecskék térfogatával, hosszúsága pedig azok töltésével áll lineáris kapcsolatban. Példaként a 3/b ábrán egy  $1010 \text{ \AA}$  átlagos átmérőjű T-2 vírus és egy  $910 \text{ \AA}$  átlagos átmérőjű műanyag golyócska áthaladása-kor megjelenő impulzusok alakja látható. Nem szférikus részecskéknél az impulzusok alakja attól függően változik, hogy az egyes

részecskék milyen térbeli helyzetben haladnak át a csatornán. Ilyen vizsgálatok tehát lehetőséget nyújtanak a részecskék (pl. vírusok) alakjának tanulmányozására.



3/b ábra

T-2 vírusnak és 910 Å átmérőjű műanyag gölyöcskának megfelelő impulzusok.

A nukleáris szűrők különböző alkalmazásait még tovább lehetne sorolni. A fenti néhány példa csupán illusztrálni kívánta a rendkívül szerteágazó lehetőségeket. A nukleáris szűrők széleskörű elterjedése a tudomány, a technika és az ipar legkülönbözőbb területein különösen azért várható, mert nehézionokkal történő előállításuk igen egyszerű, minőségük kiváló és tömeggyártásuk beindítása után költségük várhatóan jelentősen csökken.

#### Irodalom

- [1] Г.Н. Флеров, В.С. Барашенков, Препринт ОИЯИ, Дубна, P14-7754 (1974)
- [2] R.L. Fleischer, P.B. Price, E.M. Symes, Science, 143 (1964) p.209.
- [3] R.L. Fleischer, H.W. Alter, S.C. Furman, P.B. Price, R.M. Walker, General Electric Report, No. 72CRD107 (1972)
- [4] R.L. Fleischer, P.B. Price, R.M. Walker, Science, 149 (1965) p.383.
- [5] M.I. Gregersen, C.A. Bryant, W.E. Hammerle, S. Usami, S. Chien, Science, 157 (1967) p.825.
- [6] R.W. DeBlois, C.P. Bean, Rev. Sci. Instr. 41 (1970) p.909.

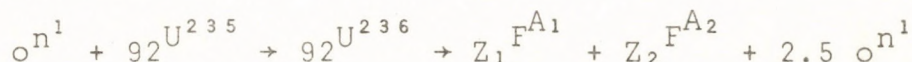
## A CIKLOTRON FELHASZNÁLÁSA A NUKLEÁRIS ENERGETIKÁVAL KAPCSOLATOS EGYES KÉRDÉSEK MEGOLDÁSÁHOZ

VATAI ENDRE

ATOMKI H-4001, Debrecen, Pf. 51. Hungary

A nukleáris energetika tárgykörébe sorolhatunk minden, a magfolyamatokban felszabaduló energiát hasznosító berendezést. Ezek közül kétségtelenül legjelentősebbek napjainkban az atomreaktorok, és remény van a még nagyobb jelentőségű fúziós reaktor megvalósítására.

A maghasadáskor felszabaduló energiát hasznosító atomreaktorok a természetben előforduló  $U^{235}$ -t vagy az atomreaktorokban termelt  $Pu^{239}$  és  $U^{233}$  hasadását használják fel. A hasadás folyamata a következő egyenlettel írható le, pl. az  $U^{235}$  esetében:



Lényeges, hogy a termék, jelen esetben  $U^{236}$  spontán hasadó. A keletkező neutronok átlagos energiája 2 MeV. Ezek részben a láncreakció fenntartására illetve hasadó anyag termelésre használandóak el,  $U^{238}$  vagy  $Th^{232}$ -ben történő elnyelődés útján.

Ismeretes, hogy a reaktorok osztályozhatók a felhasznált hasadóanyag elhelyezése /homogén és heterogén/; a lassító közeg anyaga; a reaktor rendeltetése és teljesítménye ill. neutron fluxus szerint.

Jelen előadásban a reaktorok anyagának ciklotronnal történő vizsgálatával foglalkozunk. Ezért bennünket a felhasznált neutronok energiája érdekel, mert ettől függnék a reaktor anyagában lejátszó folyamatok.

A termikus energiájú neutronokat felhasználó reaktor fűtőelemét nagymennyiségű, alacsony rendszámú anyagból /pl. grafit, víz/ álló lassító közeg veszi körül. Ebben a hasadási neutronok sorozatos ütközésekben elvesztik energiájukat, lefékeződnek. A termikus neutronok nagy valószínűséggel nyelődnek el a szerkezetet alkotó anyagokban, azokat felaktiválják.

A gyorsneutronokat felhasználó /un. gyors/ reaktorokban nincs lassító közeg, a hasadást a gyors neutronok hozzák létre. A gyors neutronok elnyelődése a szerkezeti anyagokban sokkal kisebb,

mint a termikusoké. A reaktor mérete is lecsökken a lassító közeg elmaradása miatt. Azonban dusított fűtőanyagot kell használni az önfenntartó hasadási reakciókhoz. A szerkezeti anyagok károsodásának új formája jelenik meg az ún. üregképződés /void-formation/. A gyors reaktoroknál fellépő problémákhoz hasonlóak is jelentkeznek majd a termonukleáris erőműveknél, ahol bizonyos esetekben a keletkező neutronok energiája meghaladja a hasadási neutronokét /pl.: D + T reakcióban 14.1 MeV/.

Az üregképződés az anyag duzzadásához, mechanikai tulajdonságainak leromlásához vezet. A képződés mechanizmusa a következő: a gyors neutronok a target magnak annyi energiát adnak át az ütközések során, ami nem csak az ütközésben részt vevő atomot mozditja normál helyzetéből, hanem másodlagos ill. harmadlagos elmozdulások létrehozásához is elegendő. Pl.: 2 MeV-es neutron átlag 65 keV energiát ad át a Ni target atomjainak /maximálisan 130 keV-t/. A keletkező rácshibák bizonyos hőmérséklettartományban képesek a kristályon átdifundálni és rácsközi atomok körül koncentrálnak. Így képződik az üreg, ami az anyag sűrűségének és térfogatának megváltozásához vezet.

A károsodás egy másik fontos fajtája a nemesgáz buborék képződés a szerkezeti anyagokban. Ez nem csupán gyorsreaktorok esetében fontos, hanem minden olyan esetben, ahol a reakció- vagy bomlástermék nemesgáz. A buborékok a nemesgáz vándorlása következtében képződnek.

Töltött részecske gyorsítók, főként ciklotronok felhasználásával mindkét probléma vizsgálható. Ionnyalábban létre lehet hozni pontoszerű károsodásokat /deffektusokat/, vagy az ionnyaláb atomjait a céltárgyba bevinni /implantálni/. Az ionnyaláb célszerű megválasztásával elérhető, hogy egyik vagy másik effektus domináljon. Az ionnyalábon végzett vizsgálatok kiegészítik a reaktorban történő besugárzást, azonban kísérleti paraméterek jobban kézben tarthatók. Például Roberts 1967-ben kimutatta, hogy a börtartalmu acél törékennyé válását a hélium felgyülemelése /buborékok képződése/ okozza a  $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$  reakcióból. Reaktor kísérletben, ahol a He és Li együtt keletkezik, ez nem dönthető el.

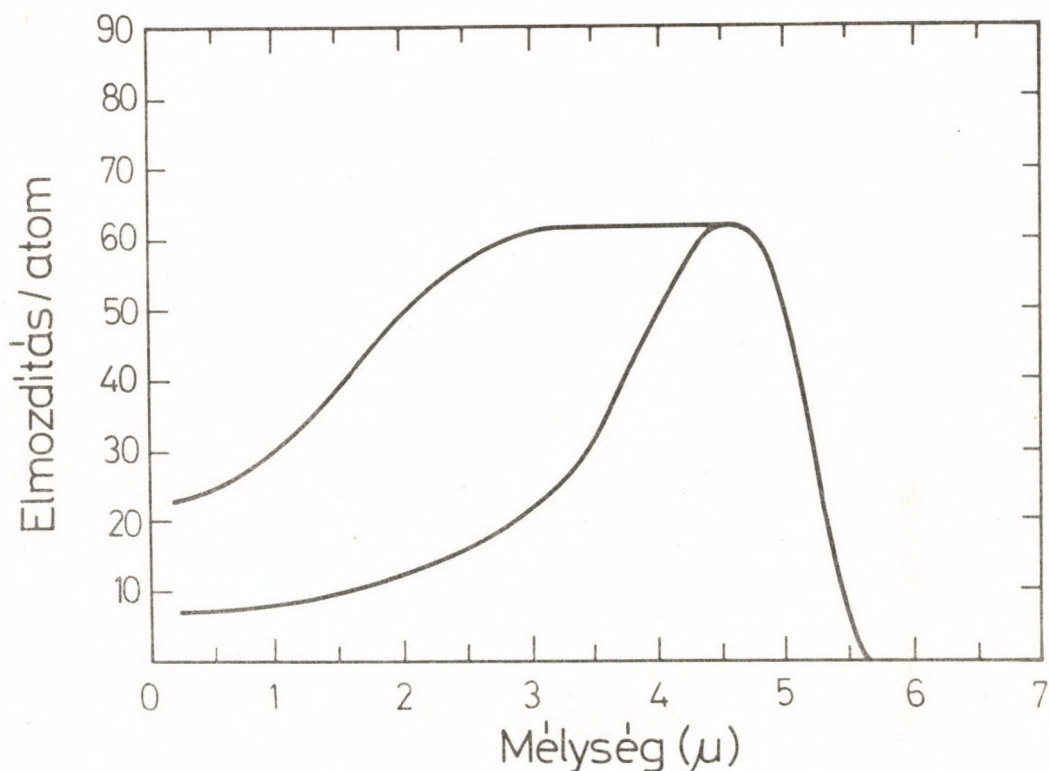
A részecskegyorsítók alkalmazása az anyagvizsgálatban hihetetlenül megnőtt, amikor Cowthorn és Fulton 1967-ben üregesedést találtak a Dounreay-i gyorsreaktorban hosszú ideig besugárzott rozsdamentes acélban. A jelenség fontosságát emeli, hogy a tervezett reaktorokban a gyorsneutron fluxus kétszeresére emelkedik.

Említettük, hogy a kísérleti körülmények jobban szabályozhatók a ciklotronnal történő besugárzásnál, mint a reaktorban. A legfontosabb előny azonban az időmegtakarításból adódik.  $10^{12}$  Ni ion/cm<sup>2</sup> · sec és  $10^{15}$  neutron/cm<sup>2</sup> · sec intenzitások mellett a hatáskeresztmetszetek figyelembe vétele után / $3.5 \cdot 10^7$  ill. 10 barn/ az adódik, hogy az ionnyaláb romboló hatása három nagyságrenddel nagyobb a neutronfluxusnál. Ez azt jelenti, hogy egy olyan vizsgálat, amihez a reaktornál évekre van szükség, a ciklotronnál napok alatt elvégezhető [1-4].

Azonban probléma is adódik a gyorsneutronok anyagkárosító hatásának ionbesugárzással történő szimulálásánál. A neutronok nagy hatótávolságuk /kis hatáskeresztmetszetük/ következtében egyenesen károsítják az anyagok egész térfogatában. Az ion ener-



giája nem választható olyan nagyra, hogy az egész target-vastagságon áthaladjon és ott közel egyenletesen károsítson, mert akkor nem tudjuk kihasználni a pálya utolsó, legeffektívebben károsító szakaszát. Amint azt az 1. ábra mutatja, az ion energiájának nagyobb részét a pálya utolsó harmadában adja le. A károsított tartomány kiszélesíthető, ha oszcilláló /forgó/ targetet használunk /felső görbe az 1. ábrán/. A nem merőlegesen beérkező ionok ekkor a felülethez közelebb nyelődnek el.



1. ábra. A károsodás függése a mélységtől Ni target és 46.5 MeV bombázó Ni ionok esetében. A felső görbe forgó target esetén adódik.

Egy másik módszer a sugárkárosított tartomány kiszélesítésére az ionok energiájának változtatása. Ezt a ciklotronoknál egy változó vastagságú energiaabszorbensnek a nyáláb utjába helyezésével érik el. Ez lehet egy oda-vissza mozgó ék-alakban elkeskenyedő él, vagy egy változó vastagságú forgó korong.

Az üregképződés vizsgálatánál a bombázó ionokat lehetőleg a targettal azonos vagy közeli tulajdonságúnak kell választani, mert pl. nemesgázokkal történő bombázás esetén a buborék képződés meghamisítja az eredményt /más kérdés, ha a felaktiválódás termékeként nemesgáz keletkezik, és annak a hatását vizsgálják/.

Az üregképződés megfigyelésére nagyfeszültségű /1 MeV/ transzmissziós elektronmikroszkópot alkalmaznak. Ez önmagában is képes károsodás létrehozására. Ez a megfigyelési mód azonban nagy beruházási igényű. A sugárkárosodás egyszerűbb módszerekkel is megfigyelhető, pl. ha vizsgálják az anyag rugalmatlan alakváltozásának megnövekedését vagy más fizikai jellemzőjének változását besugárzás hatására. Ez a megfigyelési mód mintegy integrálisan mutatja a sugárkárosodás teljes hatását és így nem ad tájékoztatást a változás mechanizmusára vonatkozóan.

Egy harmadik lehetséges megfigyelési mód az üregek és rácshibák előhívása maratással [5]. Ezt a módszert eddig még nem alkalmazták reaktoranyagok üregesedésének vizsgálatára, így az ebből a szempontból teljesen kidolgozatlan. A módszer olcsósága a transzmissziós elektronmikroszkópos megfigyeléshez viszonyítva indokolná a vele való foglalkozást. Megjegyezzük, hogy itt nem egyszerű rácshibák, hanem az azok vándorlása és egyesülése útján keletkező üregek megfigyelése, esetleg elkülönítése is szükséges.

A reaktorokban kapott sugárdózis hatására megváltozhat a hűtőfolyadék vagy gáz kémiai reaktivitása is. Természetesen ez is vizsgálható ciklotronnal történő besugárzás útján. E probléma tárgyalására azonban nem térünk ki.

A ciklotronnal ill. más gyorsítóval történő besugárzás nem helyettesítheti a reaktoranyagok reaktorban történő besugárzását. Azonban nagyon hatásosan kiegészíti azt, mert lehetővé teszi a reaktoranyagok gyors vizsgálatát és a megfelelő anyagok előzetes kiválasztását.

Az előadásra szánt idő nem teszi lehetővé, hogy az összes felmerülő vagy ciklotronnal történő besugárzással megoldható problémára kitérjünk, azonban már a fentiek alapján elmondhatjuk, hogy a ciklotron hatásosan alkalmazható gyors- ill. fúziósreaktorok szerkezeti anyagának gyors vizsgálatára. Tekintettel az ilyen reaktorok előtt álló nagy jövőre, nem képzelhető el, hogy magyar ipar ne kapcsolódjon be egyes szerkezeti elemek kidolgozásába és előállításába a fejlesztés egy bizonyos fázisában. Ebben az esetben a ciklotron nélkülözhetetlen eszköz az anyagok gyors kiválasztásánál a gyártási és minőség ellenőrzésénél.

#### Irodalom

- [1] R. S. Nelson, Proc. Conf. on "The Uses of Cyclotrons in Chemistry, Metallurgy and Biology" Ed: C. B. Amphlett, Butterworth, London, 1970. p. 273-281
- [2] J. H. Worth, ibid p. 282-293
- [3] R. S. Nelson, AIP Conf. Proc. No. 9, Cyclotrons-1972. Ed: Y. Y. Burgerjon and A. Strathdee, AIP, 1972, New York p. 664-676
- [4] J. H. Worth, J. Inst. Nucl. Eng. 15, 67 /1973
- [5] S. Amelinckx, The direct observation of dislocations, Solid state physics series, ed. H. Ehrenreich et al., Suppl. 6. Academic Press, 1964

## AKTIVÁCIÓS ANALIZIS CIKLOTRONOKNÁL

NAGY LAJOS GYÖRGY

BME Fizikai Kémiai Tanszék

### Bevezetés

Napjainkban egyre nő azoknak az analitikai módszereknek, eljárásoknak a jelentősége, amelyekkel különböző anyagokban elemek igen kis mennyiségét lehet pontosan és reprodukálhatóan meghatározni.

Az anyag összetevőit azok koncentrációja alapján a következőképpen osztályozhatjuk:

majorkomponensek:  $10^{-2}$  g/g koncentrációig,  
minorkomponensek:  $10^{-2}$ - $10^{-4}$  g/g koncentrációban,  
mikrokomponensek:  $10^{-4}$ - $10^{-7}$  g/g koncentrációban,  
ultramikro-komponensek:  $10^{-7}$  g/g-nál kisebb koncentrációban.

Élő szervezetekben, nagy tisztaságu anyagokban például néhány fontosnak tartott elem koncentrációja  $10^{-6}$ - $10^{-9}$  g/g tartományban van, tehát meghatározásukra olyan analitikai eljárások alkalmazhatók, amelyek a kérdéses tartományban megbízható adatokat szolgáltatnak. A számbavehető módszerek közül a legmegfelelőbb kiválasztásánál a következő értékmérőkkel kell számot vetni:

1. valódi (vagy gyakorlati) érzékenység\*,
2. pontosság,
3. reprodukálhatóság,
4. szelektivitás,
5. az egy mintából nyerhető analitikai információk száma,
6. időigény,
7. gazdaságosság.

Az aktivációs analízis (AA) gyakran bizonyult megfelelő, esetenként a legmegfelelőbb eljárásnak egy-egy analitikai probléma megoldásánál, ami nem lebecsülhető dolog, figyelembe véve a modern

---

\* Valódi (vagy gyakorlati) érzékenységen azt a koncentrációt vagy mennyiséget értem, amelynél még a vizsgált anyag (mátrix) adott összetevői mellett biztonsággal megadható kvalitatív megállapítás egy izotrópra.

analitika teljesítőképességét a tömegspektroszkópiától az atomabszorpciós módszereken át a polarográfiáig.

### Az aktivációs analízis és módszerei

Az aktivációs analízis elemanalitikai módszer, amellyel - különböző fajta sugárzással végrehajtott magreakciók során jelentkező változások kvalitatív és kvantitatív detektálásán keresztül - az anyag teljes vagy részleges elemösszetételének minőségi és mennyiségi meghatározása végezhető el.

A sugárzás fajtájától függően megkülönböztetünk:

1. neutron aktivációs analízist-NAA-t,
2. töltött részecske aktivációs analízist-TRAA-t és
3. foton aktivációs analízist-FAA-t.

Az aktiválás és a detektálás idejének elkülönülése, illetve egybeesése alapján megkülönböztetünk:

- a./ késleltetett vagy konszekutív eljárást és
- b./ prompt vagy párhuzamos eljárást.

Neutron aktivációs analízissel elméletileg 82 elem minősége és mennyisége határozható meg. A 82 elem közül kettő, a nitrogén és oxigén csak ún. gyors neutronos aktiválás segítségével vizsgálható. A két elem, de elsősorban az oxigén gyors és érzékeny meghatározásának gyakorlati jelentősége vezetett a neutrongenerátorok széles skálájának kifejlesztéséhez.

A reaktoros neutron aktivációs analitika ötvenhárom elem jó (kisebb, mint 100 ppb) és megfelelő (kisebb, mint 10 ppm) érzékenységgű meghatározását teszi lehetővé. Huszonkét elem esetén jelenleg a neutron aktivációs módszer tekinthető elméletileg a legérzékenyebb módszernek.

Napjainkban a következő radioaktív izotópok jelentik leggyakrabban a neutron aktivációs analízis alapját [1]:

$^{24}\text{Na}$ ;	$^{32}\text{P}$ ;	$^{42}\text{K}$ ;	$^{41}\text{Ar}$ ;	$^{46}\text{Sc}$ ;	$^{51}\text{Cr}$ ;	$^{60}\text{Co}$ ;	$^{56}\text{Mn}$ ;	$^{59}\text{Fe}$ ;
$^{65}\text{Ni}$ ;	$^{64}\text{Cu}$ ;	$^{65}\text{Zn}$ ;	$^{69\text{m}}\text{Zn}$ ;	$^{72}\text{Ga}$ ;	$^{76}\text{As}$ ;	$^{71}\text{Ge}$ ;	$^{75}\text{Se}$ ;	$^{83}\text{Kr}$ ;
$^{82}\text{Br}$ ;	$^{86}\text{Rb}$ ;	$^{99}\text{Mo}$ ;	$^{109}\text{Pd}$ ;	$^{110\text{m}}\text{Ag}$ ;	$^{115}\text{Cd}$ ;	$^{114\text{m}}\text{In}$ ;	$^{113}\text{Sn}$ ;	$^{121}\text{Sn}$ ;
$^{122}\text{Sb}$ ;	$^{124}\text{Sb}$ ;	$^{125}\text{Te}$ ;	$^{127}\text{Tl}$ ;	$^{131}\text{Te}$ ;	$^{129\text{m}}\text{Xe}$ ;	$^{131\text{m}}\text{Xe}$ ;	$^{134\text{m}}\text{Cs}$ ;	$^{134}\text{Cs}$ ;
$^{133\text{m}}\text{Ba}$ ;	$^{140}\text{La}$ ;	$^{182}\text{Ta}$ ;	$^{185}\text{W}$ ;	$^{187}\text{W}$ ;	$^{186}\text{Re}$ ;	$^{188}\text{Re}$ ;	$^{191}\text{Os}$ ;	$^{192}\text{Ir}$ ;
$^{194}\text{Ir}$ ;	$^{193}\text{Pt}$ ;	$^{195\text{m}}\text{Pt}$ ;	$^{197}\text{Pt}$ ;	$^{198}\text{Au}$ ;	$^{197}\text{Hg}$ ;	$^{204}\text{Tl}$		

Az első táblázat néhány elem kimutathatósági határát adja meg irodalmi adatok alapján reaktoros neutron aktivációs (RNAA) és atomabszorpciós (AAA) módszernél [1].

Az első ábra az aktivációs analitikai meghatározások lehetőségeit szemlélteti [4]. Az ábra mintegy összefoglalja az előzőekben leírtakat, de mutatja azt is, hogy a lítium, a berillium, a bór és a szén csak TRAA-val vagy FAA-val határozható meg. Az elemnyomok meghatározására alkalmas módszerek minősítésénél, amint azt a bevezetőben jeleztem, az egyik alapvető szempont az érzékenység.

1. táblázat

Kimutathatósági határ  $10^{-9}$  g/g egységekben

Elem	RNAA	AAA
Ag	$10^{-2}$	5
Au	$5 \cdot 10^{-3}$	20
Cd	3	5
Cr	$5 \cdot 10^{-1}$	5
Cu	$6 \cdot 10^{-2}$	5
Fe	100	5
In	$2 \cdot 10^{-3}$	50
K	2	5
Mn	$10^{-2}$	3
Na	$2 \cdot 10^{-1}$	5
Sb	$10^{-1}$	$2 \cdot 10^2$
W	$5 \cdot 10^{-2}$	$3 \cdot 10^3$
Zn	10	5

AKTIVIZÁCIÓS ANALITIKAI MEGHATÁROZÁSOK

H																			He																	
Li	Be																			B	C	N	O	F	Ne											
Na	Mg																									Al	Si	P	S	Cl	Ar					
K	Ca	Sc	Ti	V	Cr	Mn	Fe	Co	Ni	Cu	Zn	Ga	Ge	As	Se	Br	Kr																			
Rb	Sr	Y	Zr	Nb	Mo	Tc	Ru	Rh	Pd	Ag	Cd	In	Sn	Sb	Te	J	Xe																			
Cs	Ba	La	Hf	Ta	W	Re	Os	Ir	Pt	Au	Hg	Tl	Pb	Bi	Po	At	Rn																			
Fr	Ra	Ac																																		
			Ce	Pr	Nd			Sm	Eu	Gd	Tb	Dy	Ho	Er	Tm	Yb	Lu																			
			Th	Pa	U	Np	Pu	Am	Cm	Bk	Cf	Es	Fm	Md	No	Lw																				



1. ábra

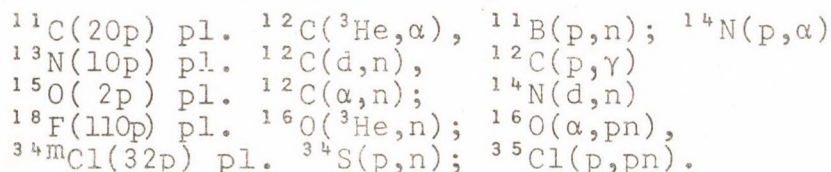
Az 1. ábra ebből a szempontból nemcsak az RNAA-ról ad tájékoztatást, hanem közvetve a TRAA-ról is. Az 1. ábra ugyanis szemlélteti, hogy a nitrogén és oxigén mellett a fluór, a magnézium, a szilícium, a foszfor, a kén, a kalcium, a titán, a króm, a vas, a cink, a germánium, a stroncium, a cirkónium, a cézium, a tallium, az ólom és a bizmut csak igen kis érzékenységgel határozhatók meg. A TRAA és az FAA a felsorolt elemek megfelelő, illetve jó érzékenységgű módszere, ugyanakkor további elemeknél [3] érzékenyséjük közel azonos az RNAA érzékenységgel, vagy annál nagyobb érzékenységgű. A könnyű elemek nyomnyi mennyiségének ismerete egyre több helyen jelentkezett és jelentkezik gyakorlati jelentőségű igényként. A TRAA a könnyű elemek elméleti meghatározási érzékenységekben gyakorlatilag versenytárs nélkül áll. A jelentkező igény és az elméletileg reálisan számított érzékenység találkozása ösztönözte és ösztönzi a működő gyorsítók szakemberegárdáját, hogy az elméleti lehetőségeket realizálják.

A konszekutív eljárás egyedülálló tulajdonsága, hogy az aktiválás után olyan fizikai és/vagy kémiai műveletekkel alakíthatjuk a mintát, amelyeknél a normál körülmények között kontamináció nem lép fel és amelyekkel a mintavétel és mintaelőkészítés, valamint az aktiválás során keletkezett felületi kontamináció is nagymértékben csökkenthető, sőt gyakran meg is szüntethető, ugyanakkor az ún. roncsolásos műveletek segítségével a detektálást zavaró hatások nagyságrendekkel csökkenthetők. A módszer alkalmazhatóságának feltétele - egyúttal korlátja - hogy a magreakcióban olyan radioaktív izotóp keletkezzen, amelynek a felezési ideje elég hosszú ahhoz, hogy a feldolgozás és a detektálás a szükséges érzékenységi szinten elvégezhető legyen. A konszekutív AA menetét a következő lépésekre bontjuk fel:

1. A probléma felvetése, előzetes számítások.
2. Minta előkészítés és aktiválás.
3. Előkészítés a detektáláshoz: a. roncsolásmentes,  
b. roncsolásos módszer.
4. Detektálás.
5. A mérési eredmények átalakítása analitikai adatokká.

A könnyű elemek TRAA-jánál gyakran elkerülhetetlen a roncsolás, azaz a radiokémiai szeparáció, ugyanis az előállított radioaktív izotópok egy része nukleáris detektálással közvetlenül nem azonosítható.

Elsősorban a könnyű elemek aktiválásánál keletkeznek ún. tiszta  $\beta^+$  bomló radioaktív izotópok:



Az egyik fontos kivétel az  ${}^{14}\text{O}(71\text{s})$  ( $E_\gamma=2,3 \text{ MeV}$ ) pl.  ${}^{12}\text{C}({}^3\text{He}, \text{n})$ . A tiszta  $\beta^+$  bomló izotópoknál a rutin detektálási módszer az ismert  $\gamma$ - $\gamma$  koincidenciás méréstechnika. Természetesen ezzel a technikával különböző tiszta  $\beta^+$  bomló izotópok között nem lehet kü-

lönbséget tenni. A roncsolásos módszer alkalmazása és azonosítás a felezési idő meghatározása alapján az egyik járható útja az analízisnek. A másik lehetőség a bomlási görbék analízise. Ez utóbbi módszer érzékenysége a kisebb.

Alapvető fontosságú kérdés, hogy mekkora biztonsággal lehet a mérési adatokból analitikai eredményt kapni.

A TRAA véleményem szerint jelenleg még csak kevés mátrix esetében jutott el a Meinke által definiált analitikai biztonsághoz, általában a körülmények, a befolyásoló tényezők tisztázásának meghatározásának szakaszában van [3].

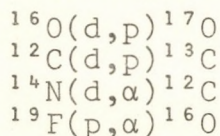
A napjainkban vizsgált problémák közül kiemelt hely jut az un. standard anyagoknak, azaz a hitelesítésnek, a versengő vagy zavaró magreakciók hatása csökkentésének adott mátrixoknál, pl. az optimális energia meghatározásán keresztül, a legcélszerűbb mintatartó kialakításának, a mintában a besugárzás alatt végbemenő kémiai és fizikai-kémiai változásoknak.

A zavaró magreakciók kérdésének jelentőségét a következő példa szemlélteti. Mayolet és munkatársai [2] szén és nitrogén meghatározási lehetőségeit vizsgálták nagy tisztaságú szilíciumban. Megállapították, hogy a  $^{12}\text{C}(\alpha, n)^{15}\text{O}$  reakción alapuló meghatározás a nitrogén és oxigén versengő magreakciói miatt csak abban az esetben alkalmazható, ha a szén mennyisége legalább két nagyságrenddel meghaladja a nitrogén és oxigén mennyiségét. Ugyanakkor a  $^{14}\text{N}(d, n)^{15}\text{O}$  reakció  $E_d < 11$  MeV esetben specifikus és érzékeny nitrogén meghatározási módszer alapja lehet, mert 11 MeV-nél kisebb deuteron energiánál az oxigén versengő magreakció már nem megy végbe.

#### Prompt aktivációs analitikai módszerek

Az elmúlt években jelentősen nőtt a prompt módszerek kimunkálásáról szóló közlemények száma.

A közlemények tanúsága szerint a prompt gamma sugárzás detektálásán alapuló eljárások mellett [5, 6] egyre nagyobb szerepet kap a töltött részecske spektroszkópia elsősorban könnyű elemek felületi koncentrációjának meghatározásánál [2, 3, 7] például magreakciók segítségével:



Elméleti érzékenységre  $10^{-11}$ - $10^{-12}$  g-ot adnak meg.

A prompt technika bevezetése természetesen megnöveli a gyorsító laboratóriummal szemben támasztott igényeket. A konszekutív módszernél ugyanis a besugárzás után már egy másik laboratórium feladata a további műveletek elvégzése. A prompt módszernél a teljes analízis a gyorsító laboratóriumra hárul.

Összefoglalva megállapítható, hogy a TRAA a könnyű elemekre nagy érzékenységű módszer és ezen a területen vezető helyet foglal el az elméleti érzékenység alapján.

A jelenleg ismert eredmények alapján az teljes bizonyossággal állítható, hogy a már működő és a jövőben induló gyorsítóknál az aktivációs analízisnek feltétlenül helye van.

#### Irodalom

- [1] MKE Nagyon kis koncentrációk mérése.  
Előadás vázlatok 1974
- [2] International Meeting: Chemical Analysis by Charged Particle Bombardment Namur (Belgium) 1971. J. Radioanal. Chem. 12,1972  
T.B. Pierce: Physical Methods of Analysis  
T.B. Pierce: Charged-Particle Activation Analysis.
- [3] International Conference on Modern Trends in Activation Analysis. C.E.N. Saclay. France, 1972 (Edited by T. Braun and E. Bujdosó, Elsevier Amsterdam, Akadémiai Kiadó Budapest)
- [4] KFKI Közlemények: Nyomelemek analitikája (183/970)
- [5] Deconninck G., Debras G.: Radiochem. Radioanal. Letters 20,(1975)175
- [6] Demortier G.: Radiochem. Radioanal. Letters 20,(1975)197
- [7] Szabó E., Simonits A.: Aktivációs analízis  
Műszaki Kiadó Budapest, 1973



## CIKLOTRONOKNÁL VÉGZETT TÖLTÖTT RÉSZECSCKE ÉS GYORS NEUTRON AKTIVÁCIÓS ANALIZIS ALKALMAZÁSA AZ IPARI ANYAGVIZSGÁLATBAN

BAKOS LÁSZLÓ  
MTA KFKI Budapest

SALAMON ANDRÁS  
MTA MÜFI Budapest

Előljáróban tisztázzuk, hogy a korreferátum a megadott címtől tartalmában eltér, ui. ciklotronok helyett kicsit általánosabb fogalommal, gyorsítókkal foglalkozunk, felhasználásukat viszont korlátozzuk az analitikára, eltekintünk pl. olyan fontos ipari feladatunktól, mint az ionimplantáció.

Magyarországon, de a világ technikailag fejlettebb országaiban is az ipari folyamatok ellenőrzésére, az anyagok minősítésére kifejlesztett analitika ritkán használja a rádióaktivitáson alapuló eljárásokat.

Az ettől való tartózkodás okai között igen jelentősek a rádióaktivitástól való félelem, a meglehetősen költséges berendezések és laboratóriumok, valamint az, hogy az elemanalitika itt elérhető nagy érzékenysége nem mindig követelmény a gyártásban.

A félelem érzést természetesen az analitikai eljárásban használt rádióaktív anyag alapozza meg.

Ne feledjük el, hogy ipari folyamatok ellenőrzésénél a munkaerő többségének képzettsége nem túl magas és a nagyközönség számára a rádióaktivitással való találkozás meghatározó élménye mégis csak az atombomba.

A többé-kevésbé megtalálható félelemérzés és következményei a tudományos és műszaki ismeretek következetes terjesztésével viszszaszoríthatók.

A gyakorlatban, amikor a gyártási folyamat vezérléséhez, irányításához csak rövid idő áll rendelkezésre, az aktiválási folyamat a helyszínen, az ipari üzembe telepítendő. Ilyenkor a fenntartásokat újabb félelemérzés erősíti meg. Hasonló mondható el a neutrongenerátorról is. Ezek üzemeltetése magas képzettségű személyzetet és speciális védelmet nyújtó építkezést követel meg.

Alkalmazó félelme kiegészül: tudom-e üzemeltetni, karbantartani, védelmet biztosítani és így tovább. Látjuk tehát, hogy néhány pszichikai tényező az ilyen típusú analizisek bevezetése ellen hat.

Ez természetesen nem jelenti azt, hogy ilyen eljárások nem vezethetők be. Jelenti azonban, hogy bevezetésüknél erre a hatásra gondolni kell, megfelelően fel kell készítenünk a fogadó partnert, ezeket a tényezőket is figyelembe kell vennünk, amikor a gyorsítókkal végzett aktivációs analízis elterjedését, illetve ütemét becsüljük.

Ha az iparágak között válogatunk, talán a nemesfémeket és a nagy tisztaságu anyagokat, félvezetőket gyártók igényelhetik leginkább az ilyen gyártmányellenőrzést és az iparhoz kapcsolódó környezetvédelmet.

Szeretnénk visszatérni még a "gyors" jelző értelmezésére: a gyors meghatározás alatt olyan eljárást értünk, amely a mintavételtől az eredmény megadásig annyi idő alatt végrehajtható, hogy a gyártási folyamatba a termék minőségi vagy mennyiségi mutatóinak megváltoztatására még eredményesen beavatkozhatunk.

Ha ezt az analitikai eljárásunk teljesíteni tudja, kellő nagy volumenű gyártás esetén nem probléma a bevezetése, mert még nagy bevezetési költségek esetén is nagy valószínűséggel biztosított a beruházás megtérülése a termelés gazdasági eredményeiből.

Különböző elemek gyors meghatározására szolgáló eljárások legkevésbé a könnyű elemeket fedték be. Ennek megfelelően a gyorsítókkal végezhető analízisek elterjedését ezen a területen várjuk.

Allításunk alátámasztását a kohászat egyik gyorsan fejlődő ágazatának, az alumínium gyártásnak analitikai gyakorlatával igazoljuk.

Erről a területről 1973-1974 években megjelent közlemények közül hat munka foglalkozik oxigén, fluor, nitrogén, kén meghatározásával töltött részecske aktiválással és csak egy tárgyalja fém /vanádium/ mérését.

Ez a szám tovább nő, ha a gyorsneutronokkal végzett oxigén meghatározásokat is számba vesszük.

Ebben a témában utalhatunk két hazai alkalmazásra is.

A Dunai Vasműben a KFKI-ban épített neutrongenerátor 1966-ban, világviszonylatban is elsők között kísérte meg a gyártásirányításban generátoros oxigén meghatározás eredményeinek alkalmazását.

A módszer gyorsasága lehetővé tette a technológusoknak a gyártásban történő beavatkozást.

A készülékkel szerzett üzemi tapasztalatok igen jók és az analízis költségei - kellő nagy mintaszám esetén - más eljárások költségeihez hasonlóak.

A KFKI és DVM közös vállalkozásában került sor hasonló laboratórium telepítésére a győri Magyar Vagon és Gépgyárban.

Az 1974 évben telepített labor, mely know-how-val került átadásra, az acélöntőde oxigén és nitrogén meghatározási igényeit elégíti ki.

Bár az eddigiekben a gyártásellenőrzés vizsgálatairól beszéltünk, nem jelenti azt, hogy nem kap szerepet a töltött részecskékkel végzett aktivációs elemzés a gyártmány ellenőrzésben is.

Engedjék meg, hogy a gyártmány megjelölését itt ne csak egy ipari technológia végtermékére, hanem teljesen általános értelemben használjuk.

#### A KFKI NA-2 TIPUSU NEUTRONGENERATOR MŰSZAKI ADATAI

##### Jellemzők:

##### Adatok:

Gyorsítófeszültség	0-120 kV
Ionáram	0-0.8 mA
Neutronhozam	1-5.10 <sup>10</sup> n/s
Target	12-14 Ci Zr-T; Ø = 14 mm
Vákuum	
bekapcsolt ionforrással	10 <sup>-5</sup> Torr
kikapcsolt ionforrással	4-5.10 <sup>-5</sup> Torr
Hűtőviz	160 l/h
Élettartam	
gyorsítócső	min 5000 h
ionforrás	100 h
target	1.2 h /ha a hozam a felére csökken/

A termikus neutronokkal történő aktivációs analitika az atomreaktor környékén terjedt el, és megbízható érzékeny módszernek bizonyul az elemek mintegy 60-70 %-ára. Az iparnak oly jelentős könnyű elemek, mint az oxigén (O), szén (C), bór (B), stb. viszont fenti módszerrel nem, vagy csak igen korlátozott érzékenységgel vizsgálhatók.

A gyorsítók aktivációs analitikai felhasználását a szakirodalom már régen ismeri, hiszen gyorsítókkal a termikus neutronok kivételével minden olyan részecske és nagy energiájú foton-nyaláb előállítható, melyek segítségével mesterséges radioaktív izotópok nyerhetők, illetve melyekkel az atommagok átmenetileg gerjesztett állapotba hozhatók.

A gyorsítók aktivációs analitikai alkalmazásának területe így kibontakozik előttünk, vagyis:

1. ott, ahol érzékeny, többnyire roncsolásmentes elemanalitikára van szükség, de nincs atomreaktor elérhető közelségben,
2. ott, ahol a könnyű elemek, vagy olyan elem meghatározása elsőrendű feladat, mely neutronaktivációra érzéketlen; illetve ha a mátrix, vagy más komponens zavaró hatása nehezen küszöbölhető ki.
3. Vannak speciális esetek, mikor a gyorsító jól fókuszált homogen változtatható energiájú nyalábja alkalmas egy-egy mintán belül a szennyezés-eloszlás feltérképezésére.

A gyorsítóknál besugárzott célszubsztancia összetételét, vagy szennyezőit mérhetjük egyrészt a besugárzás közben kiváltott prompt részecskek, vagy fotonok detektálásával, illetve a besugárzás után a magátalakulás rádióaktív termékének sugárzásán keresztül.

A termikus neutronokkal ellentétben a töltött részecskek anyagba való behatolásához bizonyos energiára van szükség, még abban az esetben is, ha a magátalakulás energia mérlege végeredményben kedvező. Tehát a töltött részecskek kiváltotta magreakciók bizonyos energiahatár felett, a küszöb-energia felett válnak jelentőssé.

Az utóbbi időben elterjedt részecske indukált röntgen fluoreszcenciás vizsgálatoknál sem hanyagolható el a nyaláb energiája, ettől függ a behatolási mélység, áttételesen ettől függ, hogy milyen mélységig kapunk információt a minta belsejéből, természetesen figyelembe véve az abszorpciós veszteségeket. A pozitív részecskékkel bombázott atommagokból természetesen gyakran pozitron-bomló izotópok keletkeznek, melyeknek azonosítása egymás mellett, ha a kémiai elválasztást elkerüljük, felezési idejük alapján történhet.

Ezek után rátérnénk a KFKI Van de Graaff-gyorsítójánál végzett aktivációs analitikai vizsgálatokra. Ezeknek az analíziseknek érdekessége az, hogy Magyarországon ezek voltak az első ilyen próbálkozások, melyeknek eredményét ipari ill. tudományos kutatás hasznosította. A gyorsító 2 MeV, majd kb. duplájára növelt energiájú deuteron nyalábja alkalmas a könnyű elemek egy részének meghatározására, így szén (C), oxigén (O), bór (B) és szilícium (Si)-ra.

A  $^{12}\text{C}(d,n)^{13}\text{N}$  reakcióban keletkező  $\beta^+$  bomló izotóp kb. 10 perces félidővel bomlik. A szilíciumból keletkező  $^{30}\text{P}$  és az oxigénből keletkező  $^{18}\text{F}$  ugyancsak  $\beta^+$  bomló izotópok.

A négy elem közül a szén mérése látszott a legérdekesebbnek, ti. nagy tisztaságú fémek széntartalmának meghatározására kevés módszer van. Az Egyesült Izzó és Műszaki Fizikai Kutató Intézet szilícium, illetve W mintáit vizsgáltuk.

A polirozott szilícium, ill. W mintákat a gyorsító sugárnyalábába helyeztük. A mintát ért töltésmennyiséget Coulomb-méterrel mértük. A gyorsító vákuumját szolgáltató diffúziós szivattyúból minimális mennyiségű szén is kerül a gyorsítócsőbe, mely rábombázódik a minta felületére, és megnöveli a látszólagos széntartalmat. Az ebből származó hiba kiküszöbölésére több eljárást dolgoztunk ki:

1. besugárzás után a minta felületi rétegét kémiai marással eltávolítottuk. /A marás pontos mélységét a maró oldat pontos összetételével, hőmérsékletével és a marás időtartamának pontos betartásával értük el./
2. A szilícium mintáknál igen jól bevált, ha a szelet felületén vékony /interferencia-mikroszkópon ellenőrzött/  $\text{SiO}_2$  réteget alakítottunk ki, melynek leoldása egyszerűbb, mint a "bulk" pontos mélységű marása.
3. A minta elé vékony Al fóliát helyeztünk, ill. vékony fémréteget párologtattunk rá, mely ugyancsak leoldható.

Abban az esetben, mikor nem a minták relativ széntartalmának összehasonlítása a cél, hanem az abszolút koncentráció meghatározása; előtérbe kerül a standard problémája.

Ideális lenne standardként: ismert szén koncentrációju azonos mátrix anyag, így abszorpciós veszteségek azonosak. Ilyet nem találtunk.

Áthidaló megoldásként standard-ként ismert szén tartalmu vasat használtunk. A mátrixok sűrűségében mutatkozó eltéréseket igyekeztünk korrekcióba venni.

A vizsgált mintákban  $10^{-4}$  g/g nagyságrendü szenet találtunk.

A pozitron-bomló izotópok annihilációs sugárzását koincidencia kapcsolatban 2 NaI(Tl) kristállyal mértük sokcsatornás analizátor multi-scaleres üzemmódjában. A különböző félidejű izotópok egymásra ült bomlásgörbéjét számítógépes programmal ICT számítógépen bontottuk komponenseire.

A program négy különböző félidejű bomlásgörbét tud elkülöníteni és természetesen, ha kezdőparaméternek megadjuk a biztosan jelentkező izotópok felezési idejét, a 0 hűlési időre vonatkozó beütésszámokat és az ismeretlen komponens felezési idejét pontosabban kapjuk meg.

A KFKI-ban gyorsító analitikai vizsgálatok céljára mintatartó és váltó berendezést terveztünk /1. ábra/.

A kamrában a vákuum értéke  $10^{-2}$  -  $10^{-3}$  Torr, melyet elővákuum szivattyúval folyékony N<sub>2</sub> csapdán keresztül biztosítanánk.

A nyaláb csőrendszerének<sup>2</sup> vákuum biztosítása fólia és tolózár segítségével történik, és a kamra fellevegőztetése csak a tolózár rázárása után történhet. A kamrához három mérőfej tartozik, melyekkel besugárzás közben a promptsugárzást, ill. besugárzás után koincidencia mérést is lehet végezni. A prompt sugárdetektor elképzelésünk szerint a kívánalmaknak megfelelően lehet röntgendetektor különféle abszorbens előtétekkel, részecske detektor vagy gamma-detektor.

A kívánt minta mágneses kilincsművel állítható be, illetve motorral automatikusan körbe forgatható 6/mp/180° fordulattal. Ilyen üzemmódban gyakorlatilag kiküszöbölhető a nyalábenergia és intenzitás változásából adódó hiba, ti. az egyik mintahelyet a standardnak ill. komparátornak tartjuk fenn. A motor folyamatos körforgását máltai kereszt közbeiktatása szakaszossá teszi, így a besugárzási és mérési idő kb. 0.15 mp, mely kumulálható.

A folyamatos üzemmódban több minta egymás melletti mérése az analizátor tárolójának osztásával megoldható, és a különböző memória rekeszekbe történő analizálást a mintaváltó vezérelheti.

A berendezés mintatartója rugós megoldásu, így csak szilárd öntartó és mintegy 7 mm-nél nagyobb méretű minták megtartására alkalmas. Természetesen nem öntartó minták mérése is lehetséges; a Duke University, Durham-ban végzett vizsgálatok szerint háttértartónak a 8  $\mu$  porozitású Nuclepore szűrő /General Electric/ a legjobb biológiai vagy csapadék minták tartására.



## CIKLOTRONOK A NYOMSZENNYEZŐK ANALITIKÁJÁBAN

BUJDOSÓ ERNŐ

Fémipari Kutató Intézet, Budapest

### Bevezetés

A modern technika egyre nagyobb feladatok elé állítja az analitikusokat. Nem elégszik meg a módszereknek a ppm-ppb koncentráció-tartományig történő finomításával, hanem emellett például a mikroelemek felületi- vagy mélység-eloszlásának meghatározását is igényli. Az érdeklődés középpontjában tehát tartósan azok az analitikai módszerek maradnak, amelyek képesek eleget tenni az egyre speciálisabbá váló követelményeknek.

Ezen módszerek közé sorolhatjuk az aktivációs analízist is, amelyben a hangsúly egyre inkább a fizikai módszerekre helyeződött át. Az utóbbiak nagyarányú fejlődése miatt manapság az aktivációs analízis tárgykörébe sorolnak olyan módszereket is, ahol például indukált aktivitás nem keletkezik. Ennek a tágabb értelemben vett aktivációs analízisnek a felosztását mutatjuk be az I. táblázaton.

### I. Táblázat

Az aktivációs analízis felosztása.

Módszer:	KÉSLELTETETT	PROMPT			
Besugárzás:	Neutron Töltött rész Foton, $\gamma$	Töltött rész (Nehéz ion)			
Mért sugárzás:	$\beta, \gamma$	$\gamma$	Töltött rész	n	$\alpha$ Szórás

A módszereket két nagy csoportba oszthatjuk, nevezetesen késleltetett és prompt módszerekre; aszerint, hogy a kilépő részecskéknek, azaz az analitikai jelnek a detektálása a besugárzás után vagy vele egyidőben történik. A további osztályozást maguk a bombázó részecskék szolgáltatják, amelyben a töltött részecskék külön csoportot képeznek. A neutronok, a fotonok, illetve a gamma-sugárzás a mintát teljes egészében átjárják és gyakorlatilag homogénean aktiválják. Ezzel szemben a töltött részecskék már az anyag felszíni rétegeiben lefékeződnek. A töltött részecskéknek ez az egyik tulajdonsága, amely lehetővé teszi a speciális analitikai feladatok megoldását.

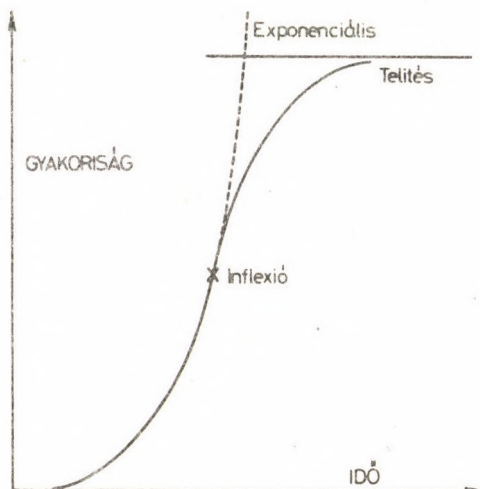
A nagyenergiájú töltött részecske-nyalábot, vagy a nehéz ionokat gyorsítókkal; ahol rendelkezésre áll, ciklotronokkal állítják elő.

Ciklotronok a neutronaktivációs analízisben is használhatók nagyenergiájú neutron-nyaláb létrehozására [1]. Deuteronokkal berilliumot bombázva ugyanis, 2-60 MeV között változtatható energiaeeloszlású neutronok nyerhetők. A módszer elterjedt alkalmazásáról ma még nem beszélhetünk, annak ellenére; hogy a neutronspektrum változtatása lehetőséget nyújt az optimális besugárzási körülmények létrehozására, például a mátrix [2] vagy egyéb zavaró hatások [3] kiküszöbölésére.

A közepes energiájú ciklotronok analitikai alkalmazhatóságát keresve tehát elegendő, ha a töltött részecskékkel végzett aktivációs analízist vesszük részletesebb vizsgálat alá.

### Prognózis a ciklotronok alkalmazásához

Egy tudományág, vagy akár egy szűkebb szakterület pillanatnyi helyzetének, a fejlődés várható ütemének becslésére szolgálhat az illető területről közölt dolgozatok gyakoriságeloszlásának vizsgálata [4]. A fejlődés kezdetén levő tudományággal kapcsolatban megjelenő dolgozatok száma kezdetben lassan növekszik. A növekedés mértéke később egyre gyorsabb, exponenciális lesz (1. ábra).



1. ábra

A fejlődés jellegét leíró ún. "logistic" görbe [4].

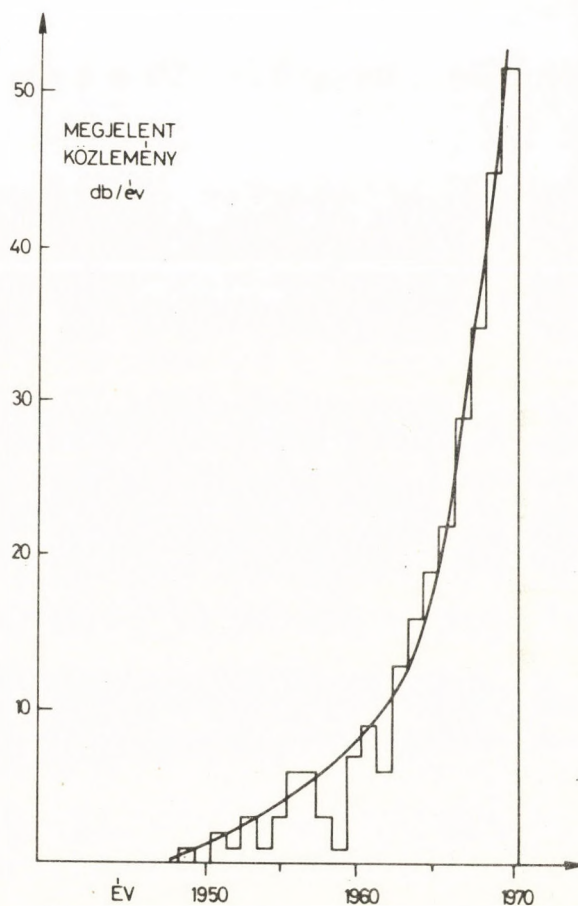


A fejlődés exponenciális marad mindaddig, amíg korlátozó tényezők nem lépnek fel. A publikációs aktivitást és vele együtt a tudományág fejlődést fékezi egyrészt az a tény, hogy egyre nehezebbé válik közlésre érdemes új dolgot produkálni, másrészt az, hogy a korábban leközölt módszerekből kurrens eljárások lettek. Az eloszlás görbe ezen korlátozó tényezők hatására eltér az exponenciális-tól, egy inflexiós ponton áthaladva, telítési érték felé közeledik; mintegy jelezve, hogy a tudományág többé már nem "divatos", hanem elfoglalta az őt megillető helyet.

A töltött részecskék analitikai alkalmazásával kapcsolatban megjelent közlemények időbeli eloszlását mutatja a 2. ábra, 1970-nel bezárólag.

2. ábra

A töltött részecskék analitikai alkalmazásával kapcsolatban megjelent közlemények évenkénti megoszlása 1970-nel bezárólag.



A görbe meredeken felfutó jellegű, inflexiós-pontja 1970-ig nem érzékelhető. Ez kétségtelen bizonyítéka annak, hogy a töltött-részecske aktiválás a nyomszennyezők analitikájában napjainkban is aktuális, fejlődőképes terület.

A mélyebb értékeléshez meg kellene határoznunk, hogy mi az arány a ciklotronok és az egyéb, főképpen a Van de Graaff gyorsítókkal végzett aktivációs analitika között. Ehhez azonban figyelembe kellene vennünk, hogy jóval több Van de Graaff gyorsító üzemel, mint ciklotron. A részletes analízis helyett megemlítjük, hogy 1973-ban, Saclay-ben megtartott nemzetközi aktivációs analitikai

konferencián a töltött részecskékkel végzett vizsgálatoknak közel 40 %-át ciklotronokkal végezték [5].

### A ciklotronok alkalmazásának egyes területei

A töltött részecskékkel végzett aktivációs analízis -amелlett, hogy a közepes és nehéz elemek meghatározására is alkalmas -elsősorban a könnyű elemek: Be, B, C, N, O és F analízisét szolgálja. Ezen elemek mennyiségének ismerete igen lényeges napjaink technológiai anyagaiban, ezzel szemben az egyéb analitikai eljárások érzékenysége nem mindig kielégítő.

Az analízis a töltött részecskék rövid hatótávolsága miatt lényegében a minta pár tíz mikrométer vastag felső rétegében történik. A könnyű elemeknél keletkezett radioaktív izotópok jórészt pozitron-sugárzással bomlanak, ezért a gamma-spektroszkópiánál lényegesen nagyobb szerephez jut a kémiai elválasztás. A felületi rétegek ismételt maratásával a szennyező elemek mélység-eloszlása is meghatározható.

### II. Táblázat

Tájékoztató meghatározás érzékenységek proton,  $^3\text{He}$  és  $\alpha$ -részecske aktiválásra  $10^{-9}$  g/g egységben.\*

Energia, MeV	Be	B	C	N	O		F
					$^{13}\text{N}$	$^{18}\text{F}$	
P <sub>5-15</sub>	-	0,1	20	0,2	1	40	2
$^3\text{He}_{5-20}$	3	1	1	30	-	1	20
$\alpha_{26-42}$	2	3	2	2	-	1	0,5

\* A legkisebb mérhető anyagmennyiségek a feltüntetett, általában használatos bombázó energiaintervallum felső határához tartoznak, továbbá  $10 \mu\text{A}$  részecskeárammal történő, egy felezési ideig tartó besugárzásra és 1000 dpm létrehozott aktivitásra vonatkoznak [6].

A II. táblázat az említett könnyű elemek meghatározási érzékenységeire tartalmaz kerekített, tájékoztató adatokat proton,  $^3\text{He}$  és alfa-aktiválás esetén [6]. A táblázatból látható, hogy minden elemnél található olyan magfolyamat, amely segítségével 1-2 ppb koncentráció a kérdéses elemből meghatározható.

A prompt reakciók alkalmazása a kémiai analízisben a szinképelemzés analógiája; azzal a különbséggel, hogy az idesorolt röntgen-

emissziós analízis kivételével –nem az elektronháj, hanem az atommag gerjesztése során fellépő sugárzás szolgáltatja az analitikai jelet. Egyes esetekben neutronok által kiváltott reakciók is számításba jöhetnek [7], azonban bombázó részecskéként főként töltött részecskéket választanak. A detektálásnak a magreakciónál kiváltott részecskéhez kell alkalmazkodnia (lásd az I. táblázatot), amely lehet gamma-sugárzás, töltött rész vagy neutron.

A prompt gamma-sugarak aránylag alacsony bombázó energiáknál kiválthatók a könnyű elemeknél. A fellépő rezonanciák lehetővé teszik a szennyezők mélység-eloszlásának meghatározását a bombázó rész energiájának változtatásával.

### III. Táblázat

Szennyezők mélység-eloszlásának vizsgálata  
prompt reakciókkal.

REAKCIÓ	REZONANCIA, keV	$E_\gamma$	ÉRZÉKENYSÉG, $\mu\text{g}/\text{cm}^2$	FELBONTÁS, $\mu\text{m}$
${}^7\text{Li}(p,\gamma)$	441	17,65 14,75	$5 \cdot 10^{-3}$	0,2
${}^{12}\text{C}(p,\gamma)$	459	2,36	2	0,5
${}^{15}\text{N}(p,\alpha\gamma)$	429	4,43	$5 \cdot 10^{-2}$	0,01
${}^{19}\text{F}(p,\alpha\gamma)$	873	6,13	$5 \cdot 10^{-5}$	0,1

A III. táblázat egyes könnyű elemeknél a protonbombázáskor fellépő rezonancia helyét, a kilépő gamma-sugár energiáját, a felületegységen meghatározható legkisebb mennyiséget és a mélység-felbontást tartalmazza, amelyet a rezonancia szélessége, illetve a további rezonanciák helye szab meg [8].

A prompt töltött részek detektálása energiaméréssel párosítva –gyakorlatilag a könnyű elemeknek minden zavarástól mentes meghatározását teszi lehetővé  $10^{-6}$   $\mu\text{g}$  érzékenységgel [9], továbbá mélységeloszlás meghatározására is alkalmas [10].

Az előbbieket kiegészítő módszereként tekinthetjük a töltött részecskékkel gerjesztett röntgenemissziós analízist, amely elsősorban a közepes és nehéz atomsúlyú elemek meghatározására alkalmas. Ennek az elektronhájban lejátszódó folyamatnak a nagy hatáskeresztmetszete miatt az analízis érzékenysége kedvező,  $10^{-3}$ - $10^{-4}$   $\mu\text{g}$  [8]. A módszer felületi rétegek analízisére, továbbá a vékony bombázó nyaláb mozgatásával a szennyezők felületi eloszlásának meghatározására is alkalmas.

Az elmondottak csupán nagy körvonalakban igyekeztek rámutatni a ciklotronok analitikai alkalmazásának sokoldalúságára és a nyert információk hasznosságára. A ciklotronokat a töltött részekkel végzett analiziseknél általában egyenértékűeknek tekinthetjük az egyéb gyorsítóberendezésekkel. Kivételt csupán a rácssíkokban elhelyezkedő szennyezőknek a töltött részek Rutherford-visszaszórásán alapuló analizise képez, ahol elsősorban Van de Graaff generátorokat alkalmaznak [11].

#### Irodalom

- [1] H. Münzel, KFK Nachr., 6 (1974) № 1, 9.
- [2] V. Krivan, H. Münzel, J. Radioanal. Chem., 15 (1973) 575.
- [3] R.O. Allen, G.W. Reed, J. Radioanal. Chem., 22 (1974) 63.
- [4] D.J. de Solla Price, Little Science, Big Science, Columbia Univ. Press, New York, 1963.
- [5] Intern. Conf. on Modern Trends in Activation Analysis, C.E.N. Saclay, 1972 okt. 2-6, J. Radioanal. Chem., 16 (1973) 375-603.
- [6] Ch. Engelmann, Proc. Conf. on the Uses of Cyclotrons in Chemistry, Metallurgy and Biology, C.B. Amphlett (Ed.), Butterworth, London, 1970, p. 328.
- [7] B.P. Zverev, J.F. Szimakin, M.M. Uszmanova, Zb. Aktivacion-nüj analiz v narodom hozjájsztve, FAN, Taskent, 1974. p. 142.
- [8] Ch. Engelmann, Bull. Inform. Sci. Techn., № 200 (1975 Févr) 113.
- [9] G. Amsel, J.P. Nadai, E. D'Artemare, D. David, E. Girardi, J. Moulin, Nucl. Instr. Methods, 92 (1971) 481.
- [10] E. Ligeon, M. Bruel, A. Bontemps, G. Chambert, J. Monnier, J. Radioanal. Chem., 16 (1973) 537.
- [11] S.T. Picraux, J.A. Borders, R.A. Langley, Thin Solid Films, 19 (1973) 371.

## FORRÓATOM-KÉMIA KÖZEPES ENERGIÁJU CIKLOTRONOKNÁL

BEREI KLÁRA, VASÁROS LÁSZLÓ, KISS ISTVÁN

MTA Központi Fizikai Kutató Intézete, Budapest

### Bevezetés

A forróatom-kémiai kutatásokban a legutóbbi időkig főként a neutronok által kiváltott, ezen belül is elsősorban az  $(n, \gamma)$  magreakciókat alkalmazták a radioaktív forróatomok előállítására, mivel nagy neutronforrások, a kutató reaktorok elterjedésével kaptak igazi lendületet a magkémia számára ez a sajátos területe. S csak néhány évvel ezelőtt fordult a figyelem a részecske gyorsítók, nem utolsósorban a ciklotronok felhasználása felé. Ezek jelentősége az említett kutatások szempontjából elsősorban az, hogy kiterjesztik a vizsgálható forróatomok körét [1].

A forróatom-kémia olyan nagysebességű atomok és ionok kémiai viselkedésével foglalkozik, amelyek a termikus reakcióktól eltérő, nagyenergiájú kémiai folyamatokban vehetnek részt [2], [3]. Előállításuk a Szilárd-Chalmers jelenség [4] felfedezése óta leggyakrabban a magátalakulások következményeinek felhasználásán alapul. A magátalakulás során keletkező új atom ugyanis a magviszszalökés révén többnyire olyan nagy kinetikus energiára tesz szert, hogy eredeti molekulájából kiszakadva nagysebességű atomként vagy ionként mozog az őt körülvevő közegben. Eközben nagy energiájú kémiai kölcsönhatásokba léphet környezeté termikus egyensúlyban levő molekuláival és különleges termékeket is létrehozhat. A kémiai reakciómechanizmusok felderítése terén a forróatom-kémiai kutatások jelentősége az, hogy a vizsgálható kölcsönhatások energia tartományát a nagy energiák felé jelentősen kiszélesítik. Ezenkívül egyre több gyakorlati alkalmazásra találnak, így pl. orvosi célokat szolgáló jelzett vegyületek előállításában.

Ciklotronban a különböző paraméterek, így elsősorban a bombázó részecskék fajtájának és energiájának variálásával lényegében bármelyik elem forróatom-kémiai vizsgálatra alkalmas izotópjá előállítható, sokszor olyanok is, amelyeknek kémiai megfelelője reaktorban nem kapható meg. E tekintetben tehát szerencsésen kiegészítik a reaktor adta lehetőségeket. Így például az oxigén ( $^{15}O$ ) és

nitrogén ( $^{13}\text{N}$ ) vizsgálatra alkalmas izotópjai ciklotronban viszonylag kis energiájú (7-8 MeV) deuteronok segítségével megkaphatók. A  $^{18}\text{F}$  izotóp reaktorban csak másodlagos magreakció útján, tríciummal szennyezve nyerhető, ciklotronban többféle magreakcióval is tisztán előállítható. A stabil izotóppal nem rendelkező asztáciumnak ciklotronban egész sor izotópja nyerhető, reaktorban pedig egy sem. Bizonyos forráatomokat természetesen gazdaságossági és kényelmi okokból továbbra is reaktorban célszerű előállítani.

A ciklotronok alkalmazásának e téren másik lényeges előnye, hogy a keletkezett forráatomok kezdeti kinetikus energiája igen tág határok között változtatható. A nagyenergiájú részecskékkel kiváltott magreakciókban ugyanis a visszalökési energia MeV nagyságrendű. Ugyanakkor a ciklotron különösen alkalmas neutrondeficit magok előállítására, amelyeknek pozitron kibocsátással vagy K-elektron befogással való bomlása viszonylag kis ( $\sim 10$  eV) nagyságrendű visszalökési energiával keletkező forráatomok tanulmányozására ad lehetőséget. Emellett az utóbbi magfolyamatokban képződő izotópok nagy gerjesztési energiával rendelkeznek, ami kiválóan hasznosítható jelzett vegyületek közvetlen előállításánál, mint erről még a későbbiekben szó lesz.

A részecskegyorsítók alkalmazása előnyeinek széles köréből csak egy-két jellemző példán szeretnénk bemutatni a közepes energiájú ciklotronok szerepét és jövőjét e kutatásokban.

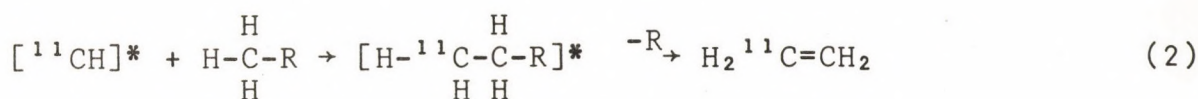
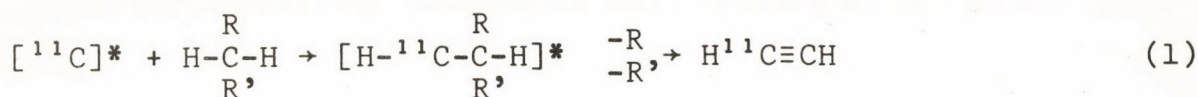
#### A szén-11

A szénatomok nagyenergiájú reakcióinak vizsgálatát elsősorban a nagyszámú szerves vegyület jelzésének gyakorlati problémái indokolják. Ugyanakkor közismert, hogy a szénatomok kémiájáról a szénvegyületek kémiájához képest meglehetősen hiányosak ismereteink. A magvisszalökés következményeinek vizsgálata tehát e vonatkozásban is hézagpótló [2], [3], [5], [6]. A forró szénatomok viselkedéséből általános következtetéseket lehet levonni más többvegyértékű forráatomok sajátosságaira is.

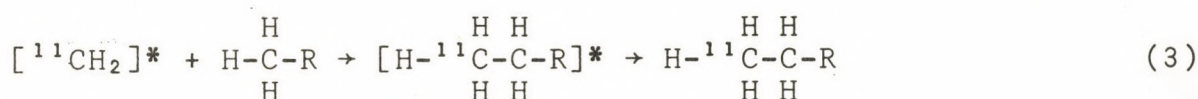
Reaktorban nitrogénből termikus neutronokkal előállítható  $^{14}\text{C}$  izotóp nem bizonyult alkalmasnak a forráatom-kémiai vizsgálatokra. Több mint ötezer éves felezési ideje ugyanis hosszú besugárzásokat tesz szükségessé és a nagy dózissal arányosan más olyan folyamatok is végbemennek, amelyek zavarják a forráatomok reakcióinak követését. Az ilyen vizsgálatokra sokkal alkalmasabb 20 perc felezési idejű  $^{11}\text{C}$  ciklotronban több magreakcióval is előállítható:  $^{14}\text{N}(p,\alpha)^{11}\text{C}$   $^{12}\text{C}(p,pn)^{11}\text{C}$   $^{10}\text{B}(d,n)^{11}\text{C}$

A  $^{11}\text{C}$  nagy energiájú kölcsönhatásai során nagyon sokféle terméket hoz létre. Stabilizálódása ugyanis általában több egymást követő reakciólépés eredménye. Szerves vegyületekkel két alapvető reakciótypust különböztethetünk meg: az egyik a forró szénatom hidrogénabsztrakciója, amelynek révén  $^{11}\text{CH}$ ,  $^{11}\text{CH}_2$ ,  $^{11}\text{CH}_3$  gyökök és metán ( $^{11}\text{C}$ ) képződik, a másik pedig a nagyenergiájú szénatom és a belőle hidrogénabsztrakcióval képződő metin-, illetve metilénygökök másik jellemző reakciója a C-H kötésbe való beépülés. Az így

keletkező, erősen gerjesztett intermedier termékek elbomlása főként kisebb szénatomszámú, sokszor telitetlen vegyületek képződéséhez vezet:

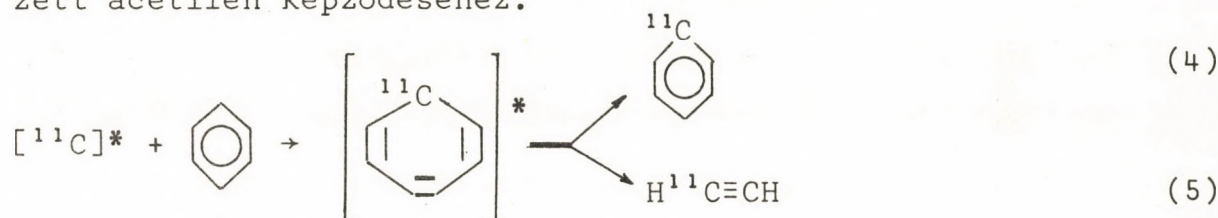


Ha az intermedier a szénlánc felhasadása nélkül stabilizálódik, a kiindulási vegyületnél eggyel nagyobb szénatomszámú termék keletkezhet:

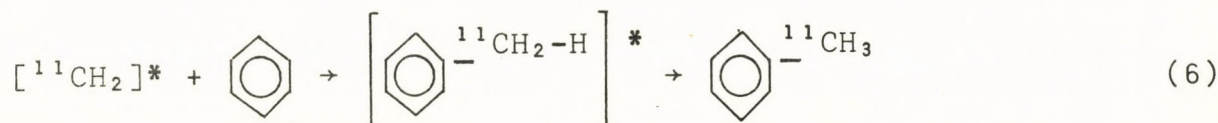


Alifás rendszerekben a legnagyobb hozammal  $^{11}\text{C}$ -gyel jelzett acetilén és etilén keletkezik.

Aromás rendszereknél megfigyelhető a C-C kötésbe való beépülés is [8], [9]. Ilyenkor héttagú gyűrűt tartalmazó gerjesztett intermedier keletkezik, amelynek elbomlása vezethet a kiindulási-nak megfelelő jelzett vegyület, vagy a gyűrű felhasadásával, jelzett acetilén képződéséhez.



Ugyanakkor nagy energiájú metilénygök C-H kötésbe való beépülése eggyel nagyobb szénatomszámú vegyület, például benzolból jelzett toluol, keletkezését idézi elő [6]:



Kétatomos gázokkal ( $\text{O}_2$ ,  $\text{N}_2$ ,  $\text{CO}$ , stb.) a szénatomok lineáris komplexet képeznek intermedierként, amely kétatomos  $^{11}\text{C}$ -gyel jelzett termékként stabilizálódik. Így oxigénnel  $^{11}\text{CO}$ , nitrogénnel  $^{11}\text{CN}$ -gök jön létre. Ez utóbbi reakció, amely a jelzett vegyületek előállításához rendkívül fontos kiindulási anyagok a radioaktív cianidok képződéséhez vezet, erősen endoterm folyamat lévén kizárólag forró atomokkal megy végbe.

## Az asztácium

A ciklotronok alkalmazásának egy másik érdekes példája az asztácium kémiai sajátosságainak vizsgálata [10]-[12]. Erről a radioaktív elemről, a halogén csoport ötödik tagjáról, melynek leghosszabb életű izotópjja is csak nyolc órás felezési idejű, még mindig keveset tudunk. Tulajdonságait csak részecskegyorsítók segítségével előállított izotópjai vizsgálata révén tanulmányozhatjuk. Kémiai vizsgálatokra vagy a három leghosszabb életű (209, 210, 211 tömegszámú) izotóp keverékét, vagy a legkedvezőbb tulajdonságú, 7,2 óra felezési idejű  $^{211}\text{At}$ -et alkalmazzák. Ez utóbbi előállítására közepes energiájú ciklotronnal a Bi besugárzása látszik a legjárhatóbb utnak. Nehézségek ugyan ebben az esetben is adódnak egyrészt a célanyag hűtésével és feldolgozásával kapcsolatban, másrészt mert a 211-es izotóp mellett At más izotópjai is keletkezhetnek a  $^{209}\text{Bi}(\alpha, xn) ^{213-x}\text{At}$  reakció révén. Ezek közül a rendkívül mérgező  $^{210}\text{Po}$ -má ( $T_{1/2}=138$  nap) bomló  $^{210}\text{At}$  képződésének veszélye a legnagyobb. Ezt a veszélyt az alfa-nyaláb energiájának kellő megválasztásával lehet elkerülni.\*

A dubnai Egyesített Atomkutató Intézettel való együttműködés keretében Magyarországról már eddig is többen végezhetünk kutatásokat az asztáciummal kapcsolatban, igaz, hogy nem közepes energiájú, hanem nagy energiájú nyalábok előállítására alkalmas szinkrociklotronnal. Itt az asztácium izotópokat fém tórium 660 MeV energiájú protonokkal való bombázása során nyertük vagy közvetlen spallációs termékeként a három leghosszabb életű At-izotóp keverékét, vagy az  $^{211}\text{At}$ -et a spallációs terméként nyert  $^{211}\text{Rn}$ -ből az alábbi magfolyamat eredményeként:  $^{211}\text{Rn}(\text{EC}) ^{211}\text{At}$ .

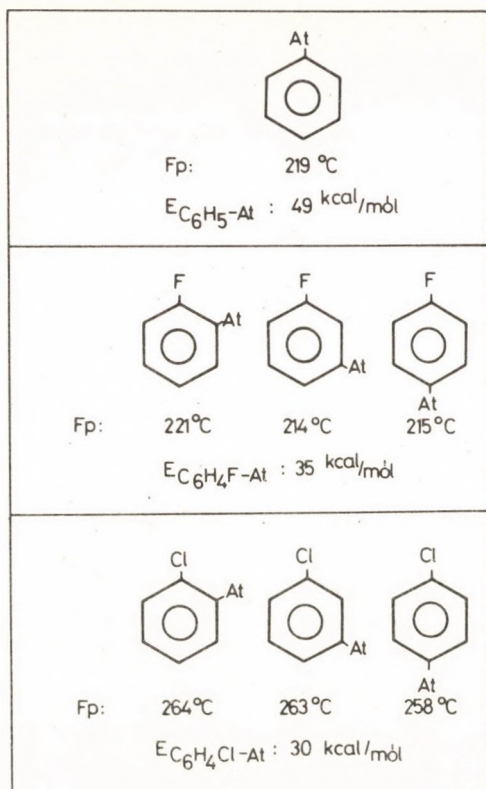
Több eredmény született az At szerves kémiai formáinak meghatározása, elektroforézissel való azonosítása, kicserélődési reakciók vizsgálata terén [16], [17]. Ujabban pedig néhány új szerves At-vegyületet sikerült előállítanunk, és egyes fizikai kémiai sajátosságait gázkromatográfiás módszerrel, a megfelelő halogén-származékokkal való összehasonlítás alapján meghatároznunk [18]. Az 1. ábra mutatja az új At-származékokat, azok forráspontjait és a C-At kötés energiájának közelítő értékeit.\*\* Az említett gázkromatográfiás módszerrel, az analóg halogénvegyületek retenciós indexeinek összevetése alapján e vegyületek egyéb molekuláris tulajdonságainak, így pl. molpolarizációjának és dielektromos állapotainak meghatározása is folyamatban van.

---

\* A pontos gerjesztési függvények ismeretének fontosságára és hiányosságaira jellemző, hogy a 210-es izotóp képződésének küszöbenergiájára az irodalom különböző helyein megadott 29 MeV [13] értékkel ellentétben 1974-es mérések [14], [15] azt mutatják, hogy ez az érték 18 MeV alatt van, és kb. ennél az energiánál van a 211-es asztácium képződési hatáskeresztmetszetének maximuma is.

\*\* E vegyületek közül az asztatobenzol előállításáról más más szerzők is beszámoltak [19], [20]. Az 1. ábrán feltüntetett forráspont és kötési energia értékeket mi határoztuk meg.





1. ábra

Asztato-benzol és az ujonnan előállított fluor-asztato-benzol valamint klór-asztato-benzol izomerek gázkromatográfiás uton meghatározott forráspont és C-At kötési energia értékei.

Elsőként végeztünk forráatom-kémiai vizsgálatokat az  $^{211}\text{At}$ -gyel [21]. Ezek során sikerült megállapítanunk, hogy a szervetlen rendszerekben gyakran fémes tulajdonságokat mutató asztácium, nagy energiájú reakcióiban, szerves közegben, a többi halogénhez hasonlóan viselkedik. Erre utal, hogy pl. aromás rendszerekben halogén- és hidrogén-helyettesítési reakciókban vesz részt, amelyek hozama jól beleillik a többi forró halogénnel kapott hozamok sorába.

### Jelzett vegyületek előállítása magvisszalökéssel

A ciklotronnal végezhető forráatom-kémiai vizsgálatokra egy fontos alkalmazási lehetőség, a magvisszalökésen alapuló közvetlen jelzés hívta fel a figyelmet, és ez a gyakorlati cél szabja meg jelenleg az e téren folyó kutatások egészét [22].

Az utóbbi években egyre nagyobb jelentőségre tesznek szert az orvosi alkalmazásban a ciklotronban előállítható rövid felezési idejű izotópok [23]. Ezek előnyei a gyógyászati gyakorlatban közismertek (kisebb sugárdózis, ismételt adagolás lehetősége, jobb felvételek, stb.). A rövid felezési idő azonban a jelzett vegyületek gyors előállítását teszi szükségessé. Ezért keresik az új, a hagyományos és sokszor időigényes kémiai szintézistől eltérő előállítási módokat.

A magvisszalökés kémiai következményeinek felhasználása, vagy ahogy újabban nevezik "közvetlen jelzés" egyes speciális esetek-

ben lehetővé teszi a jelzett vegyületnek a besugárzás pillanatában való, vagyis az elképzelhető leggyorsabb előállítását. De még akkor is, ha nem az alkalmazásra kerülő preparátumot magát, hanem annak egy kiindulási anyagát nyerik közvetlenül a besugárzás során, jelentősen lerövidíthető a bonyolultabb jelzett vegyületek gyártása. A módszer másik előnye, hogy alkalmas nagy fajlagos aktivitású, sokszor hordozómentes preparátumok előállítására is.

Az I. táblázatban néhány jellemző példát soroltunk fel a közvetlen jelzés rutinszerű alkalmazására. Figyelemreméltó, hogy a szilárd célanyagot lehetőség szerint áramló gázzal helyettesítik. Ez egyrészt csökkenti a célanyag felmelegedésével járó problémákat, másrészt lehetővé teszi a gázalaku jelzett termékek folyamatos elvezetését: ezt hívják "on-line" jelzésnek.

A  $^{11}\text{C}$  reakcióról már szó volt. Segítségével a szerves molekulák biológiai aktivitásuk megváltoztatása nélkül jelezhetők.  $^{11}\text{C}$ -gyel általában a bonyolultabb vegyületek kiindulási anyagait jelzik közvetlen szintézis révén. Ezek közül talán legfontosabb a hordozómentes  $^{11}\text{CO}_2$ , amelynek segítségével az észter és sav típusú vegyületek, valamint egyes peptidok szintézise általában  $\frac{1}{2}$ -1 órában belül megvalósítható [24]-[26].

A hordozómentes  $\text{H}^{11}\text{CN}$ -t, amit kizárólag nagy energiájú  $^{11}\text{C}$ -atomok reakciója révén nyernek hidrogénnel kevert nitrogén gázból, aminok és aminosavak jelzéséhez használnak fel [27]-[29].

Ugyancsak a visszalökött szénatomok reakcióján alapul a hordozómentes acetilénnek, sok jelzett biomolekula kiindulási anyagának közvetlen előállítása c-propánból vagy más szénhidrogénekből. A 10 perc felezési idejű  $^{13}\text{N}$  orvosi alkalmazása egyelőre sokkal szűkebb körre szorítkozik. A metán-, illetve propángáz besugárzásával közvetlenül nyert  $^{13}\text{NH}_3$  felhasználható tumorok lokalizálására, máj és vese-funkció vizsgálatokra, valamint kiindulási anyagként amino-savak jelzésére [31]-[33].

A  $^{18}\text{F}$ -izotóppal jelzett készítmények a fluorvegyületeknek az emberi szervezetben játszott szerepe mellett azért fontosak, mert a fluoratom kis térfogata és nagy kötési energiája következtében a hidrogénatom helyébe beépülve legtöbbször nem változtatja meg lényegesen az anyag biológiai aktivitását. A legtöbb fluórvegyület toxikus tulajdonságai miatt gyakran fontos a hordozómentes formában való előállítás, ami közvetlen jelzéssel többnyire megvalósítható. Általában neongázt vagy oxigéntartalmú vegyületeket sugároznak be. Áramoltatott neongázhoz megfelelő adalékokat elegyítve olyan intermedier termékeket ( $\text{NO}^{18}\text{F}$ ,  $\text{H}^{18}\text{F}$ ,  $\text{F}^{18}\text{F}$ ,  $\text{Cl}^{18}\text{F}$ ) állítanak elő "on-line" rendszerben, amelyek kiválóan alkalmasak a biomolekulák (szteránvázas vegyületek, aminosav-származékok [34]-[36]) gyors jelzésére. Másrészt a neongázból keletkező  $^{18}\text{F}$  atomokkal sikeresen jelezhetők az edény falára abszorbeáltatott bonyolultabb vegyületek is, pl. az 5-fluór- ( $^{18}\text{F}$ )-uracil [37]. Hasonló módon állítottuk elő oxigén gáz  $^3\text{He}$ -részecskékel való bombázása révén  $^{18}\text{F}$ -cal jelzett koleszterint [38].

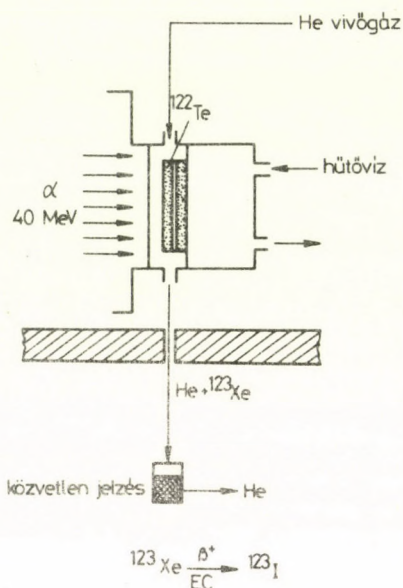
Diagnosztikai célokra jól használható jódiotóppal,  $^{123}\text{I}$ -mal jelzett vegyületek közvetlen előállítása egy új és sokat ígérő mód-

I. Táblázat  
A "közvetlen jelzés" gyakorlati alkalmazása

Izotóp	T <sub>1/2</sub>	Magreakció	Részecske energia /MeV/	Célanyag	Jelzett vegyületek	Irodalom
<sup>11</sup> C	20 perc	<sup>14</sup> N/p,α/ <sup>11</sup> C <sup>12</sup> C/p,pn/ <sup>11</sup> C <sup>10</sup> B/d,n/ <sup>11</sup> C	13 40 15	N <sub>2</sub> /O <sub>2</sub> ,H <sub>2</sub> / c-propán B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	<sup>11</sup> CO, <sup>11</sup> CO <sub>2</sub> , H <sup>11</sup> CN, <sup>11</sup> CH <sub>4</sub> H <sup>11</sup> C≡CH <sup>11</sup> CO, <sup>11</sup> CO <sub>2</sub>	[26-29] [30] [24,25,28]
<sup>13</sup> N	10 perc	<sup>12</sup> C/d,n/ <sup>13</sup> N	7	metan,propán	<sup>13</sup> NH <sub>3</sub>	[31-33]
<sup>18</sup> F	110 perc	<sup>20</sup> Ne/d,α/ <sup>18</sup> F <sup>16</sup> O/ <sup>3</sup> He,p/ <sup>18</sup> F	11 30	Ne /H <sub>2</sub> ,NO,F <sub>2</sub> , Cl <sub>2</sub> / H <sub>2</sub> O, O <sub>2</sub> , NO	H <sup>18</sup> F,NO <sup>18</sup> F,F <sup>18</sup> F,Cl <sup>18</sup> F, 5-fluor- [ <sup>18</sup> F] -uracil <sup>18</sup> F <sup>-</sup> ,NO <sup>18</sup> F, [ <sup>18</sup> F] -ko- leszterin	[34-36] [37] [38]
<sup>123</sup> I	13,3 óra	<sup>122</sup> Te/α,3n/ <sup>123</sup> Xe $\xrightarrow[\beta^+]{EC}$ <sup>123</sup> I	42	<sup>122</sup> Te /95%-ra dusi- tott/	<sup>123</sup> I-tirozin, <sup>123</sup> I-dezoxi-uridin, <sup>123</sup> I-fibrinogén <sup>123</sup> I-inzulin, <sup>123</sup> ICI	[39-42]

szernek, az un. "gerjesztési jelzésnek" jellemző példája. A  $^{123}\text{I}$ -izotóp  $^{123}\text{Xe}$ -ből K-elektronbefogással és pozitron kibocsátással képződik, viszonylag kis (kb. 10 eV) kinetikus és igen jelentős elektron gerjesztési energiával. Elsősorban ez utóbbi okozza a keletkezett atom nagy reakciókészségét (innen az elnevezés), a környező molekulákba nagy valószínűséggel való beépülését.

A gyakorlati megvalósítás elvét a 2. ábra mutatja [39].



2. ábra

A  $^{123}\text{I}$ -mal történő "gerjesztési jelzés" sematikus bemutatása.

Ciklotronban a 122-es izotópra 95 %-ban dúsított tellurból 40-46 MeV energiájú alfa-nyalábbal  $^{123}\text{Xe}$ -at állítanak elő, amit (külső nyaláb esetén) He-áram segítségével folyamatosan elvezetnek, majd egy olyan edényben fagyszttják ki, amely tartalmazza a jelezni kívánt vegyületet. A  $^{123}\text{Xe}$  bomlásakor keletkezett  $^{123}\text{I}$  "in situ" reagál a jelenlévő anyaggal. Ilyen módon sok jelzett vegyületet állítanak elő ( $^{123}\text{I}$ -mal jelzett tirozin, cián-zöld, inzulin, fibrinogén, stb.) rutinszerűen. Klórgáz jelenlétében pedig kb. 90 %-os hozammal kiváló jódozó ágenset  $^{123}\text{ICl}$ -at állítottak elő [40 - 42].

A fentihez hasonló módon több, "gerjesztési jelzés"-re alkalmas radioaktív izotópot lehet előállítani. Így pl. mind az öt halogén radioaktív izotópja előállítható a megfelelő nemesgáz "generátor" segítségével. Legutóbb a  $^{76}\text{Kr}$  és  $^{77}\text{Kr}$  generátorokból képződő  $^{76}\text{Br}$  és  $^{77}\text{Br}$  izotópok nagyenergiájú reakcióiról hangzott el előadás a 8. Nemzetközi Forráatom-kémiai Szimpozionon [43], ami biztató jelnek tekinthető ezen izotópok közvetlen jelzésre való alkalmazására a közeljövőben.

Egyelőre nem számolhatunk be az  $^{211}\text{At}$ -gyel jelzett vegyületek közvetlen módon való előállításáról, orvosi felhasználásra. Pedig az  $^{211}\text{At}$  kedvező nukleáris tulajdonságai (rövid felezési idejű, nagyenergiájú, s ezért kis hatótávolságú alfa-sugárzó) alkalmassá teszik biológiai és orvosi alkalmazásra.

Az At felfedezése után rövid idővel már tanulmányozni kezdték biológiai szerepét. Jelenleg kísérleteztek az  $^{211}\text{At}$ -gyel jelzett vegyületek orvosi és biológiai alkalmazásával (pajzsmirigy-funkció vizsgálat beteg szövetek lokális sugárterápiája - lásd [23] 2. kötet, 171. oldal), de közvetlen jelzéssel való előállításuk még a további kutatások feladata.

Az ismertetett példákkal, teljességre való törekvés nélkül azt szeretnénk volna bemutatni, hogy a ciklotronnal végezhető forró-atom-kémiai kutatások tudományosan érdekes és egyre szélesebb gyakorlati alkalmazásra találó eredményeket hoztak és hoznak a jövőben.

### Irodalom

- [1] L. Lindner, Panel on Theory of Hot Atom Chemistry, IAEA, Vienna, 1974. máj. 13-17.
- [2] G. Stöcklin, Chemie heisser Atome, Verlag Chemie, 1969
- [3] Berei K., Vasáros L., Gyors atomok kémiája, A kémia újabb eredményei /megjelenés alatt/
- [4] Szilárd L., T.A. Chalmers, Nature, 134 (1934) 462.
- [5] A.P. Wolf, Advances in Physical Organic Chemistry, 2 p. 201. Academic Press, London, 1964
- [6] A.P. Wolf, Panel on Theory of Hot Atom Chemistry, IAEA, Vienna, 1974 máj. 13-17.
- [7] A.G. Maddock, R. Wolfgang, Nuclear Chemistry, II p. 213. Academic Press, London, 1968
- [8] T. Rose, C. MacKay, R. Wolfgang, J. Amer. Chem. Soc. 89 (1967) 1529.
- [9] R.L. Williams, A.F. Voigt, J. Phys. Chem. 73 (1969) 2538
- [10] A.H.W. Aten Jr., Advances in Inorganic and Radiochemistry, 6 p. 207. Academic Press, London, 1964
- [11] V.D. Nefedov, Ju.V. Norszejev, M.A. Toropova, V.A. Halkin, Uszp. Him. 37 (1968) 193.
- [12] E.H. Appelman, MTP International Review of Sciences, Inorganic Chemistry, Ser. 1., 3 p. 181. Butterworth, London, 1972
- [13] E. Kelly, E. Segré, Phys. Rev. 103 (1949) 704.
- [14] J.D. Stickler, K.J. Hofstetter, Phys. Rev. C, 9 (1974) 1064.
- [15] K.J. Hofstetter, J.D. Stickler, Phys. Rev. C, 9 (1974) 1072.
- [16] G.Á. Nagy, V.A. Halkin, Ju.V. Norszejev, Magy. Kém. Folyóirat 73 (1967) 191.

- [17] G.Á. Nagy, V.A. Halkin, Magy. Kém. Folyóirat
- [18] Vasáros L., Berei K., Ju.V. Norszejev, V.A. Halkin, Magy. Kém. Folyóirat. 80 (1974) 487.
- [19] G. Samson, A.H.W. Aten Jr., Radiochim. Acta 13 (1970) 220.
- [20] V.I. Kuzin, V.D. Nefedov, Ju.V. Norszejev, M.A. Toropova, V.A. Halkin, Radiochim. 12 (1970) 414.
- [21] Vasáros L., Berei K., Ju.V. Norszejev, 8<sup>th</sup> International Hot Atom Chemistry Symposium, Spa-Belgium, 1975 máj.25-30.
- [22] Berei K., Vasáros L., Kiss I., Kém. Közl. (megjelenés alatt)
- [23] Radiopharmaceuticals and Labelled Compounds, IAEA, Vienna, 1973
- [24] M.G. Straatman, A.G. Hortman, M.J. Welch, J.Label. Comp. 10 (1974) 175.
- [25] M.G. Straatman, M.J. Welch, J.Nucl. Med. 16 (1975) 425.
- [26] H.J. Machulla, G. Stöcklin, P. Laufer, Radichem. Radioanal. Lett. 18 (1974) 275.
- [27] D.R. Christman, R.M. Hoyte, A.P. Wolf, J. Nucl. Med. 11 (1970) 474.
- [28] R.D. Finn, D.R. Christman, J.J. Ache, A.P. Wolf, Int. J. Appl. Rad. Isotopes 22 (1971) 435.
- [29] J.F. Lamb, R.W. James, H.S. Winchell, Int. J. Appl. Rad. Isotopes 22 (1971) 475.
- [30] M.J. Welch, J.F. Lifton, C.C. Carter, J. Nucl. Med. 12 (1971) 368.
- [31] W.W. Hunter Jr., W.G. Monahan, J. Nucl. Med. 12 (1971) 368.
- [32] R.S. Tilbury, J.R. Dahl, W.G. Monahan, J.S. Laughlin, Radiochem. Radioanal. Letters 8 (1971) 317.
- [33] W.G. Monahan, R.S. Tilbury, J.S. Laughlin, J. Nucl. Med. 13 (1972) 274.
- [34] M.J. Welch, J.P. Lifton, P.P. Gaspar, J. Nucl. Med. 12 (1971) 409.
- [35] R.M. Lambrecht, C. Mantescu, J.S. Fowler, A.P. Wolf, J. Nucl. Med. 13 (1972) 785.
- [36] J.S. Fowler, R.D. Finn, R.M. Lambrecht, A.P. Wolf, J. Nucl. Med. 14 (1973) 63.
- [37] E. Lebovitz, P. Richards, J. Baranowsky, J. Nucl. Med. 13 (1972) 392.
- [38] T. Nagai, J. Nucl. Med. 11 (1970)217.
- [39] R.M. Lambrecht, A.P. Wolf, Radiat. Res. 52 (1972) 32.
- [40] M.D. Loberg, M.J. Welch, J. Nucl. Med. 12 (1971) 448.
- [41] R.M. Lambrecht, C. Mantescu, C.S. Redvanly, A.P. Wolf, J. Nucl. Med. 13 (1972) 266.

- [42] K.A. Krohn, M.D. Loberg, M.J. Welch, Radiat. Res.  
51 (1972) 501.
- [43] J.J. Frost, M.J. Welch, 8<sup>th</sup> International Hot Atom Chemistry  
Symposium, Spa-Belgium, 1975 máj. 25-30.





## CIKLOTRONOK FELHASZNÁLÁSA A SUGÁRHATÁSKÉMIÁBAN

FÖLDIÁK GÁBOR

MTA Izotóp Intézete, Budapest

A szoros értelemben vett sugárhataškémia (sugárzaskémia, sugárkémia) az  $\alpha$ -,  $\beta$ - és  $\gamma$ -sugárzások, röntgensugárzás, a gyorsított elektronok, protonok, deuteronok és a gyors neutronok hatására lejátszódó kémiai reakciókkal foglalkozik. A szó tágabb értelmében vett sugárhataškémia tárgykörébe tartozik még a látható és az ultraibolya fény révén végbemenő reakciókat tárgyaló fotokémia, a magreakciók során keletkezett atomok és ionok kémiája, tehát az imént tárgyalt forróatomkémia, valamint a villamos térerősség hatására lejátszódó folyamatokat tanulmányozó villamoskísülés-kémia. Míg a kisfeszültségű reakciók főleg tömeg-spektrométerekben játszódnak le, a nagyfeszültségű folyamatokat, illetve azok egy részét az utóbbi években plazmakémiának nevezik. Bizonyos szempontból "sugárhataškémia" az ultrahang kémiai hasznosításának tudománya, a szonokémia is, amely a hallható, illetve azt meghaladó frekvenciájú hang kémiai hatásával foglalkozik.

A felsorolt sugárzások - az esetek egy részében a fény kivételével - részben ionizálják a besugárzott közeget: ezért az ionizáló sugárzás összefoglaló elnevezést kapták, bár ez sem teljesen szabatos. Energiájuk tehát meghaladja az ionpár képződéshez szükséges mintegy 20-30 eV-ot; másként kifejezve: a megfelelő elektromágneses sugárzás hullámhossza rövidebb, mint 10-100 nm. A gyakorlatban - ez utóbbi definíciónak megfelelően - sugárhataškémiának általában azoknak a folyamatoknak az összességét nevezik, melyek ionizáló sugárzás hatására játszódnak le.

A sugárhataškémiai célokra szolgáló sugárforrások közül szinte egyeduralgok a nagyaktivitású radioaktív  $^{60}\text{Co}$  izotóppal töltött nagyteljesítményű besugárzó berendezések és az elektrongyorsítók, éspedig ez utóbbiak általában maximálisan 5 MeV energiára és kb. 10 kW teljesítményre szerkesztve. Figyelembevéve, hogy a kémiai kötések energiája legtöbbször nem éri el a 100 kcal.mól<sup>-1</sup>, tehát kb. 4 eV.részecske<sup>-1</sup> értéket, mind a  $^{60}\text{Co}$ -, mind pedig a már említett elektrongyorsító-sugárforrások energiája mintegy 5 nagyságrenddel haladja meg a kémiai disszociációhoz szükséges energia értékét. Ehhez képest a ciklotronok 50-100 MeV körüli energiája mindössze 1-2 nagyságrend további növekedést

jelent, tehát 5 nagyságrend helyett 6-7 nagyságrenddel nagyobbak az említett kémiai energiáknál, ugyanakkor viszonylag kis teljesítményük miatt eleve csak kutatási célra alkalmasak.

Kimutatható, hogy a sok nagyságrendnyi energiakülönbség ellenére a besugárzás is alkalmas szelektív kémiai folyamatok keltésére, ha nem is olyan mértékben, mint a fény. Ez azt jelenti, hogy egy-egy molekula kötési energiájának néhány  $\text{kcal.mol}^{-1}$ , tehát tized  $\text{eV.molekula}^{-1}$  mértékű változása is jelentősen befolyásolja a sugárhatás-kémiai reakciót. Szénhidrogének radiolízisével sikerült pl. megállapítanunk, hogy valamely kötés disszociációs energiájának csökkenése  $80 \text{ kcal.mol}^{-1}$  körüli értékéről  $176 \text{ kcal.mol}^{-1}$ -ra, tehát mindössze 5 % körüli változás, egyes termékek hozamát 2-3-szorosra növelte, sőt némely izomerizálási folyamatok bruttó irányát  $1 \text{ kcal.mol}^{-1}$  ( $0,05 \text{ eV.molekula}^{-1}$ ) értéknél kisebb képződési szabadentalpia különbségek határozzák-meg.

Míg tehát a sugárhatás-kémiai folyamatokat a vegyület oldaláról a szelektivitás jellemzi, az ionizáló sugárzás energiája nem, vagy csak alig befolyásolja a folyamatot: a tömegspektrométerben a néhány-tíz  $\text{V cm}^{-1}$  térerősség és a MeV körüli energiájú  $^{60}\text{Co}$  hatására lejátszódó folyamatok sugárhatás-kémiai szempontból gyakorlatilag azonos eredményre vezetnek.

Ezek szerint tehát nem meglepő, hogy az irodalom gondos tanulmányozása ellenére szinte általában nem sikerült olyan dolgozatokra bukkanni, amely szisztematikus sugárhatás-kémiai kísérletekre az 50-100 MeV nagyságrendű, vagy azt meghaladó energiájú ciklotronok, esetleg más gyorsítók használatáról számoltak volna be.

Ciklotronokkal, illetve általában a nagyenergiájú gyorsítókkal csak akkor végeztek sugárhatás-kémiai kísérleteket, amikor a sugárzás pl. a deuteron vagy héliumionok, illetve az alfa-részecskék LET-értékének a befolyását kívánták tanulmányozni, bár ilyen részecskék is egyszerűbben nyerhetők izotópok segítségével. Megállapították, hogy a LET-érték növelése a sugárhatás-kémiai hozamra jellemző, a 100 eV elnyelt sugárzó energia hatására keletkező vagy átalakult molekulák, stb. számával kifejtett G-érték kisebb-nagyobb mértékű csökkenésével jár. Történtek lépések a jelenségek kinetikájának kvantitatív értékelésére is.

Bizonyos kutatások folytak a dozimetriával kapcsolatban is, pl. a kémiai dozimetria alkalmazhatóságáról a ciklotronokkal besugárzott tér dózisteljesítmény eloszlásának meghatározására. Ezek a vizsgálatok azt igazolták, hogy a ciklotronok dozimetriájára a fizikai módszerek alkalmasabbak, mint a kémiai dozimetria.

Ugyanakkor azonban szeretnék említést tenni egy teljesen más jellegű ciklotronalkalmazási területről, mely a sugárhatás-kémia, de általában a korszerű reakciókinetikai kutatások segítésére szolgál. Ennek az ún. ion-ciklotron-rezonancia-spektroszkópiának a jelentősége az utóbbi években gyorsan fokozódik. A ciklotron feladata ebben a rendszerben az, hogy mindössze  $10^{-7}$ - $10^{-5}$  Torr nyomású térben a villamos térerősség hatására képződött ionoknak az élettartamát  $10^{-4}$ - $10^{-3}$  s-re meghosszabbítsa, és ezzel lehetővé tegye másodlagos kémiai folyamatok, ion-molekula reakciók

vizsgálatát: a ciklotron tehát végeredményben a tömegspektrométer, mint "sugárforrás" hatékonyságát nemcsak mennyiségileg, de minőségileg is javítja. A legegyszerűbb esetben a spektrumot fix frekvencia mellett a mágneses térerősség függvényében veszik fel, de lehetőség nyílik pl. a frekvencia és a térerősség együttes változtatására is. Az ion-ciklotron-rezonancia-spektroszkópiával nemcsak az egyes ion-molekula reakciók hatáskeresztmetszete állapítható meg, hanem komplex, kompetitív-konszekutív reakciók is felderíthetők. Már mi is tettünk lépéseket, hogy a szénhidrogének sugárkémiájának vizsgálatára - megfelelő kooperációval - e módszert is alkalmazhassuk.

### Irodalom

Amphlett, C.B. (Ed.) : The Use of Cyclotrons in Chemistry, Metallurgy and Biology, Butterworth, London 1970

Földiák, G.: Sugárhatás-kémiai technológia, Budapest  
Atomtechnikai Tanfolyam - Tankönyvkiadó - Budapest 1966

Lias, S.G., Ausloos, P.: magánközlés



## CIKLOTRON AZ IZOTÓPTERMELÉSBEN

VERES ÁRPÁD

MTA Izotóp Intézete, Budapest

### 1. Bevezetés

A radioaktív anyagokat a felhasználások főbb jellegzetességei alapján az alábbi önkényes csoportokba sorolhatjuk.

#### I. Primér radioaktív készítmények

- a/ Reaktorizotópok
- b/ Ciklotronizotópok
- c/ Hasadási termékek

#### II. Jelzett szerves vegyületek ( $^3\text{H}$ , $^{14}\text{C}$ stb.)

#### III. Zárt sugárforrások

- a/ Nagyaktivitású ipari és terápiás sugárforrások
- b/ Radiográfiai sugárforrások
- c/ Műszereket vezérlő, laboratóriumi és orvosi applikációs sugárforrások
- d/ Izotópos neutron források

#### IV. Hasadó anyagok (U, Th, Pu)

A radioaktív izotópok széles körű felhasználásában egyre nagyobb mértékben alkalmaznak ciklotron termékeket. Ez érthető akár az orvosi készítmények követelményére - nagy tisztaság, nagy fajlagos aktivitás és rövid felezési idő - gondolunk, akár a népgazdaság speciális igényeit kísérvük figyelemmel. Ha nem is lesz oly széles körű a ciklotron izotópok elterjedtsége, mint az atomreaktorokban neutron reakciókkal létrehozottaké, a növekvő tendencia napjainkban kétségtelen. Az I/a és I/b-ben említett termékcsoportokkal szemben hasonlóak az igények és esetenként helyettesíthetők is egymást, ezért összehasonlításaink a továbbiakban rájuk vonatkoznak.

Ha szemügyre veszünk egy-egy radioizotóp-készítményeket tartalmazó katalógust, megállapíthatjuk, hogy a reaktorizotópok száma 80-150 körül mozog, ugyanakkor a ciklotron izotópok is elérik a 30-50-et. Utóbbiak elterjedtségét azonban jelentékenyen hátráltatták a beszerzési nehézségek, bizonyos esetekben a nem kielégítő aktivitás mennyiségek és nem utolsósorban áraik. E téren a ciklotronok teljesítményének és számának növekedése hozhat némi javulást. A ciklotronban előállítható izotópok ismertetése után ejtünk néhány szót a két termékcsoporthoz közöti arányok alakulásáról.

## 2. Aktiválás és radiokémiai feldolgozás

A ciklotronban történő aktiváláshoz lényegében három főbb kérdés-csoportot kell megoldani.

- a/ Biztosítani kell a különböző töltött-részecske nyalábokat az egyes magreakciókhoz szükséges energiával (5-50 MeV).
- b/ Ki kell alakítani a különböző céltárgyak besugárzási körülményeit figyelembe vevő berendezést, forgató, hűtő, stb. berendezéseket.
- c/ Meg kell keresni a maximális hozamu magreakciót.

Az ily módon kapott radioaktív alapanyag kinyerése a céltárgyból, a különböző igényeknek megfelelő vegyületek előállítása, illetve az alapanyag további feldolgozása radiokémiai laboratóriumokban, a reaktorizotópokéhoz hasonló módon történhet. Atomreaktorban zömmel rendszámváltozással nem járó előállítási reakció alapján kapjuk a sugárzó anyagot, sok radioaktív melléktermékkel. Ciklotronban viszont a rendszámváltozással járó magreakció a domináló és kevesebb a melléktermék. Ezért utóbbi radiokémiai feldolgozása könnyebb, a target előkészítése viszont nehezebb.

### 2.1 Besugárzó berendezések

A radioizotópok előállítására elsősorban a közepes méretű és energiájú (5-50 MeV) ciklotronok terjedtek el. Napjainkban előtérbe került a kisméretű ciklotronok gyártása is kifejezetten rövid felezési idejű izotópok előállítására, főleg nagyobb orvosi centrumokban [1]. Hasonló berendezés kialakítása van folyamatban a KGST keretén belül is, melynek főbb adatai az alábbiak.

A részecske energiája protonokra 5-20 MeV, deuteronokra 10-11 MeV,  $^3\text{He}$ -ra 8-27 MeV és alfa-részecskékre 20-22 MeV. A töltött részecske belső nyaláb intenzitása protonra és deutériumra 300  $\mu\text{A}$ , a külső pedig 50  $\mu\text{A}$ , a  $^3\text{He}$  és  $\alpha$ -részecskére ezen adatok 50  $\mu\text{A}$ , illetve 25  $\mu\text{A}$ . Helyigénye: a ciklotron és a target helyisége 50+20  $\text{m}^2$ , a radiokémiai labor és egyéb segédhelyiségek 130  $\text{m}^2$ . Az I. táblázat tartalmazza egy kisméretű ciklotronnal különböző termékekből a külső nyalábban egyszeri 40 perces - 2 órás besugárzással előállítható aktivitás mennyiségeket.

A nagyobb mérvű izotóptermelés azonban a közepes méretű ciklotronokkal folyik. A II. Táblázat tartalmaz néhány izotóptermelő ciklotront, a teljesség igénye nélkül.

# I. Táblázat

Izotóp	Felezési idő	Aktivitás (külső nyalámban) $\mu\text{Ci}$
$^{11}\text{C}$	20,5 perc	10.000
$^{13}\text{N}$	10,1 perc	2.000
$^{15}\text{O}$	2,1 perc	320
$^{18}\text{F}$	1,87 óra	120
$^{38}\text{Cl}$	38,5 perc	197
$^{43}\text{K}$	22,4 óra	12
$^{52}\text{Fe}$	7,8 óra	0,5
$^{67}\text{Ga}$	78,3 óra	110
$^{77}\text{Br}$	57,0 óra	57
$^{81}\text{Rb}$	4,7 óra	770
$^{87}\text{Sr}^{\text{m}}$	2,8 óra	770
$^{87}\text{Y}^{\text{m}}$	14,0 óra	250
$^{111}\text{In}$	2,81 nap	250
$^{123}\text{I}$	13,0 óra	5
$^{127}\text{Cs}$	5,5 óra	135
$^{129}\text{Cs}$	31,0 óra	220
$^{157}\text{Dy}$	20,0 perc	7,3
$^{197}\text{Hg}^{\text{m}}$	23,0 óra	9,5
$^{199}\text{Tl}$	7,0 óra	1.000
$^{201}\text{Tl}$	72,0 óra	115

Valamennyi berendezés 10-50 MeV-es tartományban gyorsít proton, deuterium, alfa-részecskéket, hélium és más izotópokat. Teljesítmény szempontjából az obnyinszki ciklotron bír a legtöbb előnnyel. Az előállított izotópféleségek száma kb. 40, de lehetőség van további radioizotópok előállítására is. A prágai és bukaresti ciklotronok fő feladata nem izotópgyártás, ezért az ismertett termékeik is inkább csak egy-egy orvosi készítmény alapanyagai. Az angliai ciklotronok megosztott profiluak, Amershamban inkább orvosi alapanyagokat, Harwell-ben pedig transzuránokat állítanak elő. Az Amerikai Egyesült Államokban működő ciklotronok közül Oak Ridge-ben besugárzási szolgáltatásokat nyújtanak, Boston-ban pedig széles-körű termék-előállítás folyik és Európai Elosztó Laboratóriummal is rendelkeznek.

A közepes méretű ciklotronokkal előállított termékféleségekről a III. táblázat nyújt áttekintést. A táblázatban a felezési időn kívül feltüntettük az előállítási reakciót és az egy mikroamper-órára vonatkoztatott hozamot is. Ez utóbbiból látható, hogy az mintegy kilenc nagyságrendet fog át, előfordulnak tehát igen kicsiny, közepes és megfelelően jó hozamok. Természetesen előállíthatók az I. táblázatban szereplők is az ott feltüntetettnél nagyobb mennyiségben.

## II. Táblázat

Helység	Gyorsított részecske adatok				Főbb gyártmány- struktúra
	Tipusa	Energiaja (MeV)	Intenzitása $\mu\text{A}$		
			Eltéri- tett nyaláb	Belső nyaláb imp.átlag	
Obnyinszk /SzU	p, d $\alpha$	22 44	50 50	3000 600 1500 300	40 különböző izotóp 3 típusu target el- helyezéssel
Prága /SzSzK/	p, d $\alpha$	20-40		8-40	5-10 izotóp előál- litása 30-200 mCi mennyiségben 1-12-órás besugárzá- sokkal
Bukarest /RSzK/	p, d $\alpha$	20-40		8-40	Főleg $^{67}\text{Ga}$ orvosi készítmény
Amersham /Anglia	p, d, és $^3\text{He}$	16-27		1000	160 óra/hét meg- szakítás nélküli besugárzásokkal $^{87}\text{Y}$ , $^{111}\text{In}$ , $^{67}\text{Ga}$ , $^{57}\text{Co}$ és $^{24}\text{Na}$ előál- litása
Harwell /Anglia/	p, d $\alpha$	10-50			Főleg transzuránok, mint pl. $^{236}\text{Pu}$ és $^{235}\text{Np}$
Oak Ridge /USA/	p	22	20	2600 200	Besugárzási szolgáltatás
Boston /USA/	p, d $\alpha$				Több ciklotron termék árusítása, európai elosztóval

### 2.2 Besugárzási körülmények kialakítása

A besugárzási körülmények kialakításánál egyik legnagyobb problémát a targetban keletkező rendkívül nagy hőmennyiség elvezetése jelenti. Például 25 MeV-os 1 milliampères proton-nyaláb hőfluxusa  $25 \text{ kW/cm}^2$ , ami mintegy 250 liter/min. vízhűtést igényel. A besugárzandó tárgyak kémiai formája, geometriai mérete mind-mind olyan tényezők, amelyeket előzetesen vizsgálni kell. Az egyenletes besugárzás érdekében igen sokszor szükséges a targetok forgatása. A szokásos forgási sebesség 200-400 fordulat/min. Biztosítani kell a hűtést álló és forgatott targetok esetében mind belső, mind külső, mind eltérített nyalábok esetében. Ezek mindegyikére számos műszaki megoldás született és található a II. táblázatban említett ciklotronoknál is 2 - 3.

### 2.3 Maximális hozamot nyújtó magreakciók

Az előállítható aktivitás mennyiségeket nagymértékben befolyásolja a reakció végbemenetelére jellemző hatáskeresztmetszet. Erre



III. Táblázat

Isotóp	Feladási idő	Megreakció	Hozam μCi/μA6	Isotóp	Feladási idő	Megreakció	Hozam μCi/μA6	Isotóp	Feladási idő	Megreakció	Hozam μCi/μA6
<sup>7</sup> Be	53 nap	Li+p Li+d	185 60	<sup>65</sup> Zn	245 nap	Cu+p Cu+d	16 18,7	<sup>121</sup> Te <sup>m</sup>	154 nap	Sb+d	12
<sup>22</sup> Na	2,62 év	Mg+p Mg+d	0,5 3,4	<sup>66</sup> Ga	9,45 óra	Zn+p	15	<sup>125</sup> Te <sup>m</sup>	104 nap	Sb+d	10
<sup>26</sup> Al	7,4.10 <sup>5</sup> év	Al+p Mg+p Mg+d Mg+α	8,3.10 <sup>-6</sup> 1,3.10 <sup>-6</sup> 2,3.10 <sup>-6</sup> 2,2.10 <sup>-6</sup>	<sup>67</sup> Ge	78,3 óra	Zn+p Zn+d Cu+α	550 350 140	<sup>139</sup> Ce	140 nap	La+p	9,5
<sup>47</sup> Ca	4,7 nap	Ca+p	0,65	<sup>68</sup> Ge	280 nap	Ge+p	15	<sup>140</sup> Nd	3,3 nap	Pr+p	6000
<sup>44</sup> Ti	47,3 év	Sc+p	0,03	<sup>73</sup> As	76 nap	Ge+p	33	<sup>151</sup> Gd	120 nap	Eu+p Eu+d	1,6 8
<sup>46</sup> Sc	84 nap	Ti+d	7,1	<sup>74</sup> As	17,5 nap	Ge+p Ge+d	170 215	<sup>181</sup> W	140 nap	Ta+p Ta+d	3,3 12,4
<sup>48</sup> V	16 nap	Ti+p Ti+d	510 290	<sup>72</sup> Se	8,6 nap	Ge+α	19,5	<sup>195</sup> Au	183 nap	Pt+p Pt+d	4 5,8
<sup>49</sup> V	330 nap	Ti+p Ti+d	3,2 8,3	<sup>75</sup> Se	127 nap	Ge+α	6,2	<sup>205</sup> Pb	52 óra	Tl+p Tl+d	680 410
<sup>51</sup> Cr	27,8 nap	V+p V+d	590 460	<sup>85</sup> Sr	64 nap	Rb+p Rb+d	165 115	<sup>205</sup> Bi	15,3 nap	Pb+p Pb+d	90 40
<sup>52</sup> Mn	5,7 nap	Cr+p Cr+d	550 390	<sup>87</sup> Y	80 óra	Sr+p Sr+d Rb+α	2340 510 420	<sup>207</sup> Bi	28 év	Pb+p Pb+d	0,2 0,22
<sup>54</sup> Mn	313 nap	Cr+p Cr+d Cr+α	0,45 1,9 5,8	<sup>88</sup> Y	105 nap	Sr+p Sr+d	83 72	<sup>208</sup> Bi	6,4 nap	Pb+p Pb+d	203 225
<sup>55</sup> Fe	2,7 év	Mn+p Mn+d	9 8	<sup>93</sup> Mo	3000 év	Nb+p Nb+d	4,1.10 <sup>-3</sup> 5,3.10 <sup>-3</sup>	<sup>235</sup> Np	435 nap	U+p	0,72
<sup>56</sup> Co	77,3 nap	Fe+p	74	<sup>102</sup> Rh	210 nap	Ru+p		<sup>236</sup> Pu	2,7 év	U+p	0,6
<sup>57</sup> Co	267 nap	Fe+d Ni+p	3,1 35	<sup>103</sup> Pd	17 nap	Rb+p Rb+d	245 340				
<sup>58</sup> Co	71,3 nap	Fe+α	20,5	<sup>105</sup> Ag	40 nap	Rb+α	17				
<sup>57</sup> Ni	36 óra	Co+p		<sup>109</sup> Cd	416 nap	Ag+p Ag+d	5,1 6,6				
				<sup>111</sup> In	2,8 nap	Ag+α	270				
				<sup>113</sup> Sn	119 nap	Cd+d	2,5				

az eddigi magfizikai vizsgálatok már igen sok kísérleti adatot szolgáltatottak. Átfogó adatgyűjtemények és konferencia-kiadványok találhatóak [9]-[10], amelyek tájékoztatást nyújtanak a különböző töltött részecskékkel meghatározott gerjesztési függvényekről. Ezek tehát amellett, hogy az egyes reakciók hatáskeresztmetszetének nagyságát megadják, ismertetik annak változását is a gyorsított részecske energiájának függvényében. Így beállítható a szükséges magreakcióhoz legmegfelelőbb energiatartomány, ehhez azonban változtatható energiájú ciklotronra van szükség. A II. táblázatban említettek közül számos rendelkezik ezzel a tulajdonsággal. Az előállítható aktivitásmennyiségek szempontjából fontos tényező még az intenzitáson kívül a megfelelően hosszú üzemidő is. Az egyenletes termelés előállítása érdekében 100 órás nagyságrendű megszakítás nélküli besugárzásokat számítógépes automatikával irányítanak.

## 2.4 Radiokémiai feldolgozás

Az izotóptermelés volumenének növelése szempontjából lényeges szerepe van a radiokémiai feldolgozásnak. Az egyik feladat, hogy váltott targetokkal megoldható legyen a minél hatékonyabb termelés; különösen pedig ha dúsított stabil izotópot tartalmazó céltárgyat használunk, a kinyerés olyan formáit kell kialakítani, amely a target ciklikus felhasználását teszi lehetővé.

Az ily módon nyert sugárzó alapanyag további feldolgozását pedig a felhasználási igények szabják meg, ami viszont rendkívül sokrétű lehet. Például az orvosi alkalmazásokhoz különböző fémkomplex és más vegyületekbe kell beépíteni a sugárzó izotópot. További területek felhasználási igényei között a speciális sugárforrások igényelnek az előzőtől eltérő technológiát. A rövid felezési idejű (10 óránál rövidebb) izotópok esetében azonban a ciklotront is a fő felhasználási centrumba kell telepíteni és a radiokémiai feldolgozást is helyben kell biztosítani. Ezekre rendszerint gyorsjelzési és ellenőrzési módszereket és technológiát kell kidolgozni, ami már több problémát is jelenthet. Hasonló kérdések merülhetnek fel a kisméretű orvosi ciklotronoknál is.

A reaktorban besugárzott izotópok radiokémiai feldolgozásában olyan hazai tapasztalatokkal rendelkezünk, hogy viszonylag kis kapacitás bővítéssel egy közepes ciklotronban besugározható alapanyagmennyiség feldolgozása nem okozhatna nehézséget. A rövid felezési idejű izotópok előállítására szolgáló kisméretű ciklotronoknál kialakítandó radiokémiai munkákhoz is lehetne biztosítani bizonyos mértékű szaktanácsadást.

## 3. A ciklotronizotópok termelésének alakulása

A Nemzetközi Atomenergia Ügynökség 1959-ben összegyűjtötte a radioizotópokat előállító cégek ajánlatait [11]. A 180 radioizotópból 25 ciklotrontermék szerepel ebben a gyűjteményben, amelyből csupán 8-nak volt elfogadható specifikációja és ára. A 44 nagy szállító centrum közül 5-nek volt izotóptermelő ciklotronja. Az 5. évvel későbbi, 85 szállító céget tartalmazó 3. kiadásu gyűjte-

ményben 12 az izotóptermelő ciklotronok száma, nem növekedett, csupán a termékspecifikációk javultak meg.

Az 1969-es ciklotron-felhasználási konferencián mintegy 10 ország 25 ciklotronjának izotóptermeléséről és más alkalmazási lehetőségeiről számoltak be. Az elért eredményeket az előző fejezetben ismerttettem.

A hazai helyzet illusztrálására közöljük az 1974. évi reaktor-és ciklotrontermékek arányát. Ciklotrontermékekből 10 radioizotópot ( $^{22}\text{Na}$ ,  $^{48}\text{V}$ ,  $^{51}\text{Cr}$ ,  $^{54}\text{Mn}$ ,  $^{55}\text{Fe}$ ,  $^{56}\text{Co}$ ,  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{88}\text{Y}$ ,  $^{109}\text{Cd}$  és  $^{207}\text{Bi}$ ) összesen mintegy 0,3 Ci aktivitásban és 0,4 millió Ft értékben vásároltunk. (Ezekből a  $^{51}\text{Cr}$ ,  $^{54}\text{Mn}$  és  $^{55}\text{Fe}$  - kb. 50.000.- Ft - reaktortermékként is hozzáférhető.) Ugyanakkor a hazai felhasználás 1974-ben reaktortermékekből mintegy 85 Ci volt, ami 35 izotópból állt és 5,5 millió Ft-ot tett ki.

Ebből az összehasonlításból azonban nem lehet a jövőbeni alakulásra megbízható becslést adni, mivel a ciklotronizotópok felfutási stádiumban vannak, így nagy ingadozások várhatók. Például a ciklotronizotópos Mössbauer sugárforrások száma és aktivitása 1975-ben meghaladta az előző évinek mintegy négyszeresét. A jelenlegi ciklotronizotóp árakat figyelembe véve mintegy 12 termékre végeztem becslést, hogy a termékenkénti 400 órás besugárzással és egy obnyinszki típusu ciklotronnal milyen értékek állíthatók elő. Ez izotóponként két esetben 0,6, három esetben 5, három esetben 15 és négy esetben 50 millió Ft. Tehát mintegy 250 millió Ft-os évi termelést szolgáltatathatna maximálisan. Természetesen a számításokban csak a műszaki lehetőségek szerepelnek a feldolgozási költségekkel együtt, a felhasználási igények figyelmen kívül hagyásával. Továbbá 100 \$/óra besugárzási árral számolva 5000 óra évi üzemeltetés mellett 180 millió Ft értékű besugárzást lehetne elvégezni. E két példából kiderül, hogy megfelelő igény esetén gazdaságosan elképzelhető izotóptermelő ciklotron építése. A hazai ciklotronizotóp igények azonban még jelentős, 4-5-szörös növekedésük esetében is csak néhány százalékát kötnék le egy fenti típusu ciklotron kapacitásának, hiszen a sokkal általánosabban használt radioizotópok évenkénti értéke is csak 10-15 millió Ft. Más felhasználási területek igénye mellett azonban már az izotóptermelés lehetőségét is számításba kell venni. Egy közepes méretű ciklotronnak a szimpózium színhelyére történő telepítése az ATOMKI és a klinikák közelsége miatt a kisméretű ciklotrontól várható termékek jelentős részét is szolgáltatathatná.

#### Irodalom

- [1] R.S. Tilbury, J.P. Mamacos and J.S. Laughlin, Use of cyclotrons in chemistry metallurgy and biology, Proc. of Conf. 22-23 szept. 1969. p. 117-124.
- [2] N.N. Krasnov és munkatársai, mint [1], p. 159-167.
- [3] I.L. Jenkis and A.G. Wain, mint [1], p. 168-179.
- [4] J.J. Hruby, mint [1], p. 149-158.

- [5] Maria Frangopol, Constanta Pencea és munkatársai, Radioisotope production Proc. of the 5<sup>th</sup> European Meeting of Radioisotope Producers Alkens 27-29 nov. 1974. p. 103-117.
- [6] Martin F. Finlan, mint [5], p. 119-140.
- [7] Oak Ridge National Laboratory Catalog Radio and Stable Isotopes (1963) 4 jav.kiadás, p. 85.
- [8] New England Nuclear Catalog E-4 (1974) 95.
- [9] Handbook on Nuclear Activation Cross-Sections IAEA Technical Reports Series No 156 Vienna 1974, p. 325-473.
- [10] Sixth International Cyclotron Conference Vancouver Canada, July 19. 1972
- [11] International Directory of Radioisotopes, IAEA Vienna 1959.
- [12] International Directory of Radioisotopes Third Edition IAEA Vienna 1964.

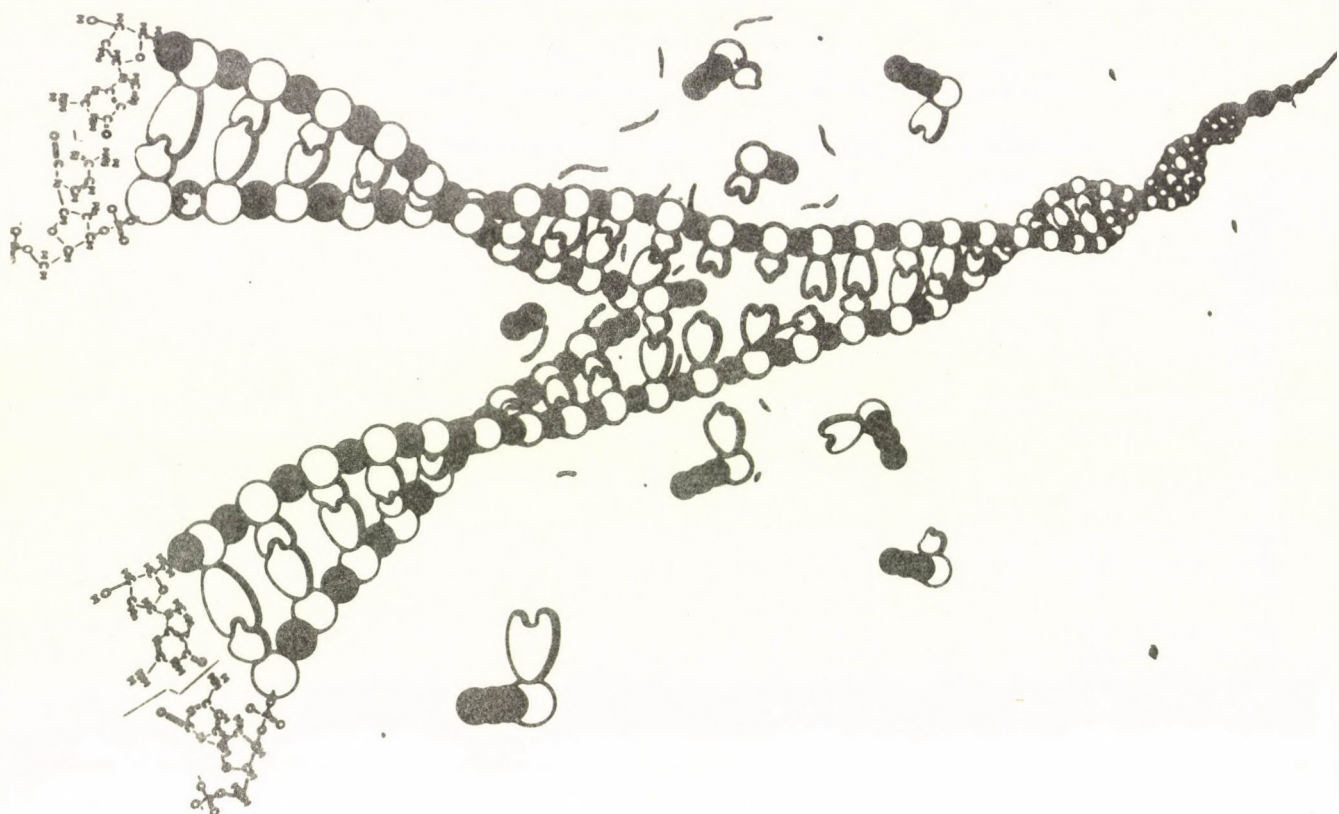
## CIKLOTRON ALKALMAZÁSI LEHETŐSÉGEI AZ ORVOSI ÉS MOLEKULÁRBIOLÓGIAI KUTATÁSOKBAN

SZABÓ GÁBOR, KÖVÉR ANDRÁS

Debreceni Orvostudományi Egyetem  
Biológiai Intézete és Központi Kutató Laboratóriuma

Jelen beszámolóunk célja nem az, hogy mindenre kiterjedő részletes tájékoztatást nyújtson a gyorsítók alkalmazásáról, illetve alkalmazhatóságáról a kísérletes orvosi és molekuláris biológiai tudományok területén, hanem csupán izelítőt kíván nyújtani azon perspektivikus lehetőségekről, melyeket a gyorsítók megjelenése az orvosi-biológiai kutatások területén a kutatók kezébe adott.

A biológia forradalma azzal kezdődött, hogy lehetővé vált az élet gyakorlatilag legkisebb egysége - a sejt - működésének feltárása és megismerése, valamint hogy egyre többet ismerünk meg az öröklődés és a fehérjék felépítésének titkaiból. Több mint három évtizede mutatták ki először, - 1941-ben - hogy a tulajdonságok átvitelében a ma már mindenki előtt ismert DNS játszik döntő szerepet. Pontosabban a DNS meghatározott részei, szakaszai - a gének - amelyek a sejt osztódásakor kromoszómák formájában az utódsejtekbe jutnak és azok fejlődése során meghatározott tulajdonságok megjelenését okozhatják. Ma már a DNS vegyi felépítését, szerkezetét pontosan ismerjük és sokat tudunk az általa irányított egyéb nukleinsavak és folyamatok szerepéről, a DNS kódban lefektetett információkat, utasításokat megvalósító RNS-ekről, fehérjékről is. Egy adott szervezet minden egyes sejtje tartalmazza a szervezet egészére jellemző, annak összes tulajdonságát meghatározó információkészletet, mely a sejtosztódás során a fajra jellemző kromoszómák formájában adódik tovább az utódsejteknek. A DNS csak a sejtosztódás rövid idejére tömörül jellegzetes kromoszómákká. Ilyenkor a DNS felhagyja a sejt életét, energiatermelését, funkcióját meghatározó, a sejt mindennapi életéhez tartozó szabályozó tevékenységével, elhangzik a soraköz, kialakul a zárt hadrend kromoszómák formájában, s a DNS felkészül önmaga újjáteremtésére, vagyis az információ továbbadás feltételeinek biztosítására. Ez utóbbit a DNS kettős spirál szerkezete teszi lehetővé (1. ábra). A kettős spirál tagjai sejtosztódás előtt szétválnak, és bizonyos enzimek segítségével minden szülő DNS szálról az eredeti pár kiegészítő spiráljának megfelelő pontos másolat képződik. A kettős DNS spirál mindkét szülő



1. ábra

tagja így lehetővé teszi a kiegészítő száló szálak felépítését. Végeredményben tehát két kettős DNS spirál keletkezik, vagyis maga az információkészlet megkettőződik, s így a sejt kettősztódása során az utódsejtek mindegyikébe teljes értékű információkészlet juthat. Az, hogy a sejtek, szövetek, s a soksejtű szervezetek differenciálódása folyamán ugyanazon információkészlet más és másféle sejt, szövet, szervek felépülését teszi lehetővé, beláthatóan már az információkészlet felhasználásának mikéntjétől, az egyes gének aktiválódásának sorrendjétől, aktiv és nyugalmi állapotuktól, azaz a sejtek genetikai programjától függ.

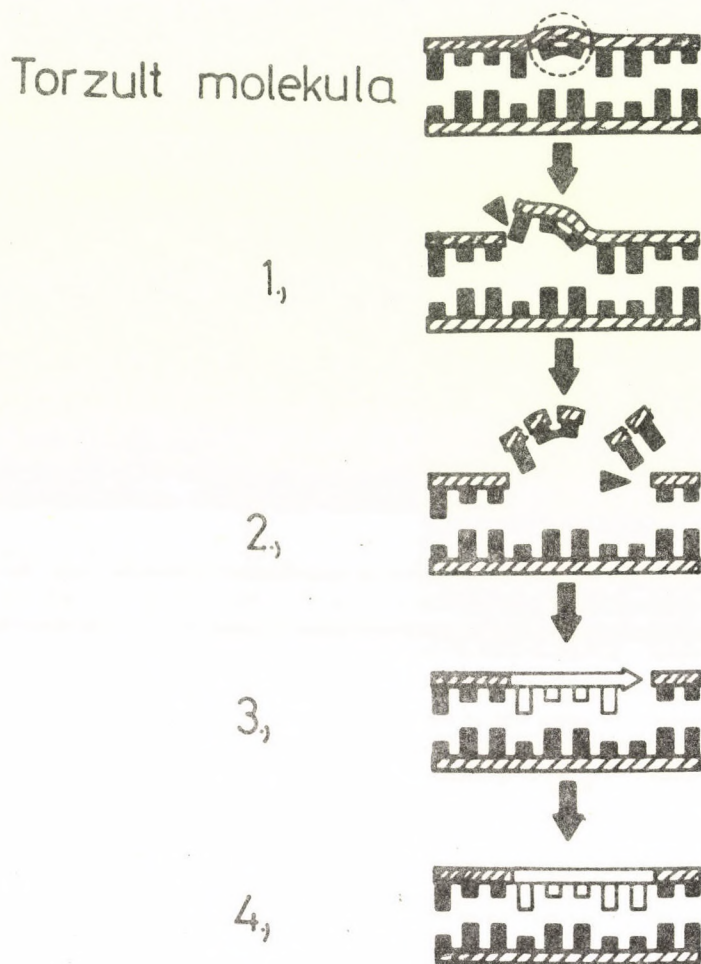
E rövid ismertetőből is kitűnik, hogy a DNS kettőződése során bármilyen "kisiklás" vagy a DNS kódban rögzített információkészlet bármilyen változása a sejt, illetve a szervezet élete szempontjából döntő változást eredményezhet. A sejt életében a DNS-t természetesen számos olyan hatás - környezeti, vegyi és sugárhatások, anyagcsere intermedierék, stb. - érheti, mely az információkészlet módosulását eredményezheti, de ezek nagy-nagy többségét sajátosságos, un. repair mechanizmusok kiigazítják, biztosítva így az információkészlet állandóságát. Más változások azért nem jutnak érvényre, mert "inaktív" géneken következnek be, ismét mások pedig egyenesen a környezethez való alkalmazkodás szempontjából kedvezőbb tulajdonságok megjelenését eredményezhetik. Az utóbbi típusú változások, mutációk segítik elő többek között a faj fejlődését. A DNS replikáció - megkettőződés - és a repair mechanizmusok együttesen biztosítják az életfolyamatok genetikai programban

előírt menetét. Belátható, hogy az ivari sejteket érő károsodások, amennyiben azok nem vezetnek a sejtek pusztulásához, az adott szervezet minden sejtjébe eljutnak, s ahol a megváltozott, mutációt szenvedett gén eredetileg élettani szerepet töltött volna be, funkciókiesés, vagy károsodás jelentkezik. Így pl. ha a haemoglobin szintézisét irányító gén információtartalma csak egyetlen egy aminósavat kódoló DNS részlet vonatkozásában megváltozik (glutaminsav helyett valin), egy sajátos betegség, sarlósejtes anaemia - melyre kóros haemoglobint tartalmazó vörösvértestek képződése jellemző - jelentkezik. Ma már számos olyan betegséget ismerünk, melyek középpontjában egy-egy specifikus enzimfunkciót meghatározó gén károsodása vagy funkciójának kiesése áll (Fenilketanuria, Wilson-kór, Gierke-kór, stb.). Ha az egyed élete során a mutációkat normális körülmények között korrigáló DNS javító rendszer a mutáció révén maga is károsodik, vagy ha a sejt lebontó gépezetének, a lizozómáknak, - melyek enzimjei főként a rendellenes, hibásan felépített fehérjéket támadják meg - működésében zavar támad, rendellenes fehérjék keletkezhetnek, illetve dúsulhatnak fel, létrejöhethet az öregség, a sejtek szövetek és az egész élő szervezet funkcionális állapotának módosulása. Sajátságos feltételek biztosítása vagy coincidenciája esetén egy adott sejtben is bekövetkezhet a szabályozás károsodása, mikoris a sejt fékjét veszítve el kezd szaporodni, a szervezet egésze rovására a szaporodó sejtek daganatos szövetet alkotnak, s anyagcseréjüket a gazdaszervezet rovására tartják fenn. Ezen elváltozások végső fokon az egész szervezet pusztulásához vezethetnek.

A kísérletes orvostudomány és a molekuláris biológia fő törekvése a fenti mechanizmusok tisztázására, a kóros elváltozások kiküszöbölésére, az enzimdefektusok elhárítására, s a genetikai program tervszerű módosítására, így pl. különböző mutánsok létrehozásának problémájára irányul.

A röntgen, illetve a rádium szövetkárosító hatásának felfedezése óta a mai napig tart a daganatok sugárkezeléssel történő gyógyításának diadalmas, ha nem is veszélytelen útja. A sejtek in vitro tenyésztésének megoldása pedig lehetőséget nyújtott arra, hogy a különböző sugárzások hatásának mechanizmusát tanulmányozzuk. Így pl. kvantitatív korrelációt mutattak ki a sejthalál és a kromoszóma aberrációk között. A sugár okozta DNS-kettős-fonál-törések a legkritikusabb sejtkárosodások a biológiában. Amennyiben a kromoszómákat valóban egyetlenegy DNS kettős spirál alkotja, akkor a DNS-ben bekövetkező kettős fonáltörés a kromoszóma vázának törését is jelenti, ami kromoszóma aberrációhoz vezet. A kromoszóma aberrációk és a sejthalál között igen szoros a korreláció függetlenül attól, hogy a sejt milyen oszlási fázisban van, vagy milyen sugárérzékenyítő ágenszt alkalmaztunk [1], [2]. A DNS kettős spirál egyik alkotójának fonáltörése (1-es fonáltörés) a legtöbb esetben nem halálos kimenetelű a sejtre. Az épen maradt fonál s a repair-mechanizmusok ugyanis legtöbb esetben lehetővé teszik a károsodások kijavítását. A sugárkárosodás kijavítása tehát aktív biológiai folyamat [3]. Elve: a károsodott rész kilökése a molekulából és annak pótlása korrekt információval, ami a sértetlen DNS fonál kiegészítő komponenseként képződhet, vagy valamely testvér molekulából származhat. Ha nincs ilyen sértetlen információ, a sejtre nézve a károsodás halálos. A repair négy enzimatikus lé-

pésben történik (2. ábra):



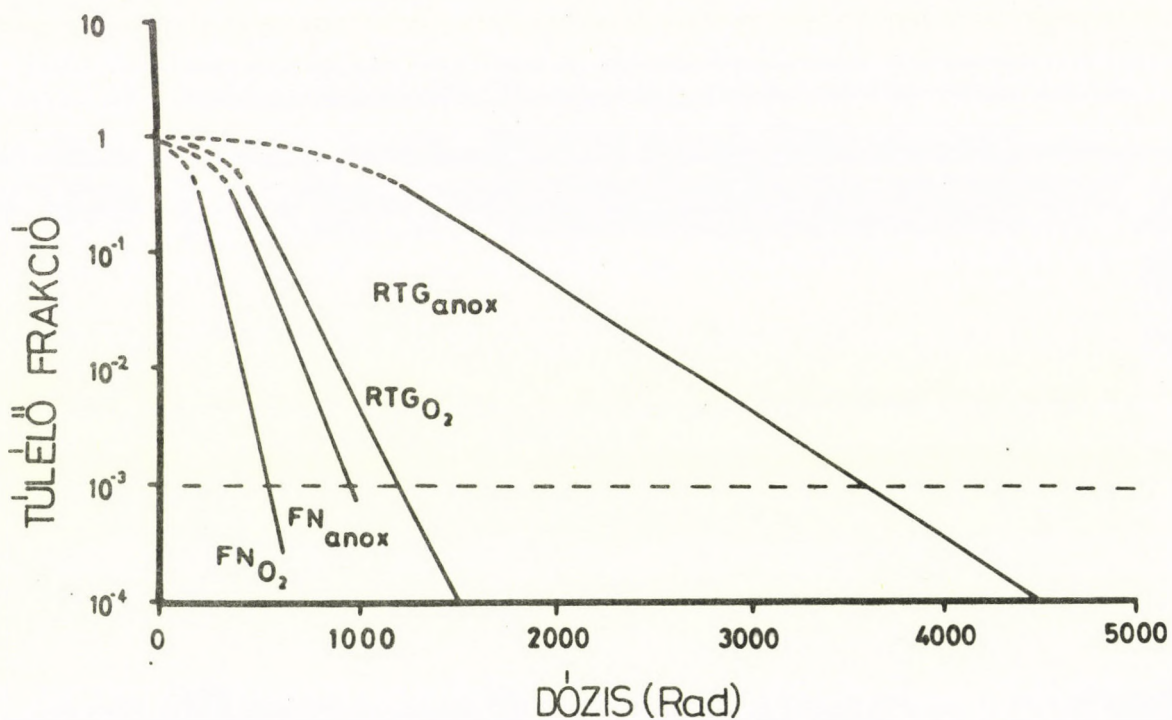
2. ábra

- 1/ a lézióhoz közeli helyen a DNS fonál bevágása, inciziója;
- 2/ a sérült rész kivágása, exciziója;
- 3/ repair replikáció (a korrekt információ ujraképződése, azaz a sérült szakasz korrekt rekonstrukciója);
- 4/ az egyes darabok egyesítése.



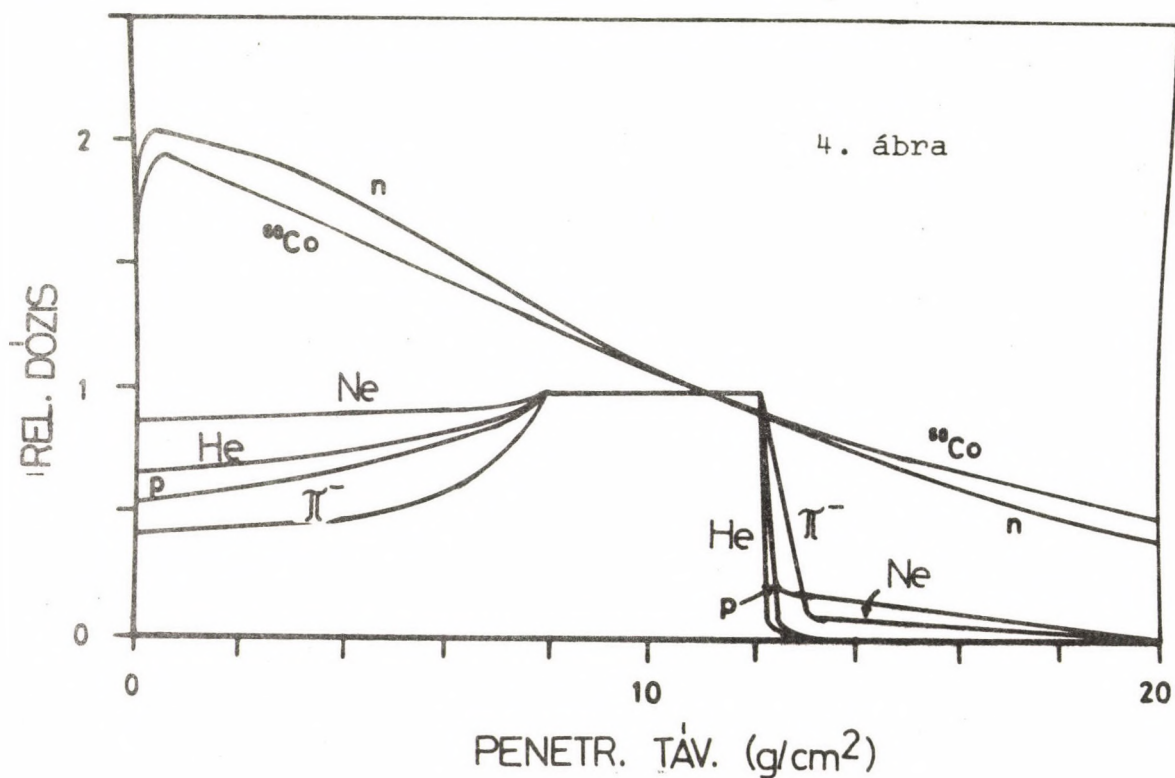
E lépések mindegyike tanulmányozható a molekuláris biológia módszereivel, és külön-külön analizálható, különösképpen a fenti lépések közül egy vagy több lépésre vonatkozóan deficiens genetikai mutánsokkal végzett kísérletekben [4]-[8]. Mind a sugárkárosodás, mind a repair-mechanizmusok tanulmányozását megkönnyíti a különböző monoenergiás sugarak, valamint különböző sugárdózisok hatásának és az általuk létrehozott károsodás repairjének tanulmányozása. Így pl. a DNS molekulák károsodásának energia igényét tanulmányozva gerjesztett  $H_2$  (4,3 eV),  $N_2$  (6,2 eV),  $Ar^+$  (11,6 eV),  $He^+$  (14,8 eV)-ről történt energia transzferrel óx 174 bakteriofág DNS kettős fonalu replikatív alakját (RF) extrém vékony rétegekben kitéve a metastabilisan gerjesztett gázok hatásának, kimutatták, hogy e gerjesztett gázok hatása egyforma, de különbözik a  $Co^{60}$  gamma-sugárzás hatásától [9]. Így a gázokkal kiváltott egyes fonáltörések nem befolyásolják a fenti fág plakk-képző képességét, akár 20 vagy több egyes fonáltörés sen interferál a replikációs folyamattal, avagy a fonáltörések a gazdasejtben nagyon jól reparálódnak. A gerjesztett gázok nem váltanak ki bázis-inaktiválódást és/vagy cukorkomponens károsodást, míg a gamma-sugárzás után a plakk-képződés elvesztését főként az ilyen típusu károsodás okozza. A gerjesztett gázok szemben a gamma-besugárzással nem hoznak létre alkáli-labilis kötéseket [9]. A daganatos megbetegedések terápiajában ma már egyre szélesebb körben alkalmazzák a gyorsítókkal előállított s jól definiálható nagyenergiájú nehéz töltött részecske-, neutron-, elektron- vagy az utóbbi fékezésű sugárzásaként nyerhető X-sugár nyalábokat. A 15 éve vagy korábban alkalmazott standard 200-250 kV X-sugár terápia-egység sokkal nagyobb sugárhatásnak tette ki a bőrszövetet, csontszövetet, mint a mélyen fekvő tumoros szövetet. Már a MV nagyságrendű röntgen-sugárzással is lehetővé vált a tumor nagyobb dózissal történő besugárzása a normális szövet jobb megtartása mellett. További javulást már csak a sugárnyalábok radiobiológiai paramétereinek javítása hozhatott. Így a neutron terápia bevezetését a következő ésszerű indokok támasztották alá: a hypoxiás sejtek - azaz az alacsonyabb oxigén tartalmu sejtek röntgen-sugárzással szemben rezisztensebbek mint az oxigenált sejtek (3. ébra). Két-háromszor akkora dózis szükséges a hypoxiás szövetben ugyanazon biológiai hatás eléréséhez. A tumoros szövetek általában hypoxiásaknak tekinthetők. Neutron besugárzás esetén a hypoxiás és oxigénben gazdag szövetek között nincs olyan lényeges különbség. A szokásos röntgen- vagy gamma-sugarak energiájukat a szövetekben elektronok útján deponálják, melyek csak lassan vesztik el energiájukat. A neutronok energiájukat másodlagos töltött részecskék - főként protonok, alfa-részecskék, nehézmagok - útján deponálják, melyek gyorsan elveszítve energiájukat nagy lineáris energiadenzitást (lineáris energia transzfert=LET) eredményeznek. Általában a nagy LET sugárzások hatásosabbak a hypoxiás szövetekben mint az alacsonyak (gamma, röntgen, stb.).

Ha neutronokat alkalmazunk terápiás célra, a dózis megoszlásnak hasonlóan kell lenni a megavoltos X-sugárzáséhoz, különben a biológiai előny elvesz a neutron-nyaláb fizikai hátrányos tulajdonsága miatt. Deuteron-Be reakcióban (nagyenergiájú, 50 MeV deuteronokkal) 6 MV gamma-sugárzását megközelítő dózismegoszlás érhető el. Ezért ésszerű ciklotronból nyert neutron-nyalábbal sugárterápiát végezni [10]-[12]. A centrális axis mélység - dózisgörbék



3. ábra

lefutása a neutron és a gamma-sugárzás esetén hasonló, amint az várható is, mivel mindkettő töltetlen részecskéként fogható fel. A nehéz töltött részecskék használata a gamma-sugarak helyett ugyanakkor bizonyos előnyökkel járhat (4. ábra).



4. ábra

E... minden töltött részecske hasonló megoszlást mutat, a  $\pi$  mezo-  
nok alkalmazása látszik a legkedvezőbbnek.

A nehéz töltött részecske előnye abban nyilvánul meg, hogy az ér-  
dekelt régiókban deponált dózis mindig nagyobb, mint a sugárbelé-  
pés helyén deponálté. E részecskék alkalmazása éppen ezért a gam-  
ma-sugarakkal szemben mind a lokalizációt, mind a biológiai szem-  
pontokat illetően előnyöket hordoz. Az éles dózis lokalizációjuk  
miatt azonban alkalmazásuk a tumor lokalizációs technikák fejlő-  
dését is megkivánja [13]. A különböző sugárzások esetében egya-  
ránt a DNS kettős fonáltörések képezik a sejtek letális károsó-  
dását, de nincs kizárva ugyanakkor, hogy a kettős törések más-más  
módon jönnek létre [14]. Jelenleg azonban inkább csak kvantitatív  
különbségeket sikerült kimutatni, pl. a gamma-sugárzás és a neut-  
ron besugárzás hatása között [15]-[17].

Ujabbán egyre több adat szól amellett is, hogy mind a DNS-ben,  
mind a sejt- és magmembránban bekövetkező energia diszpozíció  
egymástól függetlenül a sejt pusztulásához vezethet, bár nyilván-  
valóan kölcsönhatás van a két folyamat között. Ezt bizonyítja a  
DNS-nek a baktériumokban a plazma-membránnal, a magasabbrendű sej-  
tekben a magmembránnal meglévő intim kapcsolata is. A kettő (DNS  
és maghártya) érintkezési pontjai valószínű a DNS szintézis kiin-  
dulási helyei [18]-[25]. A membrán-DNS kapcsolat fontosságára u-  
tal továbbá az a megfigyelés, hogy pl. a sugár szenzitivitás szo-  
rosan kapcsolódik a membrán-kötött adenilcikláz rendszer aktivi-  
tásához [26]. Valamint, hogy a ciklikus AMP-valószínűleg a memb-  
rán-kötött nukleáz aktiválása útján - elősegíti a degradált DNS  
lebontását, s ily módon megnöveli a manifesztálódó DNS törések  
számát [27].

A röntgen- és rádium-sugarak felfedezését követően a különböző  
energiájú és minőségű sugárzások biológiai, orvosi, radiológiai  
alkalmazása az empiria, a terápia oldaláról indult. Így természe-  
tes, hogy még ma is sokkal nagyobb a terápiás vonatkozású adatok,  
cikkek száma. Az utóbbi időben azonban a „hogyan” kérdése, a mecha-  
nizmus kutatása is előtérbe került, már csak azért is, mert ki-  
derült, hogy mesterségesen kiváltott mutációk révén, a természe-  
tes, illetve mesterséges szelekció útjait kihasználva, akár az  
egész élővilág megváltoztatására is lehetőség nyílik. Ha ezzel az  
igen veszedelmes lehetőséggel élni akarunk, először is magával  
a „sugárfegyver” hatásaival kell megismerkednünk. Ennek pedig  
szinte előfeltétele a különböző monoenergiás sugárzások alkalma-  
zása, pontos dozirozhatóságuk, irányíthatóságuk és lokalizációjuk.  
A különböző minőségű és energiájú sugárzások inherens tulajdonsá-  
gaik révén más lehetőségeket hordoznak. Ma még nagyon kevés ismer-  
rettel rendelkezünk a sugárhatás mechanizmusára vonatkozóan. De  
pl. a demográfiai robbanás is létkérdéssé teszi számunkra az a-  
lapvető problémák tisztázását és a sugárbiológiai lehetőségek  
felhasználását, pl. az emberiség táplálkozási problémáinak megol-  
dására. Emellett az emberek jelentős részének egészségét és éle-  
tét fenyegető rák-probléma - mely szorosan összefügg a nuklein-  
sav anyagcsere zavarával - megoldására, a genetikai program e  
nagy tévedésének, kisiklásának kifürkészésére, a repair, a kija-  
vítás megvalósításának módjára is csak a fizikusokat, orvos-bio-  
lógusokat, vegyészeket egyaránt mozgósító közös programban az a-

lapvető mechanizmusok megértése, tisztázása útján lesz lehetőség. Mindent egybevetve tehát csak a különböző biológiai és fizikai módszerek kombinált alkalmazásával, így egyrészt sejthibridizáció útján lambda-fág baktériumvirus segítségével történő információkészlet módosítás révén, specifikus gén-deficiens mutánsok segítségével; karcinogén és antikarcinogén anyagok, sugárvédő és sugárérzékenyítő szerek alkalmazásával, másrészt meghatározott energiájú töltött és töltetlen részecske-nyalábok sugárhatásának kihasználásával nyílik mód a normális és kóros genetikai és szabályozási mechanizmusok feltárására s a helyes megoldás megkeresésére.

Mindez világossá teszi, hogy mind a molekulárbiológiai kutatások, mind a gyógyítás számára létfontosságú területeken az előrelépés elválaszthatatlan a ciklotronok és más gyorsítók beruházásának megvalósításától.

A ciklotronok és lineáris gyorsítók orvosi és biológiai alkalmazásának másik fontos területét az izotóp termelés lehetősége nyújtja. Mi az előnyük a gyorsítók alkalmazásának az izotóp termelésében a jelenleg ma még sokkal szélesebb körben alkalmazott nukleáris reaktorokkal szemben?

- 1/ Az egyik legfontosabb előny a sugárveszély csökkenése, a gyorsítók ugyanis potenciálisan csak működtetésük idején jelentenek veszélyt.
- 2/ A rövid féléletű izotópok előállításának lehetősége, ami egyrészt a beteg sugárterhelésének mértékét csökkenti (ez különösen fontos csecsemők, gyermekek, terhes anyák, stb. esetében), másrészt a rövid féléletű izotópok a vizsgálatok rövid időközű megismétlését is lehetővé teszik anélkül, hogy az előző meghatározásokból származó aktivitás interferálna a mérésekkel.
- 3/ Hordozómentes radionuklidok előállításának lehetősége.
- 4/ Bizonyos izotópok esetében sokkal kedvezőbb preparatív lehetőségek.
- 5/ Ciklotronnal sok esetben pozitron- emittáló nuklidok termelhetők, melyek lokalizációs mérésekben nagyon jó térbeli feloldást tesznek lehetővé, speciális detektáló rendszert alkalmazva az annihilációs fotonok mérésére.

Más szempontok szerint csoportosítva az előnyöket, a gyorsítók orvosi kutató, gyógyító intézetben történő alkalmazását, s a ciklotron beruházás szükségességét a következők indokolják:

- 1/ Olyan új diagnosztikus technikák alkalmazása, melyek rövid életű radioaktív gázokat alkalmaznak, pl.  $O^{15}$ ,  $C^{11}$ , stb.
- 2/ Olyan radionuklidok és radiofarmaceutikumok előállításának lehetősége, melyek fokozott szerv és szövet specifitással rendelkeznek, pl.  $F^{18}$  és  $Fe^{52}$ .
- 3/ Bizonyos ciklotronban termelt pozitron emissziós karakterisztikát mutató radionuklidok alkalmazása a szervezetben adott rendszerek láthatóvá tételének jó térbeli feloldására.
- 4/ A diagnosztikus vizsgálatok nagyobb pontossága, mivel nagyobb mennyiségű radionuklidot lehet alkalmazni, a potenciális sugárveszély növelése nélkül.

- 5/ Kórházi bennfekvés tartamának csökkenése, mivel az orvosi vizsgálatokhoz szükséges radionuklidok helyben termelhetők.
- 6/ Lehetőség nyílik egy adott betegen több szerven végzett párhuzamos vizsgálatra, vagy egy szerv több különböző radionukliddal történő tanulmányozására.
- 7/ Lehetőség nyílik a klinikai gondozás/ellátás során a beteg ismételt vizsgálatára, a terápia hatásának követésére.

Az I. táblázatban a ciklotronnal termelt és lokalizációs vizsgálathoz (csontmetasztázis, légyszövetdaganat, csontléziók, agytumrok, stb.) használt radionuklidok találhatóak.

I. Táblázat

Izotóp	Felezési idő	Részecske
$^{11}\text{C}$	20,4 m	$\beta^+$
$^{18}\text{F}$	110 m	$\beta^+$
$^{81}\text{Rb}$	4,7 h	$\beta^+ \gamma$
$^{123}\text{I}$	13,3 h	$\gamma$
$^{67}\text{Ga}$	78 h	$\gamma$
$^{87}\text{Sr}^m$	2,8 h	$\gamma$ ( $^{87}\text{Y}$ gen. rendszerből)
$^{52}\text{Fe}$	8,2 h	$\beta^+ \gamma$
$^{206}\text{Bi}$	6,2 d	$\gamma$

Az izotópok némelyike tisztán pozitron emittáló, míg mások gamma-sugárzók, mindazon előnyökkel, mik e két sugárzás vonatkozásában elmondhatók. A II. táblázatban a test tereinek tanulmányozására (pl. vvt térfogat, elektrolit vizsgálatok céljaira) használható ciklotronnal termelt radionuklidok vannak.

II. Táblázat

Izotóp	Felezési idő	Részecske
$^{11}\text{C}$	20,4 m	$\beta^+$
$^{43}\text{K}$	22,4 h	$\beta^- \gamma$
$^{77}\text{Br}$	56 h	$\gamma$

A III. táblázatban a szervezet vérátáramlásának mérésére alkalmazott nuklidok közül mutatunk be néhányat.

### III. Táblázat

Izotóp	Felezési idő	Részecske
$^{81}\text{Kr}^m$	13 s	$\gamma$ (Y gen. rendszerből)
$^{81}\text{Rb}$	33 d	$\beta^+$ $\gamma$
$^{15}\text{O}$	2,1 m	$\beta^+$

Más radionuklidok (IV. táblázat) meghatározott szervek funkciójának tanulmányozására szolgálnak, mint pl. regionális renográfiahoz, pajzsmirigy-funkció vizsgálatára, tüdő-, lép-funkció tanulmányozására, stb. [28].

### IV. Táblázat

Izotóp	Felezési idő	Részecske
$^{81}\text{Rb}$	4,7 h	$\beta^+$ $\gamma$
$^{123}\text{J}$	13,3 h	$\gamma$
$^{129}\text{Cs}$	32,4 h	$\gamma$
$^{15}\text{O}$	2,1 m	$\beta^+$
$^{11}\text{C}$	20,4 m	$\beta^+$
$^{13}\text{N}$	10,0 m	$\beta^+$

Az izotópok termelésével kapcsolatban külön meg kell említenünk az általában 1 MeV-nél nagyobb energiájú gamma-fotonokkal kiváltható fotonukleáris reakciók jelentőségét [29]. E reakciókban a gerjesztés mértéke elegendő az atommag dezintegrálásához. 10 MeV-nél nagyobb energiájú gamma-sugárzás a fotonabszorpciót követően proton vagy neutron kilökdösését eredményezheti. A keletkező atommagok bomlását azután meghatározott félidejű béta-sugárzás (+ vagy -) kísérheti, melyhez ugyancsak jellegzetes gamma-sugárzás társulhat. Nagy intenzitású foton-nyalábokat meghatározott energiájú elektronok fékezési sugárzásaként állíthatunk elő. Modern lineáris gyorsítóval 30 MeV elektronenergiánál 400  $\mu\text{A}$ -es átlagos nyalábáram termelhető, s ez  $2 \times 10^5$  r/perc sugárzást biztosít 1 méterre a fékezési sugárzás céltárgyától. A neutron befogásos reakciókkal szemben jelentős előnyei vannak a fotonukleáris reakcióknak. A biológiailag fontos elemek (C, N, O, F) nagyon rövid életű izotópja legkönnyebben neutronok fotoemissziója útján állítható elő. 25 MeV elektronok 200  $\mu\text{A}$  nyalábjára vonatkoztatva a hozam nagyságát is feltünteti az V. táblázat, abban az esetben ha a nukleáris céltárgy a fékezési sugárzás céltárgyához közel nyert elhelyezést.

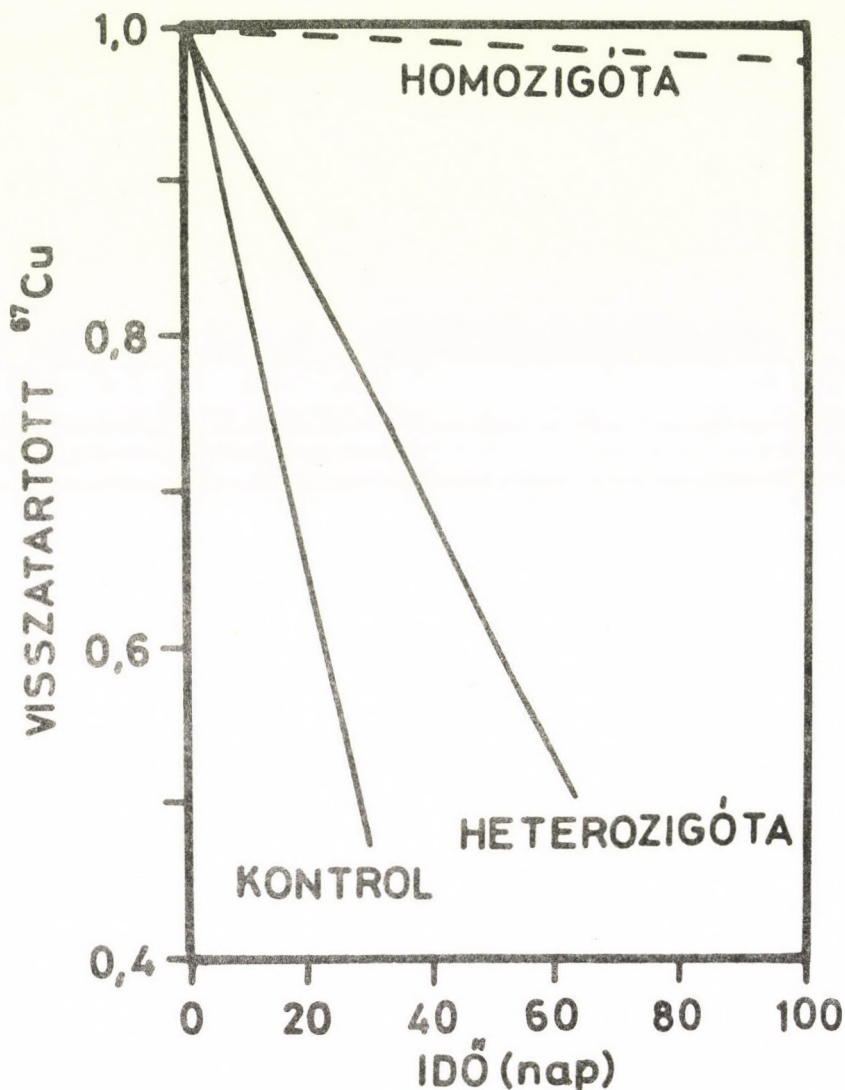
V. Táblázat

Izotóp	Felezési idő	Hozam (MCi/g)
$O^{15}$	2,0 m	14,5
$C^{11}$	20,4 m	5,4
$N^{13}$	10,0 m	12,0
$F^{18}$	1,9 h	2,0

Megfelelő fajlagos aktivitású és mennyiségű jelzett vegyület előállításához a fotonukleáris reakciók mellett a forró kémia módszereit [30] is igénybe kell vennünk. Így pl.  $O^{15}$  előállítható tiszta  $O_2$  gáz bombázásával (100 MeV-es fékezési sugárzással), de víz besugárzásával is, amikor is a termelt  $O^{15}$  10-50 %-a oxigéngáz  $O^{15}O$  formájában jelentkezik. Az  $O_2$  gáz azután jó hozammal és nagy fajlagos aktivitással könnyen szeparálható a vízből. Az aktív oxigént grafittal reagáltatva  $O$  jelzett szénmonoxid, illetve széndioxid állítható elő. Ez az utóbbi egyszerű eljárás a fajlagos aktivitást nagyságrendekkel kedvezőbbé teszi a tiszta  $O_2$  gáz besugárzásával nyert preparátuméval szemben. Hasonlóképpen az  $NO$  vagy  $NaN_3$  besugárzása  $N^{13}N$  vagy  $^{13}NO$  keletkezését eredményezheti. Azid esetében a nitrogén, a szilárd azid hevítése útján felszabadítható.  $C^{11}$  izotóp előállításához aktivált szenet sugározhatunk be nagy energiájú gamma-sugárzással oxigén jelenlétében, s ilyenkor a  $C^{11}$  radioaktivitás 30 %-a szénmonoxid formájában jelentkezik. A szénmonoxid oxidációjával jelzett szén széndioxiddá alakítható át, majd katalitikus úton a  $C^{11}$  metánba,  $CN$ -be vihető tovább. A fotoszintézis természetes útja is felhasználható  $C^{11}$  jelzett vegyületek előállítására. Forró kémiai módszerek alkalmazhatók fluór esetében is. Ha kénhexafluoridot sugárzunk be,  $^{18}F$  magok lökődnek ki. Ezek egyesülés helyett a tároló edény falára tapadnak, ahonnan könnyen kinyerhetők. Aktív fluór és  $NO$  nitrozilfluoriddá egyesíthető, mely vegyület nagyon alkalmas szerves vegyületek fluorozására. Jó szerveskémi, illetve biokémiai háttér mellett az említett és hasonló módokon előállított jelzett vegyületeknek igen nagy jelentőségük van az anyagcsere folyamatok, gáztranszport, lokalizációs vizsgálatok során. A  $^{18}F$ -fel jelzett nukleotidok pl. a nukleinsav anyagcsere részfolyamatainak, valamint a sugárterápiában is nagyon komoly jelentőségű sejtszinkronizáció tanulmányozására is lehetőséget nyújtanak.

A töltött részecske emissziójával járó fotonukleáris reakciók a fotoneutron reakcióknál közvetlenebb lehetőséget nyújtanak nagy fajlagos aktivitású radionuklidok előállítására. A fotoproton reakció pl. a szülő atommagból minőségileg eltérő leánynuklidot eredményez. Ennek jelentőségére példa a réz anyagcsere zavarát érintő, örökletes anyagcsere betegség, a Wilson-kór, vizsgálatára előállított  $Cu^{67}$ . A réz fotoneutron reakciója  $^{64}Cu$ -t eredményez, melynek egyrészt alacsony a specifikus aktivitása, másrészt viszonylag rövid, csak 12 órás a félélete, egyik sem kedvező a

hosszadalmas vizsgálatok, s a biokémiai preparatív eljárások szempontjából. Réz azonban  $^{68}\text{Zn}(\gamma, p)\text{Cu}^{67}$  foto-proton-reakcióban is termelhető. Ennek már nemcsak hogy hosszabb féléléte van, 61 órás, hanem a kiinduláshoz használt közönséges Zn-ből (ennek kb. 19 %-a  $^{68}\text{Zn}$  természetes izotóp), réz-ón ötvözetképzés, cink-eltávolítás desztillálással, visszaoldás, ioncserés szeparálás útján nagy tisztasággal, nagy fajlagos aktivitással és gyorsan előállítható. Wilson-kóros betegnél a  $\text{Cu}^{67}$ -tel a Cu retencióját mérhetjük (5. ábra).



5. ábra

Kitűnik, hogy a betegség génjére vonatkozóan heterozigóta egyedek esetében is a kontrolhoz viszonyítva nagyon kifejezett a Cu-reten-



ció. Ugyanezen módszer nagyon jól alkalmazható lenne pl. a penicillamin kezelés ellenőrzésére, neonatális hiperbilirubinaemiában szenvedő gyermekeknél, mikoris az ismételt transzfúzió helyett a súlyos következményekkel járó magikterus kifejlődése egyszerű kémiai komplex-képzés útján kedvezően befolyásolható [31]. Foto-proton reakcióban is termelhető többek között a  ${}^3\text{K}$ , melynek erős, de alacsony energiájú gamma-sugárzása van (373 keV), s félléideje 22,4 óra, mely kétszerese a  ${}^2\text{K}$ -énak (1,5 MeV). E hasznos tulajdonságai miatt a  ${}^3\text{K}$ -ot egyre kiterjedtebben alkalmazzák a sziv funkcionális, lokalizációs vizsgálatokban [32], [33]. Az izotóptermeles  $\text{Ca}^{44}$  gamma-besugárzása útján történik, miközben proton kilökése mellett  $\text{K}^{43}$  keletkezik ( ${}^{44}\text{Ca}(\gamma, p)\text{K}^{43}$ ) [34]. A  $\text{K}^{42}$ , illetve  $\text{K}^{43}$  párhuzamos alkalmazása kettős izotópvizsgálatok elvégzését teszi lehetővé.

A megfelelő fotonukleáris reakció kiválasztása, valamint forró-kémiai preparatív módszerek alkalmazása még nagyon sok radionuklid felhasználását eredményezheti.

Meg kell említeni továbbá, hogy bár a neutron befogásos reakciókat sokkal általánosabban alkalmazzák aktivációs analízis céljaira, azaz különböző anyagok elemi összetételének vizsgálatára, a fotoaktivációs analízis különösen biológiai minták és C, N, O, F, Mg, Pb vonatkozásában, valamint folyadékok esetében nagyon hasznos kiegészítésül szolgálhat. A fotoaktivációs analízis különösen hasznos olyan esetekben, amikor az interferáló reakció kialszöbölése céljából előnyös az ütköző sugár energiájának meghatározott energiaszint alatt való tartása. A VI. táblázatban a fotonukleáris reakció segítségével analizálható elemeket láthatjuk.

VI. Táblázat

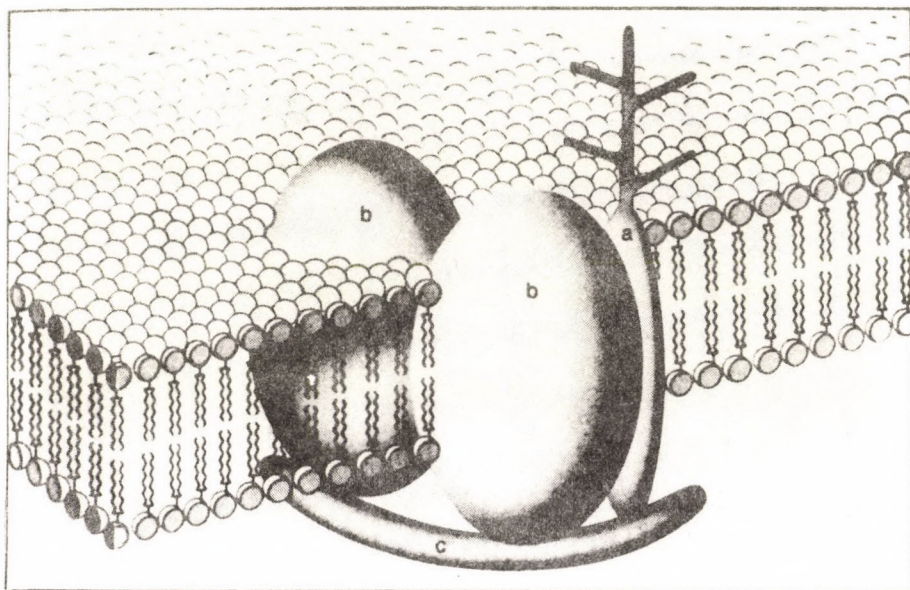
H(D)	Be	C	N	O	F	Na
Mg	Cl	Ca	Sc	Ti	Cr	Mn
Fe	Co	Ni	Cu	Zn	Ga	As
Se	Br	Rb	Sr	Y	Zr	Mo
Ag	Cd	In	Sn	Sb	Te	I
Cs	Ba	Pr	Er	Hf	Ta	W
Ir	Pt	Au	Hg	Tl	Pb	Bi

S végül szeretném röviden összefoglalni azokat a lehetőségeket, melyeket az izotóptechnika a lokalizációs vizsgálatok céljaira nyújt. Az in vivo diagnosztikai célra természetesen biológiailag optimális feltételeket kell biztosítani. Ezek közül néhány:

- 1/ nagy fajlagos aktivitás;
- 2/ minél rövidebb féllélet-idő;
- 3/ jó detektálhatóság;

4/ biológiai szempontból minél kedvezőbb, differenciált lokalizáció.

Néhány példa: vese-clearance vizsgálatokban kifejezetten előnyös a  $^{140}\text{La}$  DPTA kelátkomplex alkalmazása, mert a La jól detektálható, a hajszálérgomolyagban a komplex jól filtrálódik, de a vese-csővecskék az anyagot se ki nem választják, se a kifiltrált komplexet vissza nem szívják [35]. A  $^{13}\text{N}$  jól alkalmazható légzés-funkció vizsgálatoknál, minthogy a plazmában a N nagyon rosszul abszorbeálódik [36]. A  $\text{Ga}^{67}$  hasznos olyan struktúrák, így pl. daganatos elváltozások kimutatására, melyek kifejezett  $\text{Ca}^{2+}$ -anyagcserével rendelkeznek [37].  $\text{F}^{18}$  jól alkalmazható pl. a csontrendszer kóros elváltozásainak kimutatására. Az utóbbi időben a legkülönbözőbb lantanidák és komplexeik vagy más nagy elektrondenzitású, illetve töltés-sűrűségű elemek alkalmazása is előtérbe került, kóros folyamatok szcintigráfias kimutatására [38]-[41]. Az elvi elgondolás ezen anyagok alkalmazásával kapcsolatosan az, hogy általában a legtöbb sejt határhártyája (6. ábra) fix negatív töltésekkel rendelkezik.



6. ábra

A negatív töltésű helyek megoszlása és a határhártyában elfoglalt térszerkezeti helye más és más az egyes szövetféleségek, sejtek

esetében. Ez azzal a következménnyel jár, hogy meghatározott elemek ionjai, illetve meghatározott elemek kelát komplexei csak egyes szövethémeségek fix-negatív helyeivel léphetnek kölcsönhatásba.

A különböző polivalens kationok és fémkomplexeik alkalmazása tehát differenciált lokalizációt, meghatározott specifikus struktúrák tanulmányozását teszi lehetővé. A másik elvi szempont, hogy kóros folyamatok kapcsán általában megnő a fix negatív töltésű helyek hozzáférhetősége, vagyis a kontrolhoz képest a kóros szövethémeségekben sokkal kifejezettebb a reakció, azaz a kóros és a normális szöveti részek elkülönítésére is lehetőség nyílik. Mindemellett lehetőség kínálkozik a membránkomponensek - fehérjék, foszfolipidek, mukopoliszaharidok, fémionok - kölcsönhatásának tanulmányozására, mely kölcsönhatás megismerése alapvető a sejtmembránok szabályozó, a sejtet környezetétől elhatároló, vagy azzal éppen egybekapcsoló funkciójának megértéséhez.

Az előadásban elhangzott néhány szempont, s a ciklotron program fontosságának hangsúlyozása mellett szeretnénk egy, a magunk részéről állandóan érzett és tapasztalt további szempont fontosságára rámutatni, és pedig arra, hogy a fizikai tudományok elvi és gyakorlati alkalmazása egyre inkább a biológiai és az orvostudományok fejlődésének alapvető feltételévé válik, valamint, hogy a fizikusok egyre inkább mind a kutatásban, mind a gyógyításban nélkülözhetetlen munkatársainkká válnak.

#### Irodalom

- [1] Chadwick K.H. és Leenhouts H.P., Euratom-HAL, Wageningen, Netherlands, March 1974. NSA 3015, 12868.
- [2] Bender M.A., Griggs H.G. és Bedford J.S., Mutat. Res. 23 (1974) 197.
- [3] Lion M., Proc. Reg. Conf. on Radiation Protection 1 (1973) 341.
- [4] Kato T., Gamma-field Symposium №8, Genetical Control of Radiosensitivity (1969)
- [5] Howard-Flanders P., Rupp W.D., Wilkins B.M. és Cole R.S., Cold Spring Harb. Symp. Quant. Biol. 36 (1968) 195.
- [6] Kaplan H., Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A. 55 (1966) 1442.
- [7] Lehnert S., Moroson H., Radiat. Res. 45 (1971) 299.
- [8] Howard-Flanders P., Ann. Rev. Biochem. 37 (1968) 175.
- [9] Luecke-Huhle C. és Jung H., Int. J. Radiat. Biol. 25 (1974) 339.
- [10] Almond P.R., Smathers J.B., Oliver Jr., G.D., Hranitzky E.B. és Routt K., Radiat. Res. 56 (1973) 24.
- [11] Fowler J.F., in Particle Accelerators in Radiat. Therapy, LA-5180-C, USA EC, 28 (1973)

- [12] Almond P.R., Physics Report 17C (1975) 11.
- [13] Suit H.D., Brookhaven Natl. Lab. Rep. BNL-50203 C-57 (1969)
- [14] Matsuyama A., Takahashi T., Karasawa T. és Yatagai F.; Tokyo Igaku, 80 (1972) 126.
- [15] Leenhouts H.P. és Chadwick K.H., Proc. Biol. Effects of Neutron Irradiation, Vienna, Intern. Atomic Energy Agency, (1974) 151.
- [16] Richold M. és Holt P.D., idem (1974) 237.
- [17] Berry R.J., idem (1974) 257.
- [18] Cranp W.A. és Bryant P.E.; idem (1974) 165.
- [19] Comings D.E. és Kakefuda T.J., J. Mol. Biol. 33 (1968) 225.
- [20] Ryter A., Bacteriol. Rev. 32 (1969) 39.
- [21] Comings D.E. és Okada T.A., Exp. Cell Res. 62 (1970) 293.
- [22] Maul G.G., Price J.W. és Lieberman M.W., J. Cell Biol. 51 (1971) 405.
- [23] Zemenó A. és Cole A., Radiat. Res. 39 (1969) 669.
- [24] Alper T., IV. Internat. Congr. in Radiat. Res (Evian, France) (1970) p.8.
- [25] Feldherr C.M., J. Cell Biol. 42 (1969) 841.
- [26] Langendorf H. és Langendorff M., Strahlentherapie 146 (1973) 436.
- [27] Lehnert S., Int. J. Radiat. Biol. 23 (1973) 11.
- [28] Glass H.I. és Silvester D.J., Brit. J. Radiol. 43 (1970) 589.
- [29] McNeill K.G., Physics today 21 (1974) 75.
- [30] Welch M.; Proc. Int'l Conf. on Photonuclear Reactions and Applications, Asilomar, Calif. (B.L. Berman, ed.) publ. Lawrence Livermore Laboratory, Livermore, Calif. 1973.
- [31] Lakatos L., Kövér B. és Péter F., Acta Paediatr. Acad. Sci. Hung. 15 (1974) 77.
- [32] Smith R.O., Bennett K.R., Lehan P.H. és Hellens H.K., J. Nucl. Med. 14 (1973) 274.
- [33] Holman P.E., Adams D.F., Han M.H., Pogganbury J.K. és Adelstein S.J., J. Nucl. Med. 14 (1973) 274.
- [34] Gray F.Cc., Cole C.M., Meaburn G.M. és Brunhart G.; J. Nucl. Med. 14 (1973) 931.

## SUGÁRBIOLÓGIAI KUTATÁSOK CIKLOTRONNAL

SZTANYIK B. LÁSZLÓ

Országos "Frédéric Joliot-Curie" Sugárbiológiai és  
Sugáregészségügyi Kutató Intézet

### Bevezetés

A sugárbiológia sajátos multidiszciplináris tudományág, amely a sugárzó energia biológiai hatásainak tanulmányozásával foglalkozik a biológiai szerveződés valamennyi szintjén, kezdve a molekuláristól, a sejt és organizmus szinteken át egészen az ökológiai rendszerekig.

A szűkebb értelemben vett sugárbiológia érdeklődési köre az ionizáló sugárzásokra korlátozódik.

A sugárzás biológiai hatása megnyilvánulhat az érintett biológiai objektum strukturális és funkcionális változásaiban. Ezek lehetnek enyhék, szubletálisak, amelyek legfeljebb átmenetileg zavarják a normális élettevékenységet, de lehetnek súlyosak, letálisak is, amelyeket már nem lehet összeegyeztetni az életfunkció fenntartásával, az objektum túlélésével. Mindazokat az elváltozásokat, amelyek magán a besugárzott egyeden jelentkeznek - akár a sugárbehatás korai, akár késői következményeként - szomatikus sugárkárosodásoknak nevezzük, szemben a genetikai károsodásokkal, amelyek átörökítődnek az utódokra.

Mint minden sugárbiológiai kutatással, a ciklotronnal végzett sugárbiológiai kutatásokkal kapcsolatban is 3 alapvető kérdés merül fel:

1. mi a kutatás célja (miért kell kutatni),
2. mi a kutatás tárgya (mit kell kutatni) és
3. mi a kutatás módszere (hogyan kell kutatni)?

A sugárbiológiai kutatások célja hármas:

- a/ a biológiai sugárhatások gyakorlati hasznosításának elősegítése,
- b/ a sugárzás ártalmas hatásai elleni védekezés tudományos megalapozása, és

c/ a sugárzással, mint az életformák strukturális és funkcionális összefüggéseinek perturbációjára - s így tanulmányozására - alkalmas eszközzel, általános biológiai törvényszerűségek feltárása.

Ezeket a célkitűzéseket kell szolgálni a ciklotronnal végzett sugárbiológiai kutatásoknak is (I. Táblázat).

### I. Táblázat

Ciklotronhoz kapcsolódó sugárbiológiai kutatások célja :
I. BIOLÓGIAI SUGÁRHATÁSOK HASZNOSÍTÁSÁNAK ELŐSEGÍTÉSE
1. Orvosi alkalmazások: Radioterápia
a/ gyorsított részecskékkel
b/ gyors neutronokkal
2. Egyéb (nem orvosi) alkalmazások
a/ mutációs fajtanemesítés
b/ sugaras rovarirtás
II. A SUGÁRVÉDELEM TUDOMÁNYOS MEGALAPOZÁSA
1. Kiszolgáló személyzet
2. Ciklotronnal kezelt betegek
a/ radioterápia
b/ radiográfia
c/ in vivo aktivációs analízis
3. Ciklotron-termékkel kezelt betegek
4. Asztronauták
III. FUNDAMENTÁLIS SUGÁRBIOLÓGIAI ÉS ÁLTALÁNOS BIOLÓGIAI TÖRVÉNYSZERŰSÉGEK FELTÁRÁSA

#### I. A biológiai sugárhatások gyakorlati hasznosítása

##### 1. Orvosi alkalmazások

A biológiai sugárhatások első és mindmáig legsikeresebb alkalmazási területe a radioterápia, elsősorban a rosszindulatú daganatok sugaras gyógykezelése. A nagyenergiájú nehéz részecskék alkalmazásától a konvencionális sugárzástípusokkal, röntgen-, gamma-

és elektron-sugárzással elért terápiás eredmények további javulását remélik.

A sugárterápia céljaira elvileg egyaránt alkalmasak a ciklotronban gyorsított elektromos töltésű részecskék és az e részecskékkel keltett gyors neutronok.

Gyakorlatilag azonban a közepes energiájú ciklotronnal nyert gyorsított részecskék energiája és hatótávolsága elégtelen a test mélyében ülő daganatok besugárzásához. Ezzel szemben már 15-20 MeV-es deuteronokkal előállítható olyan átlagos energiájú neutron nyaláb, amelynek gyengülése a testszövetekben kisebb, mint a 250 kV-tal gerjesztett röntgen-sugaraké és megközelíti a kobalt-60 izotóp gamma-sugárzásáét [1].

A ciklotronok terápiás alkalmazásának gyakorlati kérdéseivel a szimpózium más előadásai foglalkoznak [2-5].

Nyilvánvaló, hogy a gyors neutronok vagy egyéb, nagy energiájú részecskék terápiás alkalmazásának széleskörű bevezetéséhez tisztázni kell számos sugárbiológiai problémát, a részecskék biológiai hatásait ép és tumoros szöveteken, a konvencionális sugárzáshoz viszonyított hatékonyságát, stb.

## 2. Egyéb, nem orvosi alkalmazások

A sugárzás genetikai hatásain alapulnak azok az eljárások, amelyek során ionizáló sugárzást alkalmaznak mikroorganizmusok és növények kedvező tulajdonságu, új fajtáinak előállítására [6], illetve kártékony rovarok szaporodásának gátlására [7].

Laboratóriumi körülmények között a ciklotronban gyorsított részecskék és a ciklotronnal nyert neutronok sokszor előnyösebbnek látszottak ilyen feladatokra, mint a jelenleg leggyakrabban használt röntgen- és gamma-sugárzás, de gyakorlati alkalmazásukra vonatkozóan még nincsenek tapasztalatok [8], [9].

## II. A sugárvédelem tudományos megalapozása

A ciklotron hasznosítását kutatási és gyakorlati feladatokra a berendezésben és környezetében keletkező sugárzások gátolhatják. Ilyen értelemben a biológiai sugárhatás már nem kívánatos kísérő jelenség, amely elégtelen sugárvédelem vagy a sugárvédelmi előírások be nem tartása esetén, sugárártalmat eredményezhet.

### 1. A személyzet sugárvédelme

A ciklotronban előállított részecskenyaláb, a targetben keltett neutronok, a berendezés és a segédberendezések felaktivált alkatrészeinek sugárzása, valamint az előállított radionuklidok sugárzása képviseli az ionizáló sugárzás különböző típusait, amelyek

ellen a személyzetet kellő biztonsággal kell megvédeni. Tágabb értelemben véve, a sugárvédelem részét képezi a nagyfrekvenciás erőter ártalmas hatásai elleni védekezés is [10].

A foglalkozási expozíció - kivételesen ritka balesetektől eltekintve - krónikus, kis dózisu és alacsony dózis-teljesítményű, protrahált sugárterhelést jelent. Ezért sugárvédelmi szempontból az ilyen besugárzások biológiai hatásainak tanulmányozása, a sugárhatás késői következményeinek, a leukaemogén, cancerogén és genetikai hatások mechanizmusának vizsgálata képezi a sugárbiológiai kutatások alapvető feladatát.

Kicsit részletesebben kell foglalkoznunk a ciklotronnál dolgozók kataraktájának kérdésével.

A 40-es évek vége felé kataraktát, szemlencsehomályt észleltek több olyan fizikuson, akik ciklotron mellett dolgoztak. A katarakta kifejlődését neutronokkal történt expozícióra vezették vissza, és feltételezték, hogy az emberi szem különösen érzékeny a gyors neutronok iránt [11]. Az ICRP ennek alapján javasolta, hogy a szemlencsére maximálisan megengedhető dózis-egyenérték megállapításánál, amennyiben a sugárzás minőségfaktora nagyobb 1-nél, egy második módosító tényezőt is alkalmazni kell [12].

Az ICRP 1969. évi 14. publikációja azonban megállapítja, hogy "az emberi szemlencsének a nagy LET-ű sugárzások iránti fokozott érzékenységeire vonatkozó vélemény nem a tények gondos mérlegelésén alapult" és ezért külön módosító tényező alkalmazását nem tartja indokoltnak [13].

E kérdés körüli vita még nem zárult le véglegesen, ezért további kutatása helyénvalónak látszik.

## 2. Ciklotronnal kezelt betegek sugárvédelme

Gyors neutronokat 1938-ban alkalmazták először radioterápia céljaira Berkeleyben. Stone és Larkin összesen 24 beteget kezelt a 37 in., majd 1939-44 között további 226 beteget a 60 in. ciklotronnal. A neutron-terápiát 1944-ben felfüggesztették a betegeken észlelt, váratlanul súlyos szövetkárosodások miatt, amire akkor nem tudtak elfogadható magyarázatot adni [14].

Az 50-es években azután felismerték az oxigén effektus jelentőségét és leírták, hogy a röntgen-sugárzással besugárzott emlősejtek túlélési görbéinek kezdeti domboru szakasza, "váll" van, ami a sűrűn ionizáló sugárzások esetén kisebb, vagy nem is észlelhető. Ezek a megfigyelések újra felkeltették a nagy LET-ű sugárzások iránti érdeklődést. A Hammersmith Hospital kutatói csakhamar kimutatták, hogy a kaliforniai betegeket annak idején tulleponálták, mivel 1939-ben még nem volt ismeretes, hogy frakcionált besugárzás esetén a gyors neutronok RBE-je nő a dózishányadok csökkenésének és a frakciószám növekedésének az arányában [15].



Ujabbán ismételtén felmerült a neutron-radiográfia medicinális alkalmazásának lehetősége is. Feltételezik, hogy a megváltozott víztartalmu, lágy szöveti tumorok neutronokkal jobban leképezhetőek, mint röntgen-sugárzással. Az emberi testen azonban, csak a nagy energiájú, gyors neutronok képesek áthatolni [16].

Szükségtelen hangsúlyozni, hogy a neutron-radiográfia orvosi alkalmazása csak akkor valósítható meg, ha az eljárás nem jár a beteg aránytalanul nagy sugárterhelésével. Jelenleg csak a Hammersmith Hospital ciklotronjával végeznek neutron-radiográfiát a terápiás besugárzások alatt, elsősorban a beteg helyes beállításának utólagos ellenőrzése céljából [17].

A betegtől levett minták aktivációs analízise régen bevonult a klinikai laboratóriumi vizsgálati módszerek közé. Az *in vivo* aktivációs analízis során viszont, a vizsgált személyt, vagy valamely testrészét sugározzák be neutronokkal. A leadott szöveti dózis általában nem nagyobb, mint a szokásos röntgen- vagy izotópos vizsgálat révén kapott dózis. Az emberi test kalcium-tartalmának meghatározása ciklotron-eredetű gyors neutronokkal 1,8-2,1 rem sugárterheléssel jár, a pajzsmirigy jódtartalmának meghatározása pedig 1,7 rad körüli dózissal terheli a thyreoidea szövetét [18], [19].

### 3. Ciklotron-eredetű radionukliddal vizsgált betegek sugárvédelme

A legutóbbi időkben némely radionukliddal, köztük ciklotron-eredetű radionuklidokkal kapcsolatban is, felmerült egy komoly sugárbiológiai probléma: az Auger-elektronok relatív biológiai effektivitása, amelynek alapos vizsgálata a betegek sugárvédelme érdekében elengedhetetlenül szükségesnek látszik [20].

A ciklotronban előállított radionuklidok közül számos nuklid bomlik héjelektron-befogással (II. táblázat). Ezek a nuklidok rendszerint K-elektront, ritkábban L-elektront fognak be, amelyek helyére egy külsőbb héjről ugrik át elektron. Az átrendeződés karakterisztikus röntgen-sugárzás emissziójával jár. Ha a származék-mag gerjesztett állapotban marad vissza, akkor gamma-fotonok kibocsátása is lehetséges, amelyek egy része konverziós elektronokat eredményezhet. Ugyancsak konverziós elektronokhoz vezet a röntgen-sugár alakjában kibocsátott energia azonnali elnyelődése. Ilyen módon a héjelektron-befogás néha egész elektron lavinát indít meg, amit Auger-effektusnak nevezünk [21].

Az Auger-elektronok szükségképpen alacsony energiájúak és igen rövid távolságon belül elnyelődnek. Ennek következtében relatív biológiai effektivitásuk biztosan nagyobb, mint 1. Feige és Gavron az Auger-elektronokat tette felelőssé a thyreoidea inkorporált  $^{125}\text{I}$  relatív magas toxicitásáért [22]. Később mások is igazolták, hogy a  $^{125}\text{I}$  bomlása súlyosabb DNA károsodást okoz, mint a dózis-számítások alapján várható [23]. A végrehajtott sugárbiológiai kísérletekből úgy tűnik, hogy bizonyos sejtszisztemekben csaknem minden egyes bomlás, más rendszerekben pedig minden második bomlás kettős láncszakadást okoz a DNA-ban [24].

Az expositio legnagyobb hányada a sugárzási övezetek protonjaitól származik. A kozmikus protonok és a konvencionális röntgen-sugárzás LET-spektrumának összehasonlítása azt mutatja, hogy a proton eredetű dózis nagy hányada alacsony LET-tel képződik. Kvalitás-faktora jóval közelebb áll a röntgen- és gamma-sugárzáséhoz, mint a magas LET-ű sugárzások kvalitás-faktorához.

A nagy energiájú primér részecskék és a szöveti atommagok között lejátszódó kölcsönhatások desintegrációs csillagokat eredményeznek. Ezek csak kis mértékben járulnak hozzá az abszorbeált dózishoz, de részesezésük a dózis-egyenértékben már nem elhanyagolható. A nagy számban emittált sekunder particulák között viszonylag kis energiájú protonokat, neutronokat, alfa-részecskéket és ritkán nehezebb fragmentumokat is találunk. Így az abszorbeált dózis magas kvalitás-faktorral konvertálható dózis-egyenértékké.

A galaktikus sugárzás neutronjainak energia-spektruma igen széles, a thermikustól a relativisztikus energiáig terjed. Mégis, a neutronok okozta sugárterhelés nagy hányadát viszonylag szűkebb tartományba eső, 0,1-50 MeV közötti energiájú neutronok hozzák létre. LET-megoszlásuk alapján, a galaktikus neutronok dózis-egyenértékének számításához 6 körüli kvalitás-faktor használatát tartják indokoltnak [26].

E rövid áttekintésből is következik, hogy a ciklotron orvosi alkalmazása radioterápia, radiográfia vagy in vivo aktivációs analízis céljaira elsősorban a gyors neutronok biológiai hatásainak kutatását teszi szükségessé ép és daganatos szöveteken, valamint emlősejteken. A ciklotronnál dolgozó személyzet, a vizsgált és kezelt betegek, az asztronauták sugárvédelme szempontjából ugyancsak a gyors neutronok kis dózisainak késői szomatikus és genetikai hatásai az érdekesek. Mivel a neutronok kölcsönhatása a szöveti elemekkel, gamma-fotonok mellett, kis és közepes energiájú protonokat, alfa-részecskéket és nehezebb atommagokat eredményez, az ilyen részecskékkel végrehajtott, sejtszintű sugárbiológiai kísérletek értékes információkkal szolgálhatnak a neutronok biológiai hatásának mechanizmusára vonatkozóan.

### III. Alapvető sugárbiológiai törvényszerűségek

A sugárbiológiai kutatás feladata kvantitatív összefüggések megállapítása a besugárzott biológiai objektummal közölt energia mennyisége és az objektumban kiváltott biológiai hatás nagysága között. Ezeket az összefüggéseket különféle egyenletekkel írjuk le és dózis-hatásgörbékkel ábrázoljuk. Az elméletileg várható dózis-hatásgörbe lehet lineáris, kvadrátikus, exponenciális és szimoid. A dózis-hatás összefüggést és a görbe alakját befolyásolhatják a sugárzás jellemzői, a biológiai objektum tulajdonságai, a hatás regisztrálására kiválasztott biológiai jelenség és bizonyos környezeti tényezők (III. táblázat).

Némelyiknek a jelentőségével külön is foglalkozni fogok a továbbiakban.

## II. Táblázat

Ciklotronban előállított és héjelektron-befogással elbomló fontosabb radionuklidok		
Radionuklid	Bomlási félidő	Jellemző foton- energia, MeV
$^{57}\text{Co}$	250 d	0,12
$^{67}\text{Ga}$	78 h	0,18; 0,30
$^{77}\text{Br}$	57 h	0,24; 0,52
$^{83}\text{Rb}$	83 d	0,53
$^{85}\text{Sr}$	64 d	0,51
$^{87}\text{Y}$	80 h	0,48; (0,39)
$^{111}\text{In}$	2,8 d	0,17; 0,25
$^{123}\text{I}$	13,3 h	0,16
$^{127}\text{Xe}$	36,4 h	0,17; 0,20; 0,38
$^{129}\text{Cs}$	32,1 h	0,38; 0,41
$^{128}\text{Ba}$	2,4 d	0,13; 0,28
$^{197}\text{Hg}$	65 h	0,08; 0,27
$^{201}\text{Tl}$	74 h	0,17
$^{203}\text{Pb}$	52,1 h	0,28; 0,40
$^{203}\text{Bi}$	11,8 h	többféle

A tríciumnál 5-10-szer hatékonyabbnak talált  $^{125}\text{I}$  különösen nagyfokú biológiai aktivitásáért -a sugárzás kvalitása mellett - az elbomlott radionuklid leányeleme és a hordozó biomolekula közötti közvetlen töltésátvitelt teszik felelőssé.

Sugárvédelmi szempontból indokolt feltételeznünk, hogy azok a ciklotronban előállított radionuklidok, amelyek héjelektron-befogással bomlanak el és beépülnek fontos biológiai strukturákba (DNA, membrán), esetleg toxikusabbak lehetnek, mint a dóziskalkuláció alapján várható [25].

### 4. Asztronauták sugárvédelmét célzó kutatások

A kozmikus térben fotonok és elektronok mellett protonok, neutronok és nehezebb ionizáló részecskék is érik az asztronauták szervezetét. Az utóbbiaktól kapott dózis-egyenérték megállapításához és a várható biológiai következmények megítéléséhez, nemcsak az abszorbeált dózist kell ismerni, hanem a sugárzások LET-spektrumát is.

A sugárzás dózisa és biológiai hatása közötti összefüggéseket befolyásoló fontosabb tényezők
<p>I. A VIZSGALT BIOLÓGIAI JELENSÉG</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. szomatikus hatás               <ul style="list-style-type: none"> <li>- letális</li> <li>- szubletális</li> </ul> </li> <li>2. genetikai hatás</li> </ol>
<p>II. A SUGÁRZÁS TULAJDONSÁGAI</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. a sugárzás minősége (LET)</li> <li>2. a dózis térbeni eloszlása</li> <li>3. a dózis időbeni megoszlása               <ul style="list-style-type: none"> <li>- frakcionált</li> <li>- protrahált</li> </ul> </li> </ol>
<p>III. KÖRNYEZETI TÉNYEZŐK</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. víztartalom</li> <li>2. hőmérséklet</li> <li>3. oxigén-ellátottság (OER)</li> <li>4. sugárérzékenységet befolyásoló vegyületek               <ul style="list-style-type: none"> <li>- radioprotektorok (DRF)</li> <li>- radioszenzitizerek (DMF)</li> </ul> </li> </ol>
<p>IV. A BIOLÓGIAI OBJEKTUM TULAJDONSÁGAI</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. genetikailag determinált sugárérzékenység</li> <li>2. proliferatív kapacitás</li> <li>3. reparációs képesség</li> <li>4. sejtciklusban elfoglalt helyzet</li> </ol>

### 1. A sugárzás letális hatása

A sugárzás legkönnyebben detektálható és mindenféle biológiai objektumon - vírusoktól az emlősökig - leggyakrabban vizsgált biológiai hatása a letális hatás. A besugárzott emlősök túlélése szigmoid dózis-hatásgörbét eredményez, amit 5, 30 vagy 60 napos túlélés alapján szerkesztenek. A mikro-organizmusok és olyan emlőssejtek túlélését, amelyek korlátlan sejtosztódási képességgel rendelkeznek vagy arra készíthetők, kolóniaképzésük alapján értékelik, amit in vitro rendszerben vagy in vivo határoznak meg [27].

A konvencionális röntgen-sugárzással besugárzott emlősejtek túlélési görbéje többnyire ugyancsak szigmoid. Féllogaritmikus ábrázolás esetén az alacsony dózistartományban görbülete, un. "váll" van, a nagyobb dózisok felé kiegyenesedik, tehát exponenciálissá válik. Az ilyen görbe a következő 3 paraméter közül kettővel adekvát módon leírható:  $D_0$  vagy  $D_{37}$  az a dózis, amely a besugárzott populáció túlélését az exponenciális régióban  $e^{-1}$  részére, kb. 37 %-ára csökkenti;  $N$  - az extrapolációs szám, amit a görbe exponenciális szakasza az ordinátára extrapolálva ad; és  $D_q$  - látszólagos küszöbdózis, amit az exponenciális szakasz az abszcisszából kimetsz.

A manapság elfogadott értelmezés szerint, a görbe válla azt tükrözi, hogy a kezdetben szubletális hatásoknak akkumulálódnia kell, hogy letállissá váljanak [28].

## 2. A sugárzás minősége - LET és RBE

Amikor a sugárterápia és a sugárbiológiai kutatás szinte kizárólag csak a röntgen- és gamma-sugárzás használatára korlátozódott, a sugárzás minősége alatt az áthatoló képességét értették és a felezőréteg-vastagsággal jellemezték [29].

Manapság a sugárzás minősége alatt az energiaátadás térbeni eloszlásának azokat a szubmikroszkópikus jellegzetességeit értjük, amelyek a sugárzás biológiai effektivitását akkor is befolyásolják, ha egyébként az összes többi fizikai tényező, a leadott energia nagysága, az abszorbeált dózis és a dózis-abszorpció sebessége - konstans. A sugárzás minőségét első közelítésben a lineáris energia-átadás (LET) jellemzi, amit rendszerint  $1 \text{ g/ccm}^{-2} \text{ g}^{-1}$  sűrűségű közegre vonatkozóan  $\text{keV}/\mu\text{m}$ , vagy pedig általában  $\text{MeVccm}^{-2} \text{ g}^{-1}$  egységekben fejezzük ki [30].

Az elmondottakból következik, hogy két különböző típusu sugárzás biológiai hatása azonos abszorbeált dózisok mellett is különbözhet egymástól. A különbség számszerű kifejezésére vezették be a sugárbiológiai kutatásban a Relatív Biológiai Effektivitás (RBE) fogalmát, amely a referencia sugárzás és a kérdéses sugárzás azon dózisainak arányát jelenti, amelyek azonos biológiai effektust váltanak ki. A 200 kV-tal gerjesztett röntgen-sugárzást fogadták el referencia sugárzásnak, mert könnyen hozzáférhető és biológiai hatása a legjobban ismert [31]. Sugárvédelmi célokra, a dózis-egyenérték (DE) kiszámításához ettől eltérő kvalitás-faktort (QF) használunk, amely a sugárzás biológiai hatékonyságát ugyancsak a lineáris energia-átadás (LET) függvényében veszi figyelembe [30].

A röntgen-sugárzással és nagy LET-ű sugárzásokkal besugárzott sejtek túlélési görbéi között két lényeges különbség van:

- a/ az utóbbi sugárzás-típusokkal nyert görbék általában meredekebbek, tehát ezek a sugárzások azonos dózisok esetén hatékonyabbak;
- b/ a nagy LET-ű sugárzásokkal kapott túlélési görbék válla rendszerint kisebb, sőt néha teljesen hiányzik is.

A túlélési görbék alakjában mutatkozó különbségekből következik, hogy a sűrűn ionizáló sugárzások RBE-je az esetek tulnyomó többségében nem állandó érték, hanem a dózistól és a károsodás súlyosságától függ [32].

A gyors neutronoktól éppen azért várnak kedvező terápiás effektust, mert kölcsönhatásuk a szöveti elemekkel erősen ionizáló, magas LET-ű secunder partikulákat, protonokat, alfa-részecskéket és nehezebb atommagokat eredményez. Ezek LET-spektruma 3 és 800 keV/μm között váltakozik, míg a röntgen- és gamma-sugárzás elnyelődésekor képződő elektronok LET-spektruma nagyrészt 1 keV/μm alá esik és nem terjed 30 keV/μm-en túl. 50 keV/μm alatt az emlősejtek biológiai reakciói alig függenek a LET változásaitól, főként viszont igen jelentősen [33].

További intenzív kutatást igényel, hogy a sűrűn ionizáló sugárzások LET-spektruma és RBE-je miként változik a testfelszíntől a mélyebben fekvő szövetek felé.

Sugárvédelmi szempontból kedvezőtlen a magas LET-ű sugárzások nagyfokú RBE-je. Vogel kísérleteiben már 2,0-2,2 rad dózisu neutron-besugárzás hatására 6 %-ról 25 %-ra nőtt az emlőkarcinoma előfordulási gyakorisága patkányokban. Ebben a rendszerben és ilyen kis dózisok mellett a neutronok RBE-je 50 körüli értéket adott [34]. Határozott összefüggést mutatott a sugárzás kvalitásával a leukémia gyakorisága is a japáni atombombázást túlélő sérültek között [35].

### 3. A dózis időbeli megoszlása

Elkind és munkatársai mutatták ki az 50-es évek vége felé, hogy olyan esetekben, amikor a túlélési görbe szigmoid, a sugárdózis kettéosztása és néhány órás szünet közbeiktatása mérsékeli a sugárzás letális hatását, növeli a túlélő sejtek arányát. A jelentőséget úgy értelmezték, hogy a besugárzások közötti időszakban a sejtek kijavítják, reparálják a károsodás egy részét, és a második sugáradag úgy hat, mintha az első frakciót túlélő sejtek kisebb sugáradagot kaptak volna. A helyreállítás percekkel az expositio után megindul és órákig tart [36].

Nagyobb LET-ű sugárzások esetén, amikor a túlélési görbe válla laposabb, a reparáció is kisebb fokú. A dózis frakcionálása az ilyen túlélési görbét kevésbé befolyásolja. Ebből következik, hogy a gyors neutronok és egyéb magas LET-ű sugárzások RBE-je annál nagyobb, mennél nagyobb számú frakcióban és mennél kisebb dózis-hányadokban kerül kiszolgáltatásra az összdózis [37].

A magas LET-ű sugárzások RBE-je protrahált, alacsony dózisteljesítményű besugárzás esetén is nagyobb, mint egyszeri, intenzív besugárzásakor. Ennek elsősorban sugárvédelmi szempontból van jelentősége, hiszen a foglalkozási sugárterhelés többnyire alacsony dózis-teljesítményű, de tartós sugárbehatás eredménye [38].

A kvantitatív összefüggések feltárása a sugárdózis időbeli megoszlása és a kiváltott biológiai hatás között, még komoly kutatási

feladatokat jelent. Különösen kevés adattal rendelkezünk a magas LET-ű sugárzásokra vonatkozóan.

#### 4. Oxigén-effektus

Az alacsony LET-ű sugárzások biológiai hatását az oxigén jelenléte befolyásolja a legdrasztikusabban. Az oxigén-effektust az oxigén hiányában és jelenlétében kapott túlélési görbék exponenciális szakaszainak iránytangenséből, vagy  $D_0$  dózisaiból számítjuk. Hányadosukat az oxigénes erősítés határfokának nevezzük és OER-nek rövidítjük (oxygen enhancement ratio). Alacsony LET-ű sugárzások OER-je 2,5-3,0 között mozog [39].

A sűrűn ionizáló sugárzások biológiai hatását az oxigén kevésbé befolyásolja. Gyors neutronokkal 1,2-1,7 közötti OER-t kaptak emlős sejteken, s ez a másik magyarázata a neutronok terápiás alkalmazása iránt megnyilvánuló érdeklődésnek. Feltételezik ugyanis, hogy a tumor belsejében hypoxiás, s ennek következtében relative radioresistens sejtek vannak, amelyeket a konvencionális sugárzás-típusokkal nehezebb sterilizálni, mint a nagy LET-ű sugárzásokkal [40].

Az irodalomban ellentmondó adatokat találunk az OER és a neutronok energiája közötti összefüggésekre vonatkozóan Berry, Brennan és munkatársai murin leukaemia sejtekkel végzett kísérletében az OER 1,1-2,0 között változott a neutron-energia függvényében. Ugyanabban a kísérletben a röntgen-sugárzás OER-je 2,5 felett volt [41]. Barendsen és Broerse viszont, humán vesesejteken vizsgálta a különböző energiájú neutronok hatása és az oxigén közötti összefüggéseket. Az 1-15 MeV energiájú neutronok OER-je gyakorlatilag mindvégig azonos, 1,5-1,6 volt [42].

Az oxigén-effektus jelentősen kisebb, ha a besugárzást alacsony dózis-teljesítményű röntgen- vagy gamma-sugárzással végzik. Ezt annak tulajdonítják, hogy hypoxiás sejtekben a szubletális károsodások reparációja gátolt, bár vannak adatok, amelyek szerint a hypoxiás sejtek is elég jól helyre állítják az elszenvedett károsodásokat [43].

A konvencionális sugárzás dózisének frakcionálása nemcsak az ép szövetek károsodásának csökkentésével hat kedvezően, hanem elősegíti a hypoxiás tumorszövet reoxigenációját is [44].

Nincs adat arra vonatkozóan, hogy a magas LET-ű sugárzások OER-jét hogyan befolyásolja a frakcionálás és protrahálás. Érdekes viszont, hogy ciklotron-eredetű neutronok OER-ját 8,7 cm mélységben kisebbnek találták, mint a szövetekvivalens fantom felszínén [45]. Az oxigén-effektus további kutatásának fontosságát tükrözi, hogy újabban a nagyon kis koncentrációjú oxigén radio-protektiv hatásáról is jelentek meg közlemények [46], [47].

#### 5. Radioszenzibilitás

A röntgen- vagy gamma-sugárzással besugárzott különböző mikroorganizmusok és emlőssejtek túlélési görbéinek  $D_0$  értékei és

extrapolációs számai között nagyságrendi különbségeket találunk. Ez részben az eltérő kísérleti feltételeknek tulajdonítható, de nagyobb részben a vizsgált sejtek sugárérzékenységének genetikailag determinált különbségeire vezethető vissza [48].

Jóval kisebb fokú különbségeket találtak a magas LET-ű sugárzással besugárzott emlőssejtek és szövetek sugárérzékenységében [31].

Az eddigi adatokból úgy látszik, hogy a magas LET-ű sugárzások RBE-je azokon a sejtfeleségeken nagyobb, amelyek viszonylag rezisztensek a röntgen- vagy gamma-sugárzással szemben [49]. Kevés és még korántsem meggyőző adat található az irodalomban arra vonatkozóan is, hogy a tumorsejtek sugárérzékenysége valamivel nagyobb, mint a legfontosabb, proliferáló szövetek sejtjeinek sugárérzékenysége [50].

## 6. A sejtciklusban elfoglalt helyzet

Az emlőssejtek sugárérzékenysége nem állandó, hanem változik ahogy a sejtek az egyik osztódástól a másikig áthaladnak a sejtciklus különböző szakaszaiban. A sejtciklusban elfoglalt helyzettől függően változik az a képességük is, hogy kijavítsák a szubletális sugárkárosodásokat.

A sejtciklust 4 jól elkülöníthető szakaszra osztjuk:

M - a mitózis vagy sejtosztódás szakasza,

S - a mag dezoxiribonukleinsav szintézisének szakasza,

G<sub>1</sub> - az ezt megelőző, és

G<sub>2</sub> - az ezt követő átmeneti szakasz.

A sejtek általában a mitózis idején és a G<sub>1</sub>-S közötti időszakban a leginkább sugárérzékenyek. Ekkor minimális a reparációs képességük. A korai G<sub>1</sub> és késői S fázisban a sugárrezisztencia nagyobb és a reparációs képesség maximális [51].

A sejtek sugárérzékenysége a sejtciklusban a nagyobb LET-ű sugárzásokkal szemben is hasonló módon változik, mint a röntgen-sugárzással szemben, de a változás kisebb mérvű [52]. Igen magas LET-ű sugárzással végrehajtott kísérletben nem is lehetett kimutatni sejtciklustól függő változást a sejtek radiosensibilitásában [53].

## IV. Ciklotronnal végzett kutatások módszertana

Az elmondottakból következik, hogy a ciklotron gyakorlati hasznosításának elősegítésére, a ciklotron körüli sugárvédelem tudományos megalapozására és alapvető biológiai törvényszerűségek feltárására irányuló sugárbiológiai kutatások molekuláris, sejt- és szövet-szintű, valamint egész állatokkal végrehajtott kísérleteket jelentenek. A biológiai objektumok széles skálája és a vizsgálandó tudományos problémák sokrétűsége miatt aligha lehet valamiféle általános methodológiai receptet adni a ciklotronnal



végzett sugárbiológiai kutatásokra. Erre nincs is szükség. Az irodalmi előzmények alapos átnézése, a vizsgált biológiai hatás jellegzetességeinek, a biológiai objektum tulajdonságainak, a sugárzás minőségének, az egyéb fizikai és környezeti tényezőknek a gondos elemzése kellő utbaigazítással szolgál. Érdemes áttanulmányozni azokat a kitűnően tervezett kísérletsorozatokot, amelyeket a gyors neutronok, vagy más nagy LET-ű részecskék terápiás alkalmazásának előmozdítása érdekében különböző laboratóriumokban végrehajtottak [54], [55].

A "hogyan kutassunk ciklotronnal sugárbiológiát" helyett inkább a "hogyan ne kutassunk"-ra szeretnék egy példát elmondani befejezéstül.

Az 1969. évi Oxfordi Ciklotron Szimpoziumon Karasawa és munkatársai ismertették intézetük 160 cm-es ciklotronjával végzett sugárkémiai és sugárbiológiai kísérleteiket. Különböző mikroorganizmusokat sugároztak be 26 MeV-es He-ionokkal 3,5 ml-es kvarc edényben állandó levegő-átáramoltatás mellett. Megállapították, hogy a mikro-organizmusok túlélése nemcsak sugárérzékenységtől és a kapott dózistól függ, hanem a részecskenyaláb áramerősségtől is. Azonos dózisu besugárzás esetén annál nagyobb volt a baktériumsejtek túlélése, mennél nagyobb volt az áramerősség. Az összefüggést szigmoid túlélési görbe reprezentálta. Akkor is nőtt a túlélés, ha azonos áramerősség mellett csökkentették a levegőztetés intenzitását [56].

Az "érdekes" sugárbiológiai megfigyelésnek az a magyarázata, hogy a 26 MeV-es He-ionokkal átsugárzott volumen mindössze  $10^{-3}$  ml, az össztérfogat 1/3500-ad része volt. Kisebb áramerősség és intenzívebb buborékoltatás mellett a szuszpenzió jobban összekeveredett és a besugárzás viszonylag homogén lett. Szeretném remélni, hogy az esetleges hazai ciklotronnal ilyen "alapvető" sugárbiológiai törvényszerűség megállapítására nem kerül sor.

Az előadás összeállításához nyújtott segítségért köszönetemet fejezem ki következő munkatársaimnak: Dr. Holland Józsefné, Dr. Igali Sándorné, Erdei Márton és Vincze Etelka.

#### Irodalom

- [1] J.F. Fowler, D.K. Bewley, Applications of fast neutron beams in radiation therapy. Radiobiological Applications of Neutron Irradiation. IAEA, Vienna - 1972. 239-251.
- [2] Bozóky L., Ciklotron-terápiás besugárzások sugárfizikai alapjai (ezen a szimpoziumon).
- [3] Varga Gy., Ciklotronok jelentősége a sugárterápiában (ezen a szimpoziumon).
- [4] Ródé I., Gyors neutronok klinikai terápiás alkalmazása (ezen a szimpoziumon).
- [5] Szántó A., Nehézionok biológiai hatásai és gyakorlati felhasználásuk (ezen a szimpoziumon).

- [6] Manual on Mutation Breeding. IAEA Techn. Rep. Ser. No.119, Vienna - 1970.
- [7] Sterility Principle for Insect Control or Eradication. IAEA Proc. Ser. Vienna - 1971.
- [8] J.Huczowski, E. Gazek, H. Wojciechowski, Use of a cyclotron as a fast neutron source in plant breeding and genetics. Biological Effects of Neutron Irradiation. IAEA, Vienna - 1974. 49-57.
- [9] E.D. Offori, Neutron irradiation and its possible application for insect control Radiobiological Applications of control, Neutron Irradiation. IAEA, Vienna - 1972, 233-237.
- [10] Л.В. Нузнецова, Гигиена труда, при работе на некоторых видах ускорительных установок. Медгиз, Москва - 1960.
- [11] P.H. Abelson, P.G. Kruger, Cyclotron-induced radiation cataracts. Science, 110 (1949) 655-657.
- [12] Radiation Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 9. Pergamon Press, 1966.
- [13] Radiosensitivity and Spatial Distribution of Dose. ICRP Publication 14. Pergamon Press, 1969.
- [14] R.S. Stone, Neutron therapy and specific ionization (the Janeway lecture, review of 17 surviving cases). Amer.J.Roentg. 59 (1948) 771-785.
- [15] J.F. Fowler, R.L. Morgan, Pre-therapeutic experiments with the fast neutron beam from the Medical Research Council cyclotron. VIII. General review. Brit.J.Radiol. 36 (1963) 115-121.
- [16] M. Brown, P.B. Parks, Neutron radiography in biologic media: Techniques, observations and implications. Amer.J.Roentg. 106 (1969) 472-485.
- [17] D.K. Bewley, M. Catterall, Medical radiography with fast neutrons. Brig.J.Radiol. 46 (1973) 24-29.
- [18] S.H. Cohn, R.G. Fairchild, K.K. Shukla, Comparison of techniques for the total-body neutron activation analysis of calcium in man. In vivo Neutron Activation Analysis, IAEA, Vienna - 1973, 173-184.
- [19] D. Comar, R. Riviere, C. Kellershohn, Estimation of thyroid gland iodine content by in vivo activation. In vivo Neutron Activation Analysis. IAEA, Vienna - 1973, 69-78.
- [20] L.E. Feinendegen, H.H. Ertl, V.P. Bond, Biological toxicity associated with the Auger effect. Biophysical Aspects of Radiation Quality. IAEA, Vienna - 1971, 419-430.
- [21] R.L. Platzman, On the primary processes in radiation chemistry and biology. Symposium on Radiobiology: The Basic Aspects of Radiation Effects on Living Systems. J.Wiley and Sons, Inc., New York - 1952, 97-116.
- [22] Y. Feige, A. Gavron et al., Local energy deposition in thyroid cells due to the incorporation of  $^{125}\text{I}$ . Biophysical Aspects of Radiation Quality. IAEA, Vienna - 1971, 383-404.

- [23] Z. Lewitus, M. Ben-Porath et al., Differences in the radiobiological action of  $^{125}\text{I}$  and  $^{131}\text{I}$  in the thyroid cell. Biophysical Aspects of Radiation Quality. IAEA, Vienna - 1971. 405-417.
- [24] L.E. Feinendegen, Biological damage from the Auger effect. Possible benefits. Rad. and Environm. Biophys. 12 (1975) 85-99.
- [25] W.G. Myers, Radioiodine-123 for medical research and diagnosis. Progr. In Atomic Medicine, 4 (1974) 131-160.
- [26] H.J. Schaefer, Problems of component discrimination in space radiation dosimetry. Rad. and Environm. Biophys. 12(1975)127-137.
- [27] M.M. Elkind, G.F. Whitmore, The radiobiology of Cultured Mammalian Cells. Gordon and Breach, New York - 1967.
- [28] T. Alper, J.F. Fowler et al., The characterisation of the "Type C" survival curve. Brit.J.Radiol. 35 (1962) 722.
- [29] D.K. Bewley, Radiation quality and its influence on biological response. Brit. Med. Bull. 29 (1973) 7-11.
- [30] Linear Energy Transfer. ICRU Report 16, (1970)
- [31] Sztanyik B.L., Recent Progress made in radiation biology of fast neutrons. In vivo Neutron Activation Analysis. IAEA, Vienna - 1973, 23-36.
- [32] T. Alper, Cell death and its modification: The roles of primary lesions in membranes and DNA. Biophysical Aspects of Radiation Quality. IAEA, Vienna - 1971, 171-184.
- [33] D.K. Bewley, Physical characteristics of fast neutron beams. Europ. J. Cancer, 7 (1971) 99-104.
- [34] Jr. H.H. Vogel, Neutron-induced mammary neoplasms. Biological Effects of Neutron Irradiation. IAEA, Vienna - 1974. 381-389.
- [35] A.C. Upton, Somatic and genetic effects of low-level radiation. Progr. in Atomic Medicine, 4 (1974) 1-40.
- [36] M.M. Elkind, H. Sutton, Radiation response of mammalian cells grown in culture. I. Repair of X-ray damage in surviving Chinese hamster cells. Rad. Res. 13 (1960) 556-593.
- [37] M.M. Elkind, Damage registration and repair following neutron irradiation. Symposium on Neutrons in Radiobiology. USAEC, CONF-691106, 405-432.
- [38] H.B. Kal, G.W. Barendsen, J.J. Broerse, RBE values of 15 MeV neutrons applied at low dose rates. Europ. J. Cancer, 10 (1974) 293-296.
- [39] J.T. Brennan, Fast neutrons for radiation therapy. Radiol. Clin. North America 7 (1969) 365-374.
- [40] R.H. Thomlinson, Radiation and the vascularity of tumours Brit. Med. Bull. 29 (1973) 29-32.
- [41] R.J. Berry, Hypoxic protection against fast neutrons of different energies - A review. Europ. J. Cancer, 7 (1971) 145-152.

- [42] G.W. Barendsen, J.J. Broerse, Dependence of the oxygen effect on the energy of fast neutrons. *Nature*, 212 (1966) 722-724.
- [43] R.J. Berry, Effects of radiation dose-rate. From protracted continuous irradiation to ultra-high dose-rates from pulsed accelerators. *Brit.Med.Bull.* 29 (1973) 44-47.
- [44] R.H. Thomlinson, The oxygen effect and radiotherapy with fast neutrons. - *Europ. J. Cancer*, 7 (1971) 139-144.
- [45] R.J. Berry, The importance of using fast neutrons to confirm predictions made from experiments using monoenergetic particle beams. *Radiobiological Applications of Neutrons Irradiation*. IAEA, Vienna - 1972, 203-209.
- [46] O.C.A. Scott, L. Révész, Oxygen effects in radiobiology. *Molecular Oxygen in Biology: Topics in Molecular Oxygen Research*. North-Holland Publ. Co. - 1974, 137-161.
- [47] E.O. Pettersen, R. Oftebro, T. Brustad, X-ray inactivation of human cells in tissue culture under aerobic and extremely hypoxic conditions in the presence and absence of TMPN. *Int.J.Radiat.Biol.* 24 (1973) 285-296.
- [48] *Comparative Cellular and Species Radiosensitivity*. Ed. by V.P. Bond and T. Sugahara Igaku Shoin Ltd. Tokyo - 1969.
- [49] G.W. Barendsen, Characteristics of tumour responses to different radiations and the Relative Biological Effectiveness of fast neutrons. *Europ. J. Cancer*, 10 (1974) 269-274.
- [50] J.J. Broerse, P.M. Van Oosterom, Response of mouse leukaemic cells after irradiation with X-rays and fast neutrons. *Biological Effects of Neutron Irradiation*. IAEA, Vienna - 1974, 275-282.
- [51] G.F. Whitmore, Gulyás S., Botond J., Radiation sensitivity throughout the cell cycle and its relationship to recovery. *Cellular Radiation Biology*. Williams and Wilkins, Baltimore - 1965.
- [52] W.K. Sinclair, Radiation survival in synchronous and asynchronous Chinese hamster cells in vitro. *Biophysical Aspects of Radiation Quality*. IAEA, Vienna - 1968, 39-54.
- [53] R. Bird, J. Burki, Inactivation of mammalian cells at different stages of the cell cycle as a function of radiation Linear Energy Transfer. *Biophysical Aspects of Radiation Quality*. IAEA, Vienna - 1971, 241-250.
- [54] J.F. Fowler et al., Pre-therapeutic experiments with the fast neutron beam from the Medical Research Council cyclotron. A symposium given at the Annual Congress of the British Institute of Radiology, April 27, 1962 I-VIII. *Brit.J.Radiol.* 36 (1963) 77-121.
- [55] J.P. Geraci, K.L. Jackson et al., Cyclotron fast neutron RBE for various normal tissues. *Radiology*, 115 (1975) 459-463.
- [56] T. Karasawa, H. Seki et al., Studies of radiation chemistry and biology with the IPCR 160 cm cyclotron. *The Uses of Cyclotrons in Chemistry, Metallurgy and Biology*. Butterworths, London - 1970, 76-87.

## A GYORS NEUTRONOK KLINIKAI THERÁPIÁS ALKALMAZÁSA

RODÉ IVÁN

Orvostovábbképző Intézet Onkoradiológiai Tanszék, Budapest

A radioaktivitás felfedezése a fizikai és technikai alkalmazások mellett már korán ráirányította a figyelmet az orvosi alkalmazás lehetőségeire. A fejlődő sugárbiológiai ismeretek birtokában a röntgen-sugárzás, majd sorrendszerűen a radium sugárzásai és a mesterséges radioaktív izotópok sugárzásai is helyet kaptak az orvostudomány különböző diagnosztikai és therapiás területein. Érthető, hogy a harmincas évek elején felfedezett neutron-sugárzás orvosi alkalmazása is hamarosan napirendre került [Chadwick, 1932].

Stone és Larkin végezték az első biomedikális applikációkat 1939-1944 között, Berkeley-ban (California), a Lawrence-féle cyclotronnal előállított neutron-sugárzással [1]. Ezek a kutatók 226 betegnél, tehát igen jelentős beteglétszámnál daganatok kísérleti besugárzását végezték. Ezeknek a kísérleteknek az eredményeit abban foglalhatnám össze, hogy a neutronsugárzás különféle rosszindulatú daganatok visszafejlődését eredményezte ugyan, de a későbbiekben komoly sugársérülések léptek fel. Idővel azonban maguk a szerzők és a velük együttműködő más szakemberek, mint Sheline, Phillips, Field, Brennan és Raventos [2] revidiálták és átértékeltek a Stone-Larkin széria eseteit és megállapították, hogy a túlzott reakciókat az akkori neutron-dozimetria kezdetlegessége miatti túladozolás okozta.

Ilyenformán nem tartották célszerűtlennek és aggályosnak a klinikai kísérletek újrafelvételét, annál is inkább, mert időközben a technikai, fizikai és sugárbiológiai ismeretek fejlődése klinikailag üzemeltethető neutron-sugárforrásokat hozott létre, ki-fejlődött a korszerű neutron-dozimetria és jelentős új ismeretek születtek a neutronok által kiváltott biológiai reakciókról.

A fokozódó nemzetközi érdeklődés magyarázata az, hogy a neutron-sugárzásnak olyan biofizikai tulajdonságai vannak, melyektől előnyösebb therapiás hatás várható, mint az eddig alkalmazott konvencionális sugárzásoktól, ideértve a többmillió voltos röntgen-generátorokat (gyorsítók) és az izotóp-sugárágyukat is. Ismeretes, hogy ezekkel a sugárforrásokkal az ép szövetek megengedhető ter-

helése mellett számos rosszindulatú daganat nagy biztonsággal és tartósan visszafejleszthető. Vannak azonban olyan daganatok, melyek nem reagálnak kellőképpen, mint mondani szoktuk: sugárérzékenyek. Az eredmények fokozása a dózis egyszerű növelésével nem lehetséges, mert ép szövetek és a szervek további sugárterhelése sugársérüléssel fenyeget.

A sugárérzékenységet tényét régebben meglehetősen egyszerűen regisztráltuk. Megállapítottuk, hogy vannak ún. "konstitúciálisan sugárérzékenyek" daganatok, melyek jellegüknél, szövettani felépítésüknél és anyagcseréjükénél fogva nem hozzáférhetőek a sugárzások számára. Ujabban azonban kiderült, hogy a sugárrezisztencia molekuláris és citológiai szinten meglehetősen komplex állapot. Az okok között lényeges tényező a sejt oxigéntartalma a besugárzás idején. Kiderült, hogy számos daganat sejtjei "ab ovo" kevés oxigént tartalmaznak, illetőleg bennük az oxigén mennyisége időszakosan változik. Ezek a hypoxiás sejtek relative érzékenyek az eddig általánosan alkalmazott konvencionális sugárzásokra, viszont a neutron-sugárzás esetében a hypoxiának ez a sajátos, kedvezőtlen "védőhatása" lényegesen kisebb. Az ún. oxigén enhancement ratio = OER, röntgen- és gamma-sugárzásnál 2,5 körül van, míg gyors neutronoknál csak 1,6. Ezt a differenciát nevezzük a gyors neutron által képviselt nyereségi faktornak, nyereségi tényezőnek (gain - factor).

A mondottakat megvilágítja Hornsey és Silini kísérlete [3]. Tumoros sejtpopulációra, mely 1 % hypoxiás sejtet tartalmaz, 4000 rad egy ülésben kiszolgáltatva, a túlélő sejtpopulációt  $3 \cdot 10^{-6}$ -ra redukálja, míg a neutron-sugárzás equivalens dózisa megmaradt sejteket még  $2 \cdot 10^{-9}$ -re csökkenti.

A sugárhatásban - mint ismeretes - jelentős szerepet játszik a relativ biológiai hatékonyság (relative biological effectiveness), mely két vagy több különböző energiájú ionizáló sugárzás egymáshoz viszonyított hatását fejezi ki. Az állatkísérletekből ismeretes, hogy az RBH érték nem valamilyen fixált viszonylat, hanem számos tényező hatására változhat, mint a dózisfrakció nagysága, a besugárzott daganat típusa és a normális besugárzott szöveteknek a természete. Megváltozhat azonban a sejtek a besugárzás időpontjában fennálló oxigéntartalma miatt is.

Az állatkísérletek végső fokon azt látszanak bizonyítani, hogy neutronok esetében az RBH értékek a daganatokban nagyobbak, mint a normál szövetekben. Ez a differencia az ún. nyereség,  $1,2 \div 1,3$ , azaz 20 ÷ 30 % növekedést képvisel a daganatban, szemben az egészséges szövetekkel. Igaz, hogy ez az eltérés nem túlzottan nagy, de mégis jelentős, ha arra gondolunk, hogy egyes daganatokban a dózissal csupán csekély emelése is már igen nagy sugárhatást hozhat létre.

Az RBH viszonylat tekintetében már eddig is értékes információkkal rendelkezünk, amelyeknek előnye, de egyben hátránya, hogy az eddig statikusnak vélt RBH viszonylatot rendkívül komplex és dinamikus formában jeleníti meg. Sokkal nagyobb baj azonban az, hogy az állatkísérleti adatokkal szemben csak nagyon kevés olyan adattal rendelkezünk, melyek az emberre, pontosabban az emberi

normális szövetekre és az emberi daganatokra vonatkoznak, érthetőek azok a törekvések, melyek az RBH értékek meghatározására irányulnak emberben, a normális szövetekben és a daganatokban.

Fowler [4] a normális szövetek között a bőr, a garat-nyálkahártya, a bél- és a végbél-nyálkahártya és a szemlencse megfigyelését találja szükségesnek, valamint ezeknek regisztrálását, éspedig a korai és a késői sugárhatás szakában egyaránt. Ezek a megfigyelések nemcsak a beteg, hanem a kezelő személyzet sugárvédelme szempontjából is nagy fontossággal bírnak. A daganatok közül az emlőrák bőrátatételei, a tüdő többszörös áttételei és az inoperabilis emlőrák látszanak "tesztelésre" alkalmasnak. A szemlencse mind a kezelő személyzetnél, mind a besugárzott betegeknél rendszeresen vizsgálendő és róluk az egész életen át következetesen regiszter vezetendő.

A gyors neutronok fizikai és biológiai tulajdonságainak tanulmányozása azért történik, hogy megvessük a biztonságos neutrontherápia alapjait. Ebben a viszonylatban meglepő különbséget észlelhetünk a fundamentális sugárbiológiai kutatások hatalmas mennyisége és a klinikai kutatások csekély száma között. Ez a nagy különbség érthető, ha azokra a sugársérülésekre gondolunk, amelyek annak idején Stone és Larkin észleltek. A kérdéssel foglalkozó klinikusok bizonyára megtorpannak azok előtt a súlyos etikai problémák előtt, melyek az ilyen klinikai kísérletekkel járnak. A bizonytalanságot nagymértékben fokozza, egyben a klinikai kísérletezés körét jelentősen beszűkíti az a tény, hogy az állatkísérletek, mint általában, ebben az esetben sem érvényesek minden további nélkül a betegekre.

Általánosságban a daganatoknak inherens okok miatt mintegy 50 %-a alkalmas sugártherapiára, azaz kuratív célzattal végzett besugárzásra. Ebből a megállapításból az is következik, hogy a másik 50 % nem alkalmas, illetőleg a besugárzás csak palliatív céllal kísérelhető meg. Ezek a megállapítások várhatóan a neutrontherapiára is érvényesek, mert nem képzelhető el, hogy a neutronsugárzás kvalitatíve eltérő hatásokat produkáljon. Az esetleges eltérések csak kvantitatíve jelentkehetnek.

Ellenőrzött klinikai kísérletsorozat tervezéséhez olyan daganatokat kell kiválasztani, amelyek választ adhatnak arra, hogy a neutrontherapiának tulajdonítható, jól felismerhető hatásokról van szó.

Erre a célra olyan daganatokat kell választani, amelyek nem túl nagy terjedelműek és beleférnek a szokásos sugárnyalábok hatótérületébe. Viszont túl kicsinyek sem lehetnek, mert besugárzásuk kollimációs nehézségeket vet fel. A daganatos lokalizációk megválasztása is fontos olyan értelemben, hogy a daganat ne legyen túl közel vitális szervekhez és a szöveti inhomogenitás miatt se okozzon dozimetriai nehézségeket [5].

A választott daganat gyakorisága elég magas legyen ahhoz, hogy a megfigyelésre elegendő esetet szolgáltatson, egyben relative nagy legyen a műtéttel vagy konvencionális besugárzással elérhető lokális gyógyíthatatlanság. Fontos tényező az, hogy a histo-

patológiai vizsgálat sorozatosan mutasson ki nekrotikus gócot, melyeknek környékén anoxiás vagy hypoxiás zónák jelenléte feltételezhető. Végül a hematogén áttételek valószínűsége és száma alacsony legyen, hogy elég hosszú megfigyelési idő álljon rendelkezésre, viszont sikertelenség esetén a letális kimenettel aránylag gyorsan következzenek be, hogy a túlélési időről racionális időn belül kapjunk választ.

Általában az várható, hogy az epiteliális eredetű daganatok, a carcinomák alkalmasabbak, mert ezek a gyakoribb tumorerőzések és nekrozisra is hajlamosak. A carcinoma kategórián belül a laphámrákok azért alkalmasak, mert az esetek nagy részében hypoxiás és anoxémiás sejtcsoportokat tartalmaznak és nekrozisra hajlamosak. Kevesebb információ várható átmeneti sejtes vagy mirigysejtes rákoknál és általában a mezenchymális eredetű daganatoknál, a sarcómáknál.

Kaplan [5], aki ezekkel a kritériumokkal elmélyedten foglalkozott, az ismerttetett elgondolások alapján csoportokat állított össze a daganatokról, melyek alkalmasak, alkalmatlanok, vagy nem határozottan alkalmasak a klinikai megfigyelésre. Ez az összeállítás nem teljes ugyan, de nagyszámu, különféle daganatot osztályoz, melyeknek lokalizációja és tulajdonságai eltérőek. A későbbi kiértékelésekből nyilvánvalóan ki fog derülni, hogy ez az osztályozás nem kizárólagos és sokkal korlátozottabb számu alkalmas tumort lehet csak találni. Megjegyezzük, hogy a mondottak elsősorban arra az esetre vonatkoznak, ha kizárólagos neutrontherapiát szándékozunk végezni. Ebben a viszonylatban figyelemreméltó Breuer és Peperzeel törekvése [6], mely a különböző sugárzások által okozott daganatos elváltozások összehasonlítására alkalmas klinikai modellek szerkesztését célozza.

Ilyen modellhez feltehetően az ugyanabban a betegben kifejlődött valamely elsődleges daganat többszörös áttételei alkalmasak. A szisztémás tumorerőzések kevésbé alkalmasak, mert sugárérzékenyek és közismerten aránylag kis dózisu fotonbesugárzásra is jól reagálnak. De azért arra alkalmasak, hogy összehasonlítsák topográfiailag szimmetrikusan elhelyezkedő daganatok viselkedését, pl. a nyak mindkét oldalán, amikor az egyik oldalon a daganatot neutron-, a másik oldalon pedig foton-sugárzással kezelik. Hasonló eredményes megfigyelést biztosíthat az egészséges szövetek viselkedésének tanulmányozására a szimmetrikus bőrfelületek besugárzása.

Ezen szempontok mérlegelése után úgy tűnik, hogy az emberi daganatokra gyakorolt sugárhatás tanulmányozására a tüdő-áttételek felelnek meg a legjobban. Összehasonlító mérésük sorozatos röntgenfelvételeken jól kivihető anélkül, hogy növekedésüket megzavarjánh. A növekedés vonatkozásában a szerzők rendkívül értékes megfigyeléseket szereztek ezzel a módszerrel. Kiderült, hogy az áttételek meghatározott periódusban konstans növekedési rátával nőnek; ugyanabban a betegben a növekedési ráta csekély kivétellel azonos és nagy különbségek láthatók a különböző szerkezetű szövettani daganatok között. Feltehetően összefüggés van a növe-



kedési ráta és a sugárérzékenység között. A lassu növekedésű daganatok általában rosszabbul reagálnak, mint a gyors növekedésűek.

Az ismerttetett adatokból az következik, hogy a növekedési ráta a daganatokra gyakorolt sugárhatással szorosan összefügg és azt bizonyos mértékig irányítja is. Másrészt az eddigiekből levezethető az is, hogy a daganatok sugárérzékenysége nem magyarázható kizárólagosan az anoxiás és hypoxiás sejtek jelenlétével.

Az egér tüdő-áttételek mesterséges modelljein tanulmányozták a sejtkinetikát az egyszeri dózis előtt és után. Kiderült, hogy a sejtciklus a proliferáló sejtekben minden fázisban megrövidült, egyúttal a proliferáló sejtek mennyisége 100 %-kal megnőtt. A kezdeti ujránövekedés tényét az első fractiók után a különböző fractionálási sémák kidolgozásánál figyelembe kell venni [7].

Már említettük, hogy a fundamentális sugárbiológiai kutatásokhoz képest az eddigi konkrét klinikai kísérletsorozatok csupán kevés adatot szolgáltatnak. A már említett Stone és Larkin kísérletso-rozat mellett

- 1/ a Hammersmith Hospital-ban a Catterall által vezetett kutató-csoport [8] 238 beteg,
  - 2/ a Texasban működő kutatócsoport [9] 72 beteg, valamint
  - 3/ a Berlin-Buch-ban működő kutatócsoport [10] 132 beteg
- sorsáról közöl adatokat /kiegészítésül megjegyezve még, hogy Manchesterben Duncan [11] indított nemrég hasonló kísérletso-rozatot/.

Egyébként az egész neutrontherapiás problémakörrel összefoglaló áttekintést az 1971-ben Rijswijk-ben tartott Symposium adott [12].

A népes beteglétszám, az igen gondos felkészültség és a kiértékelés miatt a Catterall [8] által vezetett Hammersmith Hospital-ban működő team szolgáltatja a legtöbb tanulságot. Ebben az intézetben 1971 óta 7 MeV-es kutató ciklotron működik, amelynek 40 rad/min dozisteljesítménye van és ilyenformán átlag 200 rad frakciókkal 5 percig tart egy kezelés. A ciklotron üzemeltetésében az orvosok mellett fizikusok, mérnökök és az ápolószemélyzet közreműködése érthetőleg nélkülözhetetlen.

A kezelési sorozatokba vont betegek előrehaladott sugárérzéketlen tumorokban szenvedtek és feltehetően alacsony LET-értékű sugárzásra nem reagáltak volna. A 238 beteg közül 1973 januárjáig 180 meghalt egy éven belül, de ezek közül 135 beteg inkurabilisnak látszó tumora teljesen vagy részben visszafejlődött. Az indikációs terület fej és nyak, szájüregi és gyomordaganatok.

Az első hónapokban többszörös áttételeket sugároztak be és figyelték a bőr és a subcután kötőszövet daganatainak reagálását. Összehasonlítva a 250 kV-os röntgensugárzás hatásával ezen az alapon állították be a "standard dózis"-t, amely 1440 rad 12 ülésben, 26 nap alatt.

A Hammersmith Hospital cyclotronnal előrehaladott stádiumban lévő nagy daganatok neutron besugárzásával teljes regressziót ért

el. A kielégítő eredmények eléréséhez a technikai eszközök és módszerek maximálisan pontos kiépítése és kihasználása szükséges. A módszer konkrét elvégzéséhez számos szakma szoros együttműködése elengedhetetlen, a már említett szakmák mellett más speciálisták, mint szemészek és gastroenterológusok bekapcsolása is fontos.

A Hussey, Fletcher és Caderas kutatócsoport [9] az M.D. Anderson Hospital és Tumour Institute-ban 72 daganatos beteget kezelt előrehaladott állapotban. Az általuk használt cyclotron 16 vagy 50 MeV-es deuteronnal bombáz berilliumot, mire neutronsugárzás keletkezik.

A kezelési széria 1972 októbere és 1973 szeptembere között zajlott le.

Először kísérleti sorozattal tisztázták az alapvető akut és késői hatásokat a normális szövetekben, majd dozirozási sémákat alakítottak ki a lokalizáció, a kiterjedés és a szövettani szerkezet szerint. Közelebbi definitív céljuk az volt, hogy meghatározzák azoknak a betegeknek a csoportját, akik jövőbeli klinikai kísérletsorozatra alkalmasak. A neutronsugárzás, melyet használtak, 6, 13 és 22 MeV-es volt.

A dozirozásban arra törekedtek, hogy az elsődleges daganatokra 6000 rad dózist 6 hét alatt, 7000 rad dózist 7 hét alatt szolgáltatassanak ki.

A besugárzási ritmust - szemben a Hammersmith Hospital 4 hetes adagolásával - azért választották, mert a kisebb heti dózisek jobban tolerálhatók, míg a bőrreakciók és a nyálkahártya reakciók "ad oculos" ellenőrizhetők és ha túl erősek, a kezelés megszakítható vagy a dózisek csökkenthetők. A hosszabb frakcionálás a reoxigenizációt is biztosítja és ez fontos lehetőség, mert az OER 1,5. A kezelés egyes esetekben - nevezetesen nagy elsődleges daganatoknál vagy nagy regionális áttételeknél - kizárólag neutron besugárzással történt. De lehetséges az is, hogy a klinikailag tumormentes nyirokterületet és magát a tumort több mezőben kobaltágyuval, majd a rest-tumort neutronnal sugározzák be.

Figyelemreméltóak a szövődmények, amelyeket a kezelés során észleltek. A fej és a nyak besugárzása után a betegek 30 %-ánál fibrosis lépett fel. Ez fenyegető jel, mert a tapasztalat szerint a későbbi években feltartóztathatatlan progresszió jelentkezik. A fibrosis feltehető oka az, hogy a neutronok a zsírszövetekben szelektíve abszorbeálódnak és ezzel a subcutan szöveteket 18 %-kal nagyobb dózis terheli.

Érdekes, hogy hasi besugárzásnál subjektív gastrointestinális tüneteket alig észleltek, mint arra Catterall is rámutatott.

A texasi munkacsoport eddigi eredményeit abban foglalhatja össze, hogy korai volna a gyors neutronokkal végzett therápia klinikai értékéről nyilatkozni. De már az eddigi tapasztalat alapján megállapítható, hogy a későbbi sugárhatások erősebbek, mint azt az akut nyálkahártya-reakciók alapján várták volna. Ez a külön-

ség nyilván a neutron természetével függ össze. A jövő feladata a megfelelő adagolási és kezelési tervek kidolgozása, amelyek kevesebb szövődményt okoznak. Ezeknek birtokában randomizált klinikai sorozatokat kell szervezni az olyan daganatoknál, melyek foton-sugárzásokra általában rosszul reagálnak.

### Következtetések

A kritikai értékelés célzatával összeállított referátum a rendelkezésre álló adatok alapján mérlegeli a neutrontherápia várható eredményességét és helyét a klinikai daganattherápiában. Barendsen, Broerse és van Futten megállapítják, hogy a jelenlegi fejlődési fokon még nem rendelkezünk elegendő meggyőző adattal ezeknek a kérdéseknek az eldöntéséhez. Ezért a technikai fejlődéssel együtt még további kutatásra van szükség, hogy véglegesen elhatározásra jussunk. Várható, hogy már az eddigiek alapján számos országban és sugártherapiás intézményben megindul a munka a neutronok klinikai alkalmazására. Nyilvánvaló, hogy a közös kooperatív munka előbbreviszi a fejlődést azzal a megjegyzéssel, hogy nem várható gyors progresszió, mert nyilván kevés alkalmas eset szelektálható és a statisztikai értékelés csak hosszú idő alatt történhetik meg. A kialakítandó főirányok alapvető feltétele, hogy fejleszteni kell a megfelelő teljesítménnyel dolgozó gyors-neutron sugárforrásokat, minimálisan 10 rad/min dózis teljesítménnyel, megfelelő mélydózissal, kollimációval és védelemmel. A másik fontos fejlesztési irányzat a dozimetria tökéletesítése therapiás és sugárvédelmi célzattal.

Végül a relatív biológiai hatékonysággal kapcsolatban figyelembe kell venni a neutron energiaspektrumát, a gamma-sugárzás mennyiségét, a frakciók nagyságát, a dóziszrátát, az időintervallumokat, azaz minden sugárnyalábra részletesen meg kell határozni a therapiás "gain-factor"-okat.

A referátumot a magunk véleményével zárjuk: megállapítva azt, hogy

- 1/ a neutrontherápia bizonyos daganatcsoportoknál jobb eredményt érhet el, mint a konvencionális sugártherápia; ha más esetekben nem, azokban a daganatcsoportokban, melyek konvencionális sugártherápiára közismerten és rendszeresen nem reagálnak;
- 2/ a várható klinikai eredménytöbblet mellett széles teret kell biztosítani a fundamentális és a klinikai kutatásnak, nem szólva arról, hogy a kutató neutron-generátorok rövid felezési idejű izotópok előállítására is képesek.

### Összefoglalás

Az utóbbi években fokozott nemzetközi érdeklődés nyilvánul meg a neutronsugárzás klinikai alkalmazása iránt. A neutronsugárzástól az eddig alkalmazott fotonsugárzásokkal szemben nagyobb és előnyösebb biológiai, illetőleg klinikai hatásokat várnak. Ennek a várakozásnak alapját az újabb sugárbiológiai eredmények bizto-

ítják, melyek szerint a megfelelő LET-tel bíró sugárzások felszívódásra tudják bírni a hypoxiás, illetőleg anoxiás daganatsejteket is. A világszerte megindult klinikai kutatások jelenleg már több angol, amerikai és német intézetben folynak, annak felderítésére, hogy milyen klinikai eredmények érhetők el nemkivánatos mellékhatások nélkül. A magunk részéről az eddigiek alapján az a véleményünk, hogy bizonyos daganatcsoportokban a neutronterápiától jobb eredmény várható, és ezért a hazai fejlesztést ezen a téren szükségesnek tarjuk.

#### Irodalom

- [1] R.S. Stone, J.H. Lawrence and P.C. Aebbersold, A preliminary report on the use of fast neutrons in the treatment of malignant disease. *Radiology* 35 (1940) 322.  
R.S. Stone, Neutron therapy and specific ionization. *Amer. J. Roentgenol.* 59 (1948) 771.
- [2] G.E. Sheline, T.L. Phillips, S.B. Field, J.T. Brennan and A. Raventos, Effects of fast neutrons on human skin. *Amer. J. Roentgenol.* 111 (1971) 31.
- [3] S. Hornsey and G. Sillini, Recovery of tumour cells cultured in vivo after X-ray and neutron irradiations. *Radiation Res.* 16 (1962) 712.
- [4] J.F. Fowler, Summary of general discussion of the clinical application of fast neutrons. *Europ. J. Cancer* 7 (1971) 259.
- [5] H.S. Kaplan, Criteria for selection of types of tumours for radiotherapy with unconventional radiation. *Europ. J. Cancer* 7 (1971) 195.
- [6] K. Breuer and H.A. Peperzeel, Possible clinical models for quantitative comparison of effects of different radiation on tumours. Amsterdam, Cancer Inst. Univ. Hosp. *Europ. J. Cancer Vol.7* (1971) pp. 199.
- [7] J. Dutreix, A. Tubiana, A. Wambersie and E. Malaise, The influence of cell proliferation tumours and normal tissues during fractionated radiotherapy. *Europ. J. Cancer* 7 (1971) 205
- [8] M. Catteral, A report on three years fast neutron therapy from the Medical Research Council's Cyclotron of Hammersmith Hospital, London. *Cancer* 34 (1974) 91.
- [9] D.H. Hussey, G.H. Fletcher, J.B. Caderas, Experience with fast neutron therapy using the Texas A.M. variable energy cyclotron. *Cancer* 34 (1974) 65.
- [10] H.J. Eichhorn and A. Lessel, Klinische Erfahrungen mit Neutronentherapie. *Arch. f. Geschwulstforschung* 43 (1974) 268
- [11] W. Duncan, Possibilities for applications of fast neutrons in Manchester. *Europ. J. Cancer* 7 (1971) 237.
- [12] Meeting held at the Radiobiological Institute TNO, Rijswijk, Z.H. The Netherlands, June 22-24, 1970.

## CIKLOTRONOKKAL ELŐÁLLITOTT RÖVIDÉLETŰ IZOTÓPOK KLINIKAI ALKALMAZÁSA

KARIKA ZSIGMOND

Országos Onkológiai Intézet, Budapest

Az irodalmi adatok egyértelműen arra utalnak, hogy a ciklotronokkal előállított mesterséges radioaktív izotópok jelentősége a klinikai gyakorlatban gyors ütemben növekszik. Ez a körülmény indokolja, hogy áttekintést adjunk a ciklotron termékekről és alkalmazásuk fontosabb indikációs területeiről.

A téma tárgyalásakor a nuclearis medicina számos vonatkozása és összetevője közül három alapvető és állandóan előtérben álló kérdésből indulok ki. Ezek a kérdések a következők:

- a beteg és személyzet sugárterhelése,
- a diagnosztikai vizsgálatok ismételhetsége,
- újabb diagnosztikai eljárások bevezetése.

A klinikus szempontjából nézve ezeket a kérdéseket joggal mondhatjuk, hogy a radioaktív izotópok klinikai alkalmazása során mind a három területen folyamatos fejlődést tudunk felmutatni. Ennek a fejlődésnek egyik alapvető tényezője a nuclearis műszerek tökéletesedése volt.

A mind tökéletesebb és érzékenyebb műszerek lehetővé tették, hogy a vizsgálatokat egyre kisebb radioaktivitást képviselő farmakonok beadása mellett el lehetett végezni. A technikai fejlődés ilyen irányba elsősorban a vizsgálatok során érvényesülő sugárterhelés csökkentését eredményezte, de bizonyos esetekben, pl. a pajzsmirigy és a vese vizsgálatában - ha nem is a kívánt mértékben - a vizsgálatok rövidebb időközökben történő ismétlését is lehetővé tette. De a nagyobb érzékenységgű műszerek új módszerek bevezetését is elősegítették. Lehetővé vált ugyanis olyan kis aktivitás különbségek detektálása, amelyeket korábbi, kevésbé korszerű műszerekkel nem lehetett megoldani. E vonatkozásban a csont és az agy vizsgálatára kívánok utalni.

A nuclearis medicina rohamos fejlődésének azonban csak az egyik tényezője volt az újabb műszerek bevezetése. Hasonló hangsúllyal kell beszélni arról a körülményről is, hogy állandóan újabb és újabb radioaktív izotópok váltak hozzáférhetővé, ami a radiophar-

makológia egyidejű gyors fejlődésével a nuclearis medicina további fellendülésének másik tényezője lett. Mint az közismert, a radioaktív izotópok termelésének három forrása van:

Elsőnek kell említeni az atomreaktorokat, amelyeknek termékei a mindennapi munkában felhasznált izotópoknak még ma is a legnagyobb mennyiségét képviselik. A különböző reaktor termékek szaporodása és hozzáférhetősége, valamint ezzel együtt az a folyamat, hogy a radiopharmakológusok a radiopharmakonok nagyszámu változatát tudták előállítani, ebben a periódusban az izotóp diagnosztikai módszerek szaporodását, új eljárások bevezetését vonta maga után. Egyes esetekben azonban ez a folyamat a sugárterhelés csökkenését és a vizsgálatok ismételtetését is kedvezően befolyásolta.

A nuclearis medicina további, szinte ugrásszerű fejlődését vonta maga után az ún. izotóp-generátorok előállítása és gyártása, amelyek újabb izotópok és radiopharmakonok forrásai lettek. E helyen a nagyszámu generátor-rendszer közül csupán kettőnek a jelentőségét hangsúlyozom. Egyik a  $^{99m}\text{Tc}$  izotópot, a másik a  $^{113m}\text{In}$  izotópot szolgáltató generátor. A két generátor izotópjainak radiopharmakonjait az alábbi két táblázat mutatja be:

$^{99m}\text{Tc}$	
Tc-Sulfid-Kolloid	máj-, nyirokcsomó-scintigraphia
Tc-Humanserumalbumin	keringésdiagnostika
Tc-Albumin-Macroaggregatum	tüdőscintigraphia
Tc-Albumin-Microaggregatum	máj-, lép-scintigraphia
Tc-Tetracyclin	vesescintigraphia
Tc-Gelatin	vesescintigraphia
Tc-Mannit	vesescintigraphia
Tc-Diatrizozat	vesescintigraphia
Tc-DTPA	vesefunctio
Tc-Penicillinamin-Azetazolamid-Komplex	májfunctio
Tc-Erythocita	lépfunctio és scintigraphia
Tc-Polyphosphat	csontscintigraphia
Tc-Mono- és Di-Phosphat	csontscintigraphia
$^{113m}\text{In}$	
$\text{InCl}_2$	bloodpool-scintigraphia placenta-scintigraphia
In-Transferrin	bloodpool-scintigraphia
In-Kolloid	RHS-scintigraphia
In-Albumin-Micro és Macroaggregatum	máj-, lép-, tüdőscintigraphia
In-Albumin-Aerosol	tüdőscintigraphia
In-DTPA	agy-, és vesescintigraphia

A két táblázatban felsorolt radiopharmakonok és azok indiciós területei jól demonstrálják a két generátor termék jelentőségét. Egyben rámutatnak arra, hogy a radiopharmakológia egy-egy izotóp milyen sokféle farmakonját tudja nyújtani, amelyek a klinikus számára a vizsgálatok kiterjesztését teszik lehetővé.

A feltüntetett radiopharmakonok előnyei a  $^{99m}\text{Tc}$  és  $^{113m}\text{In}$  kedvező fizikai tulajdonságaiban rejlenek. Ezek rövid felezési ideje és kizárólagos gamma-emisszója biztosítja az alacsony sugárterhelést és egyben a vizsgálatok gyakori megismételhetőségének lehetőségét nyújtják.

A mesterséges radioizotópok harmadik forrását a ciklotronok képezik és az általuk előállított izotópok gyakorlati felhasználása újabb minőségi változást, fejlődést jelent a nuclearis medicinában. A ciklotron termékek klinikai felhasználását az alábbi felosztásban célszerű tárgyalni:

- localisációs vizsgálatok
- testterek (body spaces) vizsgálata
- functionális vizsgálatok
- perfuziós vizsgálatok.

Az előadásban igyekszem ezt a felosztást követni, attól csak néhány esetben az egyszerűsítés kedvéért térek el.

A localisációs vizsgálatok csoportjába azok a vizsgálatok tartoznak, amelyek a különböző szervek és szövetek alakjának, helyzetének és kiterjedésének ábrázolását teszik lehetővé.

Ebben a csoportban elsőnek - teljesen önkényesen - a vérképző csontvelő scintigraphiás ábrázolásának lehetőségét tárgyalom. A vizsgálat jelentősége a klinikumban igen sokoldalú, de különösen a haematológiai betegségekben nyilvánvaló. Ennek a szövetnek az ábrázolását a kutatók először különböző radiokolloidokkal végezték, de az eredmények nem voltak kielégítőek. A radiokolloidok alkalmazása esetén ugyanis a phagocytosis jelenségéről van szó, ami adott esetben a csontvelő reticulum ábrázolását jelenti, tehát csak indirect módon utal a vérképző csontvelő kiterjedésére és működésének intenzitására.

Nem könnyű a vizsgálat technikailag sem. Ismert ugyanis, hogy a beadott kolloidok csak 3-4 %-a halmozódik a csontvelőben, míg döntő többsége - több mint 90 %-a - a májban és a lépben dúsul fel. A csontvelő ábrázolásában a vérképzéshez nélkülözhetetlen vas valamely radioaktív változata jelenti a fiziológiás farmakont. A reaktorból nyert  $^{55}\text{Fe}$  és  $^{59}\text{Fe}$  sugárfizikai okokból nem kedvező. Hosszu felezési idejük - különösen az  $^{55}\text{Fe}$  - és a gamma-sugárzás mellett jelenlevő béta-sugárzás miatt egyrészt magas sugárterhelést jelentenek a beteg számára, másrészt ugyanez ok miatt a vizsgálat ismétlése csak igen hosszú idő múlva jöhet szóba.

A ciklotronban előállított  $^{52}\text{Fe}$ , amely pozitron és gamma-sugárzó és 8,2 óra felezési idejű, ideálisnak tekinthető a csontvelő ábrázolásában. A sugárterhelés alacsony; 30 mrad/ $\mu\text{Ci}$ -vel kell számolni. Egyszeri vizsgálat alkalmával 300  $\mu\text{Ci}$   $^{52}\text{Fe}$  beadása szükséges chlorid, vagy citrát formájában.

Az elmondottakból azt a következtetést kell levonni, hogy a csontvelő rutinszerű izotópos ábrázolása csak a ciklotron termék  $^{52}\text{Fe}$ -mal oldható meg. Ez biztosítja az alacsony sugárterhelést és a vizsgálat rövid idő múlva történő megismételhetőségét. A csontvelő localisatiós vizsgálata mellett az  $^{52}\text{Fe}$  vasanyagcsere ép és kóros állapotainak tanulmányozására is ideális és e tekintetben is a haematológusok mindennapos igényeit elégíti majd ki.

A lép scintigraphiás ábrázolásában jelenleg a  $^{197}\text{Hg}$ -Brómmer curi-hydroxypropan és méginkább az  $^{51}\text{Cr}$  izotóppal jelzett és hővel károsított vörösvérsejteket használjuk általánosan. A jövőre vonatkozóan azonban azt kell mondanunk, hogy a ciklotronból nyerhető radioaktív rubidium ( $^{81}\text{Rb}$ ) sokkal jobban megfelel erre a célra. 4,7 órás felezési ideje, az  $^{51}\text{Cr}$ -nál kedvezőbb gamma-energiája alacsonyabb sugárterhelés mellett jobb, kontrasztosabb scintigrammok készítését teszi lehetővé. Egy vizsgálathoz 200  $\mu\text{Ci}$  aktivitást képviselő jelzett és károsított vörös vérsejteket adunk be. A sugárterhelés a lépre vonatkoztatva 16,5 rad/ $\mu\text{Ci}$ . Lépscintigraphia esetén tehát a ciklotron termék  $^{81}\text{Rb}$  előnyösen pótolja a hagyományos nuklidokat.

A következő szerv a placenta, amelynek scintigraphiás ábrázolásában a ciklotron termékek előnyösek. Ez esetben érthetően minimális sugárterhelésre és minimális mértékű beavatkozásra törekszünk. Legalkalmasabb erre a célra a  $^{11}\text{C}$  izotóp, amelyet kizárólag ciklotronból nyerhetünk és amely pozitron- és gamma-sugárzó. A terhes nő CO gáz alakjában lélegzi be a radiopharmakont, amely a vörös vérsejtek intravasalis jelzését eredményezi. 500  $\mu\text{Ci}$  szénmonoxid gáz belégzése után gamma-kamerával több irányú felvételt készítenk, amellyel a placenta helyzetét pontosan meg tudjuk határozni. A sugárterhelés a magzatra nézve 12 mrad/mCi. Ez a 20,4 perc felezési idő mellett olyan minimális dózis, hogy minden korábbi agályt félre tehetünk, amely a placenta izotópos vizsgálatával szemben felmerült.

Irodalmi adatok szerint egy másik ciklotron termék, a  $^{87\text{m}}\text{Sr}$  is alkalmas a placenta vizsgálatában. Az izotóp kizárólag gamma-sugárzó és 2,8 óra felezési idejű. A sugárterhelés 400 mrad/mCi és egy alkalommal 3-4 mCi aktivitást adunk be. Mindkét említett ciklotron izotóp a placentascintigraphiában előnyösen pótolja a hagyományos farmakont és hozzáférhetőségük esetén várható, hogy alkalmazásuk a szülészetben rutinmódszer lesz.

A csontscintigraphiában számos radioizotóp farmakonja áll rendelkezésünkre, amelyek közül egyiknek sem olyan jó a hatásfoka, hogy a csontvizsgálat kérdését megoldottnak tekinthetnénk. Éppen ezért indokolt a ciklotron termékeket is megvizsgálni ebből a szempontból. A csont esetében a ciklotron termékek közül jelentőségénél fogva elsősorban a  $^{18}\text{F}$  izotópot kell tárgyalni. Tudnunk kell, hogy a  $^{18}\text{F}$  reaktorban is előállítható, de sokkal célszerűbb ciklotronban termelni, mert ilyen módon gyakorlatilag hordozómentesen nyerhető. Számos irodalmi közlés szerint a  $^{18}\text{F}$  csontmetastasisok kimutatására alkalmasnak bizonyult. Főleg az emlő és az urogenitalis rendszer carciómáiból származó csontmetastasisok esetében látszik előnyösnek. Vannak olyan közlemények is, amelyek szerint a csontvelő localis sugárkárosodását mutatták ki ezzel



az izotóppal. A  $^{18}\text{F}$  110 perc felezési idejű és 1,5 mCi-t kell adni a vizsgálat elvégzéséhez, amelynél a csontra nézve 0,4 rad/mCi sugárterheléssel kell számolni.

Egy másik ciklotron termék, a  $^{87\text{m}}\text{Sr}$  is alkalmas csontmetastasisok kimutatására, amelyet citrát alakjában injiciálunk. Alkalmanként 3 mCi-t adunk a betegnek. A számított sugárterhelés 400 mrad/mCi.

Az említett két ciklotron termék elterjedése bizonyosan haladást fog jelenteni a csontscintigraphiában. Ezek rövid felezési ideje, valamint az alacsony sugárterhelés lehetővé teszi egy olyan sémát, amely szerint a vizsgálatot először  $^{18}\text{F}$ -ral vagy  $^{87\text{m}}\text{Sr}$ -mal, sőt egymást követően mind a kettővel elvégezzük. Amennyiben a vizsgálat ezek után is eredménytelen, illetve nem elégíti ki a klinikust, kiegészítőleg valamely hagyományos radiopharmakon is alkalmazhatunk. Ilyen módon végzett kombinált vizsgálattal az elváltozás kimutatásának határfoka biztosan jobb lesz, mint csak egyféle radiopharmakon alkalmazása esetén.

A csont vizsgálatában tehát a ciklotron termékek előnyösen egészítik ki a reaktor, vagy generátor termékeket, sőt lehetővé teszi, hogy egymás után, gyakorlatilag egy ülésben, kombinált vizsgálatokat végezzünk.

A teljesség kedvéért emlitem meg, hogy biológiai tulajdonságai alapján az ugyancsak ciklotronból nyert  $^{67}\text{Ga}$  is szóba jöhetne a csontok vizsgálatában. Az ide vonatkozó tapasztalatok azonban azt mutatják, hogy a  $^{67}\text{Ga}$  nem éri el a  $^{18}\text{F}$  és  $^{87\text{m}}\text{Sr}$  határfokát.

A localisatiós vizsgálatok csoportjában említést kell tenni a pajzsmirigyscintigraphiáról is. E célra a különböző radiojódváltozatok közül még mindig a  $^{131}\text{I}$  van legnagyobb mértékben elterjedve. A  $^{131}\text{I}$  azonban viszonylag hosszú felezési ideje és a magas sugárterhelés miatt nem ideális.

A jövő szempontjából fontos, hogy a ciklotronban a sokkal kedvezőbb sugárfizikai tulajdonságú  $^{123}\text{I}$  izotópot lehet előállítani, amely 13,3 órás felezési idejű és tisztán gamma-sugárzó. Az alacsony sugárterhelés megengedi, hogy a vizsgálatot gyerekeken, csecsemőkön, valamint terheseken is elvégezzük és rövid idő múlva ismételjük. 40  $\mu\text{Ci}$ -t kell egy alkalommal beadni és 42 mrad/ $\mu\text{Ci}$  sugárterheléssel kell számolni a pajzsmirigyben.

A  $^{123}\text{I}$  természetesen nemcsak scintigraphiás vizsgálatra, de a pajzsmirigy functiós vizsgálatára is ideális, tehát minden diagnosztikus vonatkozásban kedvezően pótolja a  $^{131}\text{I}$  izotópot.

Ujabbán a nuclearis medicinának egyik legizgalmasabb fejezete a direct tumorkimutatás és az e célra alkalmas radiopharmakon iránti igény. Ezen a téren egyelőre a ciklotron termékek vezetnek. Ide tartozik a  $^{206}\text{Bi}$  izotóp, amelyet acetát vagy nitrát alakjában alkalmazunk. Állatkísérletekben meglepően jó tumor/szövet arányt mutat, amennyiben 50-szer, 100-szor nagyobb koncentrációban halmozódik a tumorban, mint az ép szövetben.

Emberi agytumороk direct ábrázolásában irtak le jó eredményeket, amely általában 87 %-os határfokot jelentett. A kedvező

biológiai tulajdonság mellett a 6,2 napos felezési idő és a kizárólagos gamma-emisszió jellemzi. 300  $\mu$ Ci beadása szükséges egy-egy vizsgálathoz és 60 rad/mCi sugárterheléssel kell számolni. Hozzáférhetősége esetén rutinszerű alkalmazása várható az agydaganatok diagnosztikájában.

A lágyrésztumorer direkt kimutatására általánosan a  $^{67}\text{Ga}$  izotópot tartják a leghatásosabbnak. Citrát formájában alkalmazható és esetenként legalább 2,5 mCi bevitele szükséges. Felezési ideje 78 óra és a sugárterhelés 340 mrad/mCi. A  $^{67}\text{Ga}$ -ról is azt mondhatjuk, hogy rutinszerűen alkalmazott izotóp lesz a klinikai, első-sorban onkológiai gyakorlatban.

Említést érdemel még, hogy a  $^{67}\text{Ga}$  izotóp alkalmas vese és májscintigraphiára szolgáló radiopharmakonok előállítására is.

A ciklotron termékek alkalmazásának következő csoportjában az un. testterek (body spaces) meghatározására szolgáló módszerek tartoznak.

Az elektrolit terek közül a Na, K és Br terek simultán meghatározása a reaktorból nyert  $^{24}\text{Na}$ ,  $^{42}\text{K}$  és  $^{82}\text{Br}$  izotópokkal körülményes. Ez esetben ugyanis  $^{82}\text{Br}$ -ot ioncserélő gyanta oszlopon a mérés előtt kell különíteni, míg a  $^{42}\text{K}$  mérése pedig csak béta-számlálóval lehetséges. Abban az esetben azonban, ha módunkban van a  $^{82}\text{Br}$  és a  $^{42}\text{K}$  helyett a ciklotronnal előállított  $^{77}\text{Br}$  és a  $^{43}\text{K}$ -ot alkalmazni, akkor a mérést simultán végezhetjük három különböző energia csucsra beállva, un. kapuzással.

A ciklotronnal előállított  $^{11}\text{C}$ -ről már a placentascintigraphia tárgyalásakor volt szó. Ebben a csoportban, mint a vörös véresejtek jelzésére kiválóan alkalmas izotóp érdemel ismét említést. A  $^{11}\text{C}$ -nal jelzett vörös véresejtek ugyanis lehetővé teszik a vörös vérsajt ösztérfogat meghatározását. Az  $^{51}\text{Cr}$  izotóppal szemben itt is előnyös az alacsony sugárterhelés, de különösen előnyös az a lehetőség, hogy a vizsgálatot rövid időközönként meg lehet ismételni. Vannak pl. olyan irodalmi adatok, amelyek szerint sportolókon végeztek rendszeresen vörösvérsajt-térfogat meghatározásokat  $^{11}\text{C}$ -nal.

Igen érdekes és klinikai szempontból sokoldaluan hasznos vizsgálatot lehet végezni a  $^{11}\text{C}$  és az ugyancsak ciklotron termék  $^{81}\text{Rb}$  segítségével. A  $^{81}\text{Rb}$ -mal jelzett és hővel károsított vörös véresejtekkel scannelés útján meghatározzuk a lép térfogatót, majd ezt követően a lép térfogató ismeretében  $^{11}\text{C}$ -vel jelzett vörös véresejteket adunk be és kiszámítjuk a vörösvérsajt-térfogató azon frációját, amely a vizsgálat időpontjában a lépben van. E módszer szerint a lép-vörösvérsajt-fractió ép körülmények között 2 % körül van, míg kóros állapotokban 25 %-ig is emelkedhet. Ebben az esetben tehát egy olyan kombinált vizsgálatról van szó, amelyet csak az említett rövid felezési idejű ciklotron-izotópokkal lehet elvégezteni.

A vese functió vizsgálatában általában a  $^{131}\text{I}$ -Hippuránt használjuk. Azonban a Hippurán jelzésére a ciklotronnal előállított  $^{123}\text{I}$  izotóp sokkal kedvezőbb. Rövid felezési ideje és kizárólagos gam-

ma-sugárzása azokat az előnyöket nyújtja, amelyeket már a pajzsmirigy tárgyalásakor kiemeltünk: alacsony sugárterhelés és a vizsgálat gyakori ismételhetsége.

A lépben a vörös vérsejtek sequestrációs rátájának kvantitatív meghatározása szintén csak ciklotron-izotóp, a  $^{81}\text{Rb}$  segítségével lehetséges, míg a hagyományos  $^{51}\text{Cr}$  jelzéssel módszerrel csak az ún. szemiquantitatív meghatározást végeztünk. A kvantitatív meghatározáshoz a vörös vérsejteket kettősen jelezzük;  $^{51}\text{Cr}$ -mal és  $^{81}\text{Rb}$ -mal. E kettősen jelzett vörös vérsejtek beadását követő mérések és számítások alapján a sequestrációs ráta kvantitatív értékét kapjuk meg.

A gyomor clearance meghatározására is az  $^{51}\text{Cr}$  helyett alkalmasabb a ciklotronból nyert  $^{129}\text{Cs}$  izotóp. Felezési ideje 32,4 óra és csak gamma-sugárzása van. Zirconiumphospháttal stabil komplexet képez és ebben a formában alkalmazva alacsony sugárterhelés mellett lehet vizsgálni a gyomor ürülését. Számos szerző ajánlja a módszert az elvégzett vagotomia eredményességének megítélésében.

A tüdő ép és kóros működési állapotainak vizsgálatában a ciklotron-izotópok szerepe várhatóan növekedni fog. A már több vonatkozásban említett  $^{11}\text{C}$  mellett az ugyancsak ciklotron-termék  $^{15}\text{O}$  és  $^{13}\text{N}$  izotópot kell említeni.

Ezek az izotópok különböző radiopharmakonok alakjában  $-\text{CO}$ ,  $\text{CO}_2$ ,  $\text{H}_2\text{O}$ - olyan speciális funkciós vizsgálatokat tesznek lehetővé, amelyeket más úton végezni nem tudunk és amelyek az egyelőre könnyebben hozzáférhető  $^{113}\text{Xe}$ -nal nem pótolhatók. Ennél fogva ezeknek az izotópoknak az elterjedésére joggal lehet számítani, ha kellő számú ciklotron felállítására sor kerül. Különösen számítani kell a radioaktív oxigén iránti igényre, mivel ez kiválóan alkalmas az agyvelő anyagcseréjének tanulmányozására is.

A perfúziós viszonyok tanulmányozásában egyelőre még a reaktorban előállított  $^{113}\text{Xe}$ -t használják. A jövőben azonban várható, hogy a ciklotron-termék  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  ki fogja szorítani. (13 sec félidejű). Ebben az esetben a  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  izotópnak a  $^{113}\text{Xe}$ -nál keményebb gamma-sugárzása pontosabb adatokat nyújt a perfúziós vizsgálatokban, elsősorban az agyi perfúzió vizsgálatában (20 mCi/lít/5 perc).

Csecsemőkön az agyi perfúziót  $^{11}\text{C}$ -nal is vizsgálhatjuk. Az izotópot ilyenkor  $\text{CO}$  formájában a köldök vénán keresztül juttatjuk be.

A szivizom perfúziójának vizsgálatában a  $^{84}\text{Rb}$  alkalmas, amely szintén ciklotronnal állítható elő. Felezési ideje 33 nap. A módszer igen értékes a coronáriák perfúziójának tanulmányozásában infarctusban szenvedő betegeken.

### Összefoglalás

A ciklotronnal előállított izotópok egy része kedvező fizikai tulajdonságai folytán előnyösen pótolja a reaktor és a generátor

termékeket. Ez egyfelől a sugárterhelés olyan mértékű csökkentését jelenti, hogy bizonyos vizsgálatokat minden aggály nélkül elvégezhetünk csecsemőkön és terhes nőkn is, másfelől a rövid felezési idő lehetővé teszi a vizsgálatok rövid időközönként történő megismételhetőségét.

További fontossága ezeknek az izotópoknak az, hogy olyan vizsgálatok - főként funkciós vizsgálatok - elvégzését is lehetővé teszik, amelyeket a hagyományos izotópokkal, illetve radiopharmakonokkal nem tudunk megoldani, így azok hiányoznának a klinikai izotópdiagnosztika fegyvertárából.

A téma technikai vonatkozásaival nem foglalkoztam, mivel ezt nem tekintettem feladatomnak.

Lényegesnek tartom azonban hangsúlyozni, hogy a ciklotron-termékek többségének rövid felezési ideje azzal a követelménnyel jár, hogy a ciklotront a felhasználó közelében vagy éppen a felhasználás helyén kell felállítani.

Ki kell emelni a radiopharmakológus szerepét is. Ez utóbbinak feltétlenül a felhasználás helyén kell munkahelyet biztosítani. Különös sajátossága ez esetben a farmakológus munkájának, hogy nincs mód és elegendő idő a kész radiopharmakonok sterilizálásának és pyrogenitásának ellenőrzésére, ami a technológiai fegyvelem fokozott betartását igényli.

Végül, de nem utolsó sorban tisztában kell lenni azzal, hogy a ciklotron-termékek klinikai alkalmazásához a legkorszerűbb nukleáris műszerek beszerzése szükséges.

## CIKLOTRON-TERÁPIÁS BESUGÁRZÁSOK SUGÁRFIZIKAI ALAPJAI

BOZÓKY LÁSZLÓ

Országos Onkológiai Intézet, Budapest

Mint ismeretes, a legutóbbi évek tapasztalatai azt mutatják, hogy a rosszindulatú daganatok elpusztítása gyorsneutron besugárzásokkal maradéktalanabban végezhető el, mint nagyenergiájú röntgen-, vagy gamma-sugárzásokkal. Ez a tény azzal magyarázható, hogy míg elektromágneses sugárzások esetén a daganatokban kis számban jelenlévő, oxigénnel rosszul ellátott hypoxiás sejtek elpusztításához 2,5-ször nagyobb dózissra lenne szükség, mint az oxigénnel jól ellátott sejtek elpusztításához, addig gyorsneutronok esetén ez az arány, azaz az un. OER viszonyszám (oxigen enhancement ratio) csupán 1,6. A kettő hányadosa, azaz a gyorsneutronokra vonatkozó nyereségi tényező értéke: 1,6

Hornsey és Silini [1] adatai szerint ez azt jelenti, hogy míg pl. egy 4000 rad-os gamma-dózis valamely 1 %-nyi hypoxiás sejteket tartalmazó daganatban a túlélő daganatsejt frakciót  $3 \cdot 10^{-6}$ -ra redukálja, addig az ekvivalens gyorsneutron dózis  $2 \cdot 10^{-9}$ -re. A daganat kiújulásának a valószínűsége tehát gyorsneutronok esetében lényegesen kisebb.

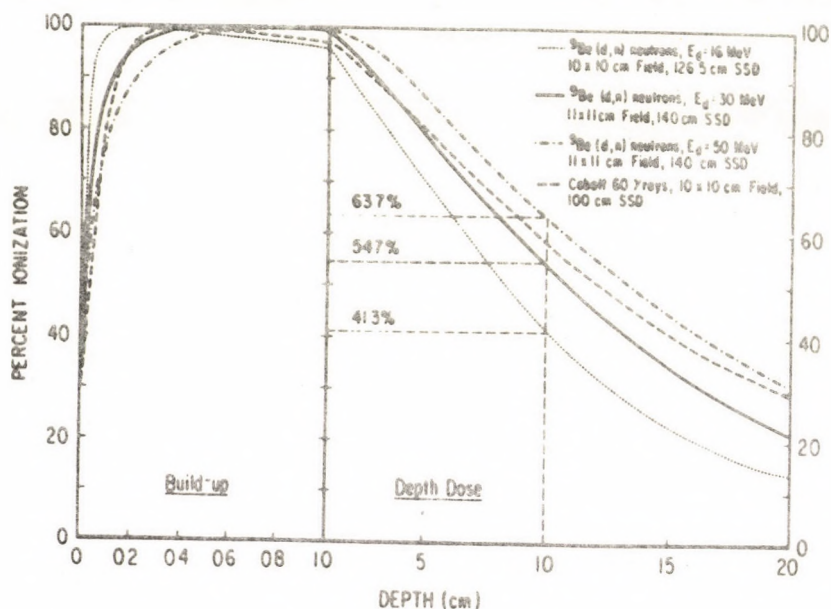
Érthető ezek alapján, hogy a gyorsneutronokkal elérhető kedvezőbb terápiás eredmények reményében a megfelelő gyorsneutron besugárzó készülékek iránti igény az utóbbi években erősen megnőtt.

Tekintsük át ezek után, hogy milyen sugárfizikai követelményeket támaszt a terápiás felhasználás realizálása valamely gyorsneutron sugárforrással szemben.

- 1/ Első helyen kell emlitenünk a gyorsneutron sugárzás megfelelő intenzitását, azaz a szupervolt terápiában szokásos 50-100 rad/perc-es dózisteljesítmény elérését. Kis intenzitások esetén a betegek besugárzási ideje szükségszerűen megnőne, ami egyrészt a beteg időközbeni elmozdulása következtében veszélyeztetné a sugárnyalábnak a beállításkor pontosan megcélzott daganatra való irányulását, másrészt sugárbiológiai okokból sem lenne kívánatos.
- 2/ A sugárforrás minél tisztább gyorsneutron nyalábot szolgáltatson, azaz minél kisebb számban legyenek benne a szükségszerűen fellépő gamma fotonok.

37 A mélyenfekvő daganatok sugárterápiájának immár háromnegyed évszázados általános problémája, hogy hogyan lehet 10-15 cm mélységbe a bőrfelületen kialakuló dózisterhelésnél nagyobb, daganatpusztító dózist levinni. Ennek érdekében igyekeztek egyrészt a röntgen-sugárzások kvantumenergiáját növelni, és ezáltal kevésbé abszorbeáló, egyre nagyobb áthatoló képességű sugárzásokat előállítani, másrészt a geometriai okokból bekövetkező intenzitás csökkenés mértékét egyre nagyobb fókusz-bőr távolság alkalmazásával csökkenteni. A nagyobb foton energiákra való törekvés tette indokolttá a mélyterápiában a 200-300 kV-os klasszikus röntgen-készülékekről az 1,25 MeV-os kobaltágyakra, illetve a lineáris gyorsítókkal és betatronokkal nyerhető még sokszorosan nagyobb energiájú foton sugárzásokra való áttérést.

Ha tehát a gyorsneutron sugárzás által nyújtott biológiai előnyöket fizikai okokra visszavezethető hátrányok nélkül teljes egészében ki akarjuk aknázni, akkor olyan gyorsneutron forrásról kell gondoskodnunk, amelynek tisztán fizikai tényezők által meghatározott mélydózis görbéi gyakorlatilag azonosak a ma már szabványosnak tekintett  $^{60}\text{Co}$  gamma-sugárforrások mélydózis görbéivel, azaz 10 cm-es szövet mélységben el kell érniük a felület közelében kialakuló dózismaximumnak legalább 55-60 %-át. A százalékos mélydózis növelését egyrészt a neutronok energiájának a növelésével, másrészt a nagyobb, legalább 1 méteres fókusz-bőr távolság alkalmazásával tudjuk befolyásolni.



1. ábra

Három különböző energiájú gyorsneutron sugárzás és  $^{60}\text{Co}$  gamma sugárzásának mélydózis görbéi.

Az 1. ábra a mélydózis görbék menetét mutatja három különböző neutron energiánál és a  $^{60}\text{Co}$  gamma-sugárzásnál 100, 126, illetve 140 cm-es fókusz-bőr távolságok esetén. Mint ismeretes a mélydózis görbék menetét a besugárzási mezők nagysága is számottevően befolyásolja, tehát az összehasonlításnál közel azonos mezőnagyságokat kell választanunk. Az ábra szerint a követelményeknek eleget tevő mélydózis görbe eléréséhez 35-40 MeV körüli gyorsneutronokra van szükségünk olyan sugárintenzitással, hogy 100-120 cm-es fókusz-bőr távolságnál is még az 1/ pontban említett dózisteljesítménnyel rendelkezzenek.

4/ Ezek után felmerül mármost a kérdés, hogy milyen lehetőségeink vannak a fenti követelményeknek eleget tevő neutron sugárzások előállítására? Általában két eljárás használatos terápiás célokra szolgáló gyorsneutron sugárzások előállítására.

Az egyik a  $\text{T}(\text{d},\text{n})^4\text{He}$  magreakció felhasználása 14 MeV-es neutron sugárzások előállítására elektrosztatikus gyorsítóknál történő deutron részecskék felgyorsításával.

A deutron, vagy deutron és trícium ionoknak 200-500 kV-os feszültséggel történő felgyorsításával és trícium targetbe való ütköztetésével 10-30 mA áramerősség mellett maximum  $2,5 \cdot 10^{12}$  n/sec-os gyorsneutron hozam érhető el, ami 1 méter távolságban levegőben 7,5 rad/min dózisteljesítménynek felel meg. Ilyen berendezések működnek pl. Grenoble-ban (Franciaország), Hollandiában, Eppendorfban (NSZK), stb. Ezeknek teljesítménye még eléggé alatta marad a felvázolt optimális követelményeknek.

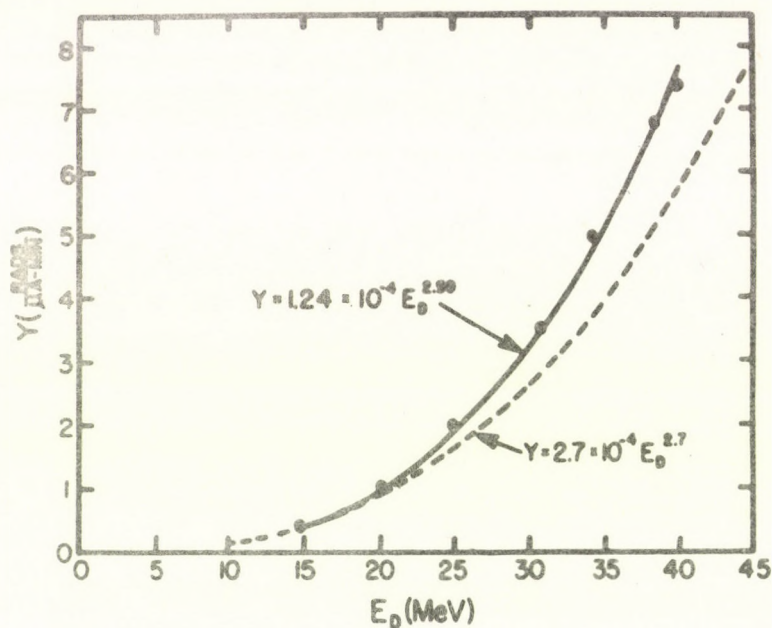
A másik eljárás: ciklotronnal történő gyorsneutron sugárzás előállítása a következő három magreakció egyikével:

- deutronokkal bombázunk Be targetot,  $^9\text{Be}(\text{d},\text{n})^{10}\text{B}$  magreakció,
- tríciummal bombázunk Be targetot,  $^9\text{Be}(^3\text{He},\text{n})^{11}\text{C}$  magreakció,
- deutronokkal bombázunk D targetot,  $\text{D}(\text{d},\text{n})^3\text{He}$  magreakció.

A Drezda melletti Rossendorf-i kis ciklotronban pl. 13,5 MeV-es deutronokkal bombázzák a vízzel hűtött vastag Be targetot. A dózisteljesítmény 100 cm fókusz-bőr távolságban levegőben eléri a 24 rad/min-ot 40  $\mu\text{A}$  deutron target áramnál. Ennek 7 %-a a mérések szerint gamma-szennyeződéstől ered. Szövetekvi- valens folyékony fantomban mérve 12x15 cm-es mező nagyságnál a 10 cm-es mélységnek megfelelő mélydózis érték az 1 cm mély- ségben mértnek 43 %-a. A gamma-komponensre a felület közelé- ben 17 %, a 10 cm-es mélységben 9 % adódik.

A terápiás besugárzások optimális feltételei tehát még itt sem teljesülnek, a neutron energiák további emelésére van szükség. A gyorsneutron sugárzás dózisteljesítményének a beeső deutronok energiájától való függését 125 cm-es fókusz-bőr távolság 5x5 cm-es mezőnagyság esetén testszövetben a 2. ábra mutatja.

A továbbiakban rátérek a Washington-i Naval Research Laboratory újabban terápiás felhasználásra is alkalmassá tett ciklotron laboratóriumának - melyet alkalmam volt a helyszínen tanulmányozni - rövid ismertetésére.



2. ábra

A gyorsneutron sugárzás dózisteljesítményének függése a bombázó deuteronok energiájától.

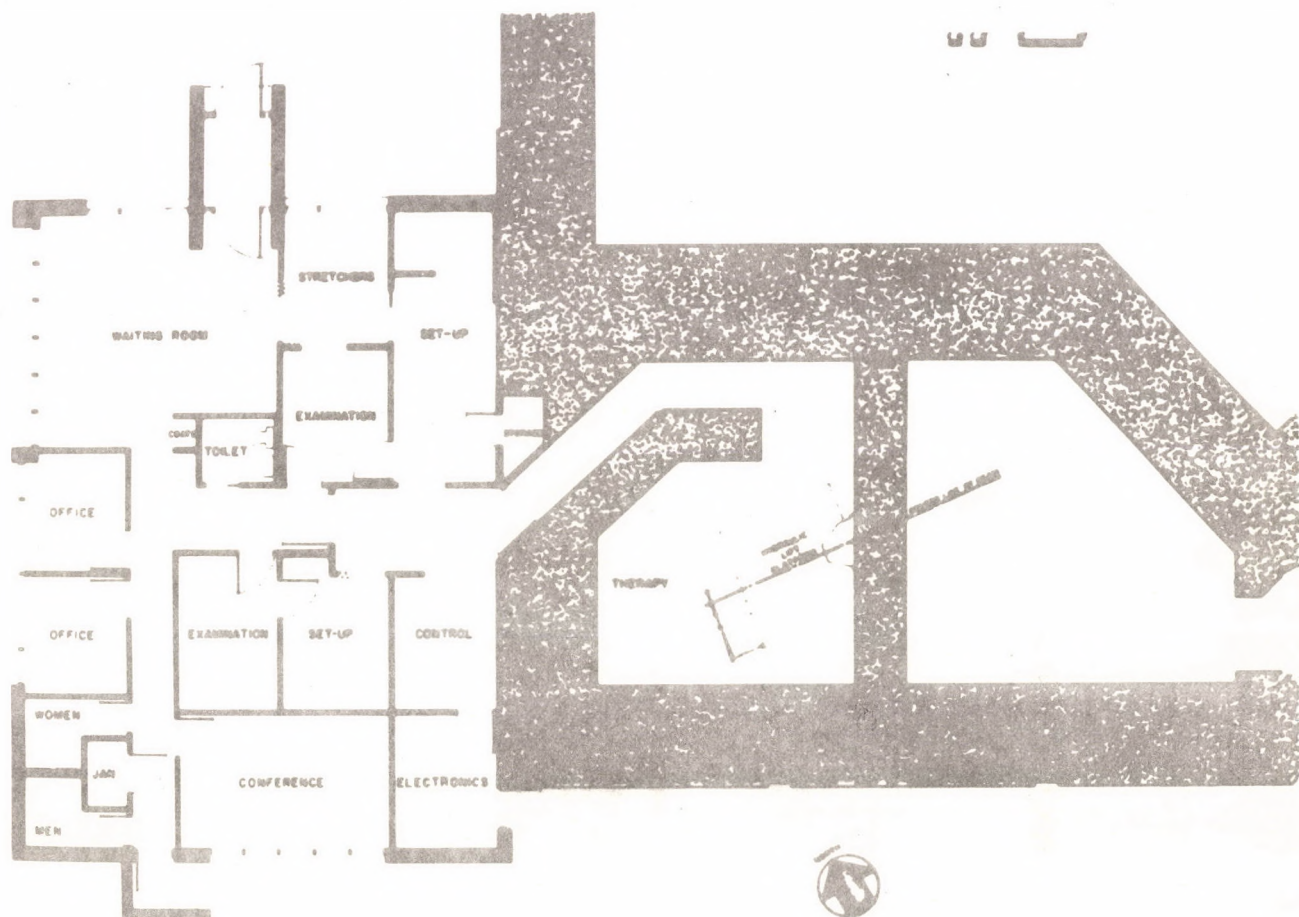
Ez a flexibilis gyorsító többféle neutron keltésre alkalmas, amennyiben lehet vele protonokat gyorsítani 75 MeV-ig, deuteronokat 40 MeV-ig,  $^3\text{He}$  részecskéket 110 MeV-ig, stb. Így jó lehetőséget szolgáltatott a különféle magreakciók útján előálló neutron sugárzásoknak sugárterápiás felhasználhatóságuk szempontjából való közvetlen összehasonlítására különös tekintettel a fellépő gamma-sugárzás szennyeződésre. Optimálisnak mutatkozott a 10  $\mu\text{A}$ -es deuteron nyalábnak 35 MeV-es energiára történő felgyorsítása után vastag Be targetbe való ütköztetése [2].

A  $^9\text{Be}(d,n)^{10}\text{B}$  magreakció útján keletkező neutron sugárzás átlagos energiája 15 MeV-re tehető, gamma-szennyeződése igen kicsi, dózisteljesítménye 125 cm-es fókusz-bőr távolságnál testszövetben 60 rad/min. Áthatoló képessége, illetve mélydózis görbéje valamivel jobb, mint a  $^{60}\text{Co}$  gamma-sugárzásé 80 cm-es fókusz-bőr távolságnál. Ezenkívül megfelelő bőrkímélő tulajdonsággal rendelkezik annak következtében, hogy a neutronoknak hidrogén atomokkal való ütköztetéséből eredő proton dózistöbblet a bőr felszínén még kisebb, mint a néhány mm-es mélységben és így a dózismaximum mintegy fél cm-rel a bőrfelszín alatt alakul ki. Végül a Be target nagy stabilitással rendelkezik, élettartama gyakorlatilag öröknek mondható.

A fentiek szerint ez a 35 MeV-es ciklotronos gyorsneutron sugárforrás a klinikai besugárzási követelményeknek teljes mértékben megfelel.



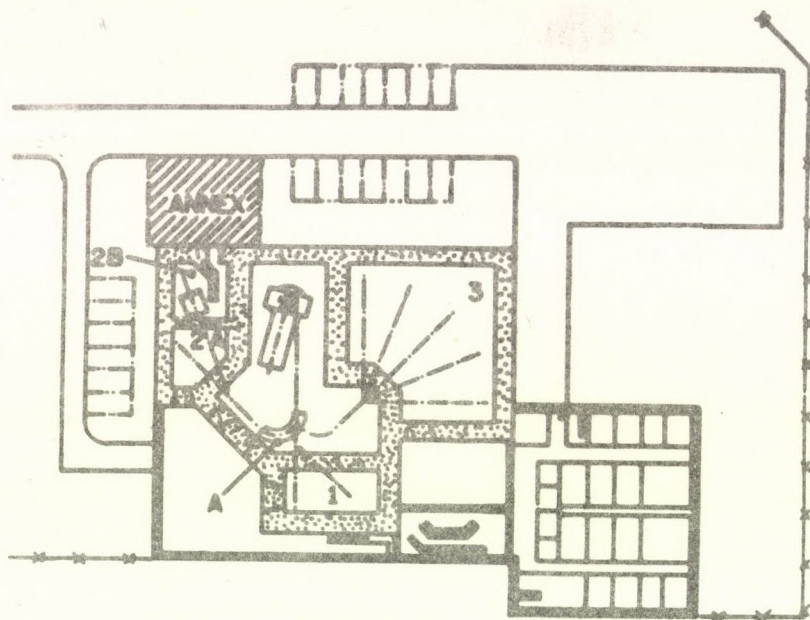
Ezek után 1973-ban, a már 2 éve működő ciklotron laboratóriumot kiegészítették egyrészről egy beteg-besugárzó laboratóriummal és a hozzá csatlakozó iker vizsgáló-, előkészítő-, váró- és mellékhelyiségekkel (3. ábra), hogy a kettős beteg áramoltatással biztosítsák a ciklotron folyamatos kihasználását.



3. ábra

A NRL zsilipes bejárati gyorsneutron besugárzó helyisége a betegvizsgáló és előkészítő helyiségekkel.

A 4. ábrán az egész épület komplexum látható, középen a ciklotronnal, mellette a 2B jelű besugárzó helyiség, melybe az A forgató mágnes segítségével vihető be a felgyorsított deuteron nyaláb. Az 1 és 3 számú helyiségek egyéb mérési célokat szolgáló laboratóriumok, melyekbe ugyancsak az A forgató mágneses át vihetők be a deuteronok.



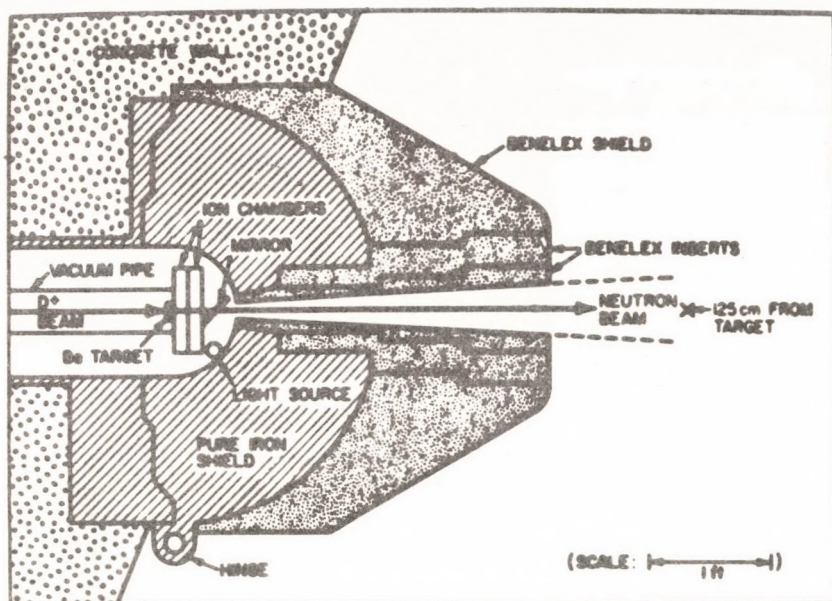
4. ábra

A NRL ciklotron laboratóriumának alaprajza.

- 5/ A sugárforrások lényeges tartozéka terápiás besugárzó berendezéseknél a besugárzási mező alakját és nagyságát meghatározó kollimátor a mező kivetítő lámpával. A röntgen- és gamma-sugárzások ólom kollimátoraival szemben gyorsneutron sugárnyalábok kollimálására általában alacsony rendszámú elemeket tartalmazó anyagokat: paraffin, viasz 10 % bórsavval, préselt fa, szoktak használni 40-45 cm vastagságban. Breynat [3] és munkatársai szerint valamivel jobb, azaz keskenyebb félárnyéket mutató kollimálás érhető el hasonló vastagságú vas, illetve vas és wolfram kollimátorokkal, amelyeknek gyakorlati alkalmazása azonban nagy súlyuk miatt nem várható. Egy tipikus gyorsneutron sugárforrás keresztmetszeti képe a kollimátorral az 5. ábrán látható.

A korszerű besugárzás tervezéshez igen lényeges a minél keskenyebb félárnyék kialakítása. A félárnyék szélességét a kollimátoron kívül lényegesen befolyásolja a sugárzás keletkezési helyének, az ún. fókuszfoltnak a nagysága. A terápiás célokra használt ciklotronoknál ezért külön gondoskodnak olyan mágneses lencse kialakításáról, amely a felgyorsított deuteron vagy más bombázó részecske nyalábot a target minél kisebb területére fókuszálja.

- 6/ Egyik igen fontos eleme a korszerű besugárzás tervezésnek az ékszűrő. Gyorsneutron terápiánál ezek az ékszűrők is ólom, illetve réz helyett bórtartalmú viszból, vagy préselt fából készülnek.



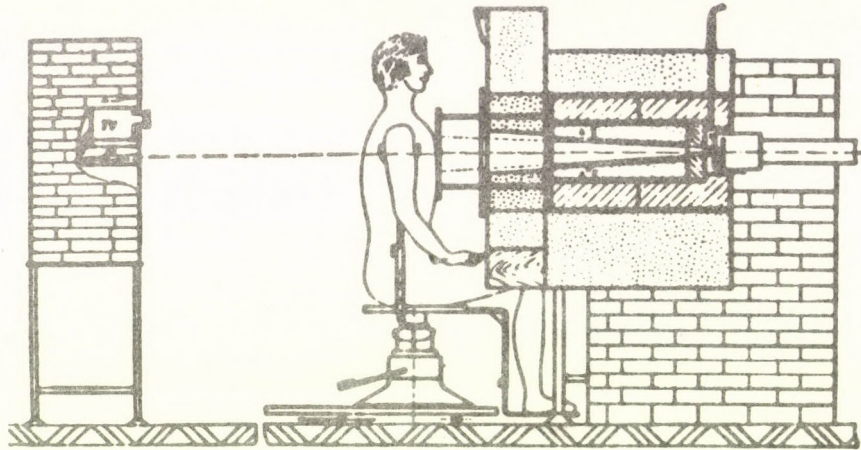
5. ábra

Neutron besugárzó fej a Be targettal és mezőhatároló kollimátorral.

7/ A terápiás célokra szolgáló ciklotronok általában nem mozgatható, stabil berendezések. A bombázó sugárnyalábot általában vízszintesen szokás a sokszor 10-20 méter távolságban elhelyezkedő besugárzó fejbe elvezetni, melyből a gyorsneutron sugárnyaláb ugyancsak vízszintesen lép ki. A  ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$  magreakcióból eredő gyorsneutronok ugyanis a Be targetból főként a beeső deutronok irányában, előre repülnek ki egy aránylag keskeny, kup alakú sugárnyalábbb. A nyaláb annál keskenyebb, minél nagyobb a bombázó deutronok energiája. Ez egyrészt megkönnyíti a nyaláb kollimálását és az egyéb irányokba kialakítandó sugárvédelmet, másrészt viszont nagyobb energiáknál már nehézségeket okoz a terápiánál olykor megkívánt nagyobb besugárzási mezők kialakításánál.

A neutron sugárzás vízszintes irányából következik, hogy a terápiás besugárzásoknál megszokott fekvő helyzetet biztosító besugárzó asztalok helyett ciklotronoknál általában olyan speciális besugárzó székeket és egyéb segédberendezéseket alkalmaznak, amelyek a beteg emelésével, eltolásával, elfordításával lehetővé teszik a gócnak a besugárzási tervnek megfelelő irányokból történő pontos megcélzását és a betegnek ebben a helyzetben történő megbízható rögzítését (6. ábra).

8/ A gyorsneutron terápiával kapcsolatos legnehezebb fizikai kérdéseket a dozimetria veti fel. Ezeknek a röntgen- és gamma-sugárzások dozimetriájához hasonló, minden szempontból kielégítő megoldásáról ma még nem beszélhetünk. Lássuk milyen nehézségekről is van szó.



6. ábra

A beteg elhelyezése a vízszintes irányú gyorsneutron besugárzásnál.

Ismeretes, hogy a neutron sugárzások dózisméréséhez azok energiájától függően más és más módszereket, detektorokat kell alkalmazni, megváltoznak a dózisszámítások során alkalmazandó fizikai állandók és a RBE tényező értékei is. Terápiás besugárzásoknál tehát jelentős nehézségek származnak abból kifolyóan, hogy a beeső sugárzás spektruma a mélyebb rétegek felé haladva elnyelődés és szóródás következtében fokozatosan megváltozik. A változás mértéke függ a ciklotron által előállított neutron sugárzás kezdeti spektrumától, a kollimátor anyagától, a mező nagyságától, a gamma-szennyeződés mértékétől, a besugárzott testszövetek sűrűségétől és atomi összetételétől, stb.

A doziméterek kiértékeléséhez tehát szükség lenne egy olyan egyszerű, kisméretű spektrométer kifejlesztésére, amellyel széles energia tartományban - pl. 1 keV-től 30 MeV-ig - az adott helyen a kialakult energia spektrum is meghatározható lenne. De szükség lenne a neutron és gamma-dózisok szimultán meghatározásának egy, az eddiginél gyorsabb és pontosabb metodikájára is, valamint különböző gázokra és gáz keverékekre vonatkozóan az 1 ionpár létesítéséhez szükséges energiának,  $W$ -nek, mint a neutron energia függvényének az eddiginél pontosabb ismeretére is. Nagy nehézséget jelent, hogy jelenleg nem rendelkezünk még olyan standard neutron sugárzással, amely lehetővé tenné a neutron doziméterek egységes, nemzetközi hitelesítését.

Amint a fentiekből kitűnik, a sugárterápia igényeinek maradéktalan kielégítése még sok kutatást igényel a fizikai vonalon is. Ugyanakkor az eddig elért eredmények a terápiás esetek jelentős részénél már most lehetővé teszik a besugárzások megindítását.

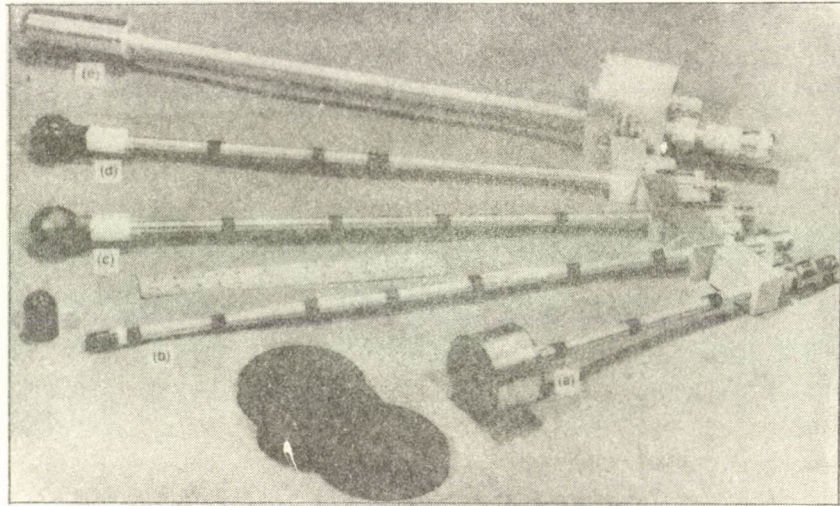
### I. Táblázat

#### Gyorsneutron doziméterek fontosabb jellemzői

Doziméter	Pontosság %		Relatív érzékenység %	
	Neutron sugárzás	gamma- sugárzás	Neutron sugárzás	gamma- sugárzás
Kaloriméter	5 (t)	0,5-2 (t)	kicsi	kicsi
Ionizációs kamra, szövet ekvivalens	5-10 (t)	2-5 (t)	100	100
Szcintillátor, organikus folyékony	?	?	Igen nagy	igen nagy
Ferroszulfát	10-15 (t)	2-6 (t)	közepes	közepes
Termolumineszcens anyagok	10-20 (t)	10-20 (t)	3-35	közepes
Proporcionális számláló	5-10 (k)	-	nagy	nagy
Hasadási kamra	5-10 (k)	-	közepes	igen kicsi
Aktivációs lemez	5-10 (k)	-	kicsi	nagyon kicsi
Szilikon dióda	10-15 (k)	-	közepes	0,1
Preciziós számlá- lőcső	5-30 (k)	-	nagy	igen kicsi
Üveg, ezüsttel ak- tívált foszfát	-	5 (t)	0,5-4	közepes
Geiger-Müller szám- lálócső, energia kompenzált	-	6 (t)	0,1-3	nagy
Ionizációs kamra, nem hidrogén tar- talmu	-	3-20 (k)	2-30?	-100
Fotografikus film	-	5-10 (t)	1-4	közepes

Az I. táblázat a különböző gyorsneutron dozimetriai rendszerek jellemző adatait tünteti fel [4] tiszta (t) és kevert neutron-gamma-sugárzási (k) terekben. A terápiás besugárzásokat végző

intézmények háromnegyed részében a gyorsneutron dózisok mérésére általában ionizációs kamrákat használnak. A már említett washingtoni NRL terápiás doziméterei a 7. ábrán láthatók, melyen:



7. ábra

Neutron dozimetriai detektorok a sugárterápiában.

- a/ extrapolációs kamra lapos szövetekvivalens plastik lemezekkel a dóziszfelhalmozódás (bőrkimélési effektus) mérésére,
- b/  $0,1 \text{ cm}^3$  szövetekvivalens ionizációs kamra falvastagság növelő sapkával,
- c/  $1 \text{ cm}^3$ -es grafit ionizációs kamra,
- d/  $1 \text{ cm}^3$ -es szövetekvivalens kamra és
- e/ Rossi-féle szövetekvivalens proporcionális számláló.

A terápiás dózisok mérése során - minthogy a neutron és gamma-sugárzásokra nézve az RBE tényező különböző - külön kell mérni a gyorsneutron dózist és külön a gamma-dózist. A differenciális dozimetriai technika alkalmazásával egyrészt szövetekvivalens ionizációs kamrával mérik a teljes neutron+gamma dózist. Ez utóbbit levonva a teljes dózisból, megkapjuk a tiszta neutron dózist.

Nehézséget jelent, hogy a TL doziméterek (litium fluorid, kalcium fluorid) kis mértékben érzékenyek a neutron sugárzásra is, továbbá, hogy a szövetekvivalens ionizációs kamra plastik anyaga nem teljesen szövetekvivalens, mintegy 5 %-kal többet mutat, mint a standard, nedves szövetből készített kamra. Mindezek dacára igen jelentős eredmények születtek. Hogy csak

néhányat említsek közülük:

- A gyorsneutron sugárzás dózisteljesítménye a következő függvényel írható le:

$$D = a(E_d)^b,$$

ahol  $D$  a rad/ $\mu$ A.min-ban kifejezett dózisteljesítmény,  
 $E_d$  a bombázó deutronok energiája MeV-ben,  $a=1,24 \cdot 10^{-4}$  és  
 $b=2,99$ .

- A neutron spektrum maximuma a deutron energia 0,4-szeres értékénél jelentkezik, ami egyben az átlagos neutron energiát is megadja.
- A legnagyobb áthatoló képességű neutron sugárzás akkor keletkezik, ha a Be target vastagsága 1/4-e a deutronoknak Be-ra vonatkozó hatótávolságának.
- Bizonyos deutron energiánál levegőben mért 3 %-os gamma-sugárzás szennyeződés szövet fantom esetén 9,5.9,5 cm-es besugárzási mező nagyságnál 6 %-ra, 20.20 cm-es mezőnél 8,4 %-ra növekszik.
- A gamma- és neutron dózis hányadosa a mélységgel lineárisan növekszik, 20 cm mélységben 9,5.9,5 cm-es mezőnél eléri a 24 %-ot, a 20.20 cm-es mezőnél a 36 %-ot [5].

Ugy vélem, hogy az elhangzottak rövid izelitőt adtak arról a sokrétű fizikai rutin mérési feladatról és kutató munkáról, amit a nagy reményekre jogosító [6] gyorsneutron terápiával kapcsolatban végezni kell és ami kis országban különösen indokolja a ciklotronnak olyan intézetbe való telepítését, ahol a szükséges sugárfizikai háttér mind a tapasztalt szakemberek, mind a szükséges állandó továbbfejlesztés vonalán adva van.

#### Irodalom

- [1] S. Hornsey, G. Silini, Rad. Research 16 (1962) 712.
- [2] R.B. Theus, R.O. Bondelid, F.H. Attix, C.C. Rogers, Report of NRL Progress, (1973)p 15-30.
- [3] G. Breynat, P. Bory, S. Marcie, G.N. Lalanne, A. Costa, Europ. J. Cancer Vol.10, p 313-332. Pergamon Press 1974.
- [4] L.J. Goodman, Europ. J. Cancer Vol.10, p 309-311. Pergamon Press 1974.
- [5] C.J. Parnell, Europ. J. Cancer Vol.10, p 335-338. Pergamon Press 1974.
- [6] Bozóky L., Fizikai Szemle, 24 (1974) 65-69.





## CIKLOTRONOK JELENTŐSÉGE A SUGÁRTERÁPIÁBAN

VARGHA GY., DÉZSI Z., MILTÉNYI L.

Debreceni Orvostudományi Egyetem Radiológiai Klinika, Debrecen

A ciklotronok humán orvosi alkalmazásának egyik területe a radiodiagnosztika. A rezonancia-gyorsító berendezésekben olyan rövid felezési idejű, neutrondeficités izotópok állíthatók elő, amelyeknek a humán diagnosztikában való felhasználása rendkívüli előnnyel jár és amelyek atomreaktorban nem produkálhatók.

A humán orvosi alkalmazás másik fontos területe a sugártherápia. Az IAEA 1968. évi statisztikája (1. táblázat) a világon működő teletherapiás berendezéseket összegezi.

1. táblázat

$^{60}\text{Co}$	$^{137}\text{Cs}$	1-2 MeV ciklotron	1-3 MeV Van de Graaff	lineáris gyorsító	Betatron
1676	140	7	20	79	137
1816		243			

E táblázatból láthatjuk, hogy milyen kevés nagyenergiájú sugárforrással rendelkezünk. Ha a kobaltágyuk és az emberiség akkori számát arányosítjuk, kiderül, hogy kb. 2 millió emberre jutott egy kobaltágyu, a ciklotronok száma pedig oly kevés volt, hogy a berendezéseket működési helyük szerint tarthattuk nyilván. Sajnos hazánk helyzete ma sem sokkal jobb, hiszen ciklotronnal ma sem rendelkezünk, kobaltágyuból hat berendezés működik, egy Betatron is beszerelésre került, de működéséről megbízható adataink nincsenek, lineáris gyorsító berendezésünk nincs. A sugártherapiás daganat-kezelésben a harmincas évek vé-

gével megindult fejlődés az utóbbi évtizedekben vált rohamossá. Az előrehaladást a nagyenergiájú sugárzások alkalmazása jelentette. Sajnos hazánk nemcsak a fejlett nyugati, hanem a szocialista államokhoz viszonyítva is lemaradt, amit főleg a nagyenergiájú sugárforrások hiánya, vagy kis száma okoz.

Hazánkban a daganat-therapia területén (kevés kivételtől eltekintve) ma is a röntgen- és a gamma-sugárzást alkalmazzák. A kezelési eljárások, a dózis és a fractionálás kérdései az elmúlt évtizedekben lényegesen nem változtak. Az egyes tumorfajták kezelésében értünk el eredményeket, bizonyos tumorerő esetében azonban nem. A sugártherapiás methodicák fejlesztése, az újabb és eredményesebb sugárfajták alkalmazása feltétlenül szükségesnek látszott, hiszen eddigi szegényes eredményeink nélkülözhetetlené tették azok keresését.

A radiotherapia célja a szervezetben lévő tumorerő elpusztítása, amelyet úgy érünk el, hogy a daganatba tumorpusztító dózist juttatunk be. Sajnos meg kell állapítanunk, hogy a mélyen ülő daganatok esetében, orthovoltos therapiás feltételek mellett, a tumorpusztító dózis bevitele lehetetlen. Ezekben az esetekben az orthovoltos röntgen besugárzás a curativ tumortherapiára alkalmatlan. A nagyenergiájú sugárzások bevezetésével, a tervezési és dozimetriai nehézségek megoldásával lehetővé vált a tumorölő dózis leadása anélkül, hogy a környező ép szövetet károsítottuk, vagy lényegesen károsítottuk volna.

A National Panel of Consultants on the Conquest of Cancer 1970. évi jelentése (2. táblázat) a kilovolt és megavolt röntgenbesugárzás eredményeit az ötéves túlélés tükrében mutatja be.

2. táblázat

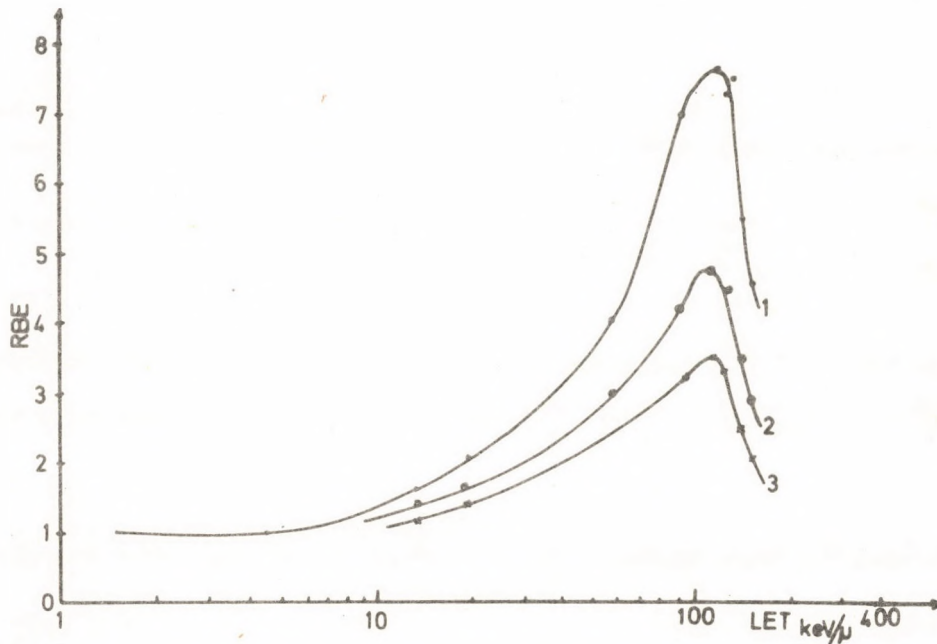
5 éves túlélés %-ban		
	kV <sub>Rtg</sub>	MV <sub>Rtg</sub>
Hodglinkor	30-35	70-75
Cervix ca	35-40	55-65
Prostata ca	5-15	55-60
Nasopharynx ca	20-25	45-50
Hólyag ca	0- 5	25-35
Ovarium ca	15-20	50-60
Seminoma testis	65-70	90-95
Embrionalis testis ca	20-25	55-70

E táblázatból megítélhető az ötéves túlélés és a therapiás eredmények javulása, és alátámasztja az előzőekben elhangzott véleményünket. Meg kell azonban jegyezni, hogy ez a táblázat éppúgy nélkülözi a daganatok mélységi és az alkalmazott sugártherapia

exact adatait, mint ahogy a sugártherapiás közleményekben közölt többi táblázatok is.

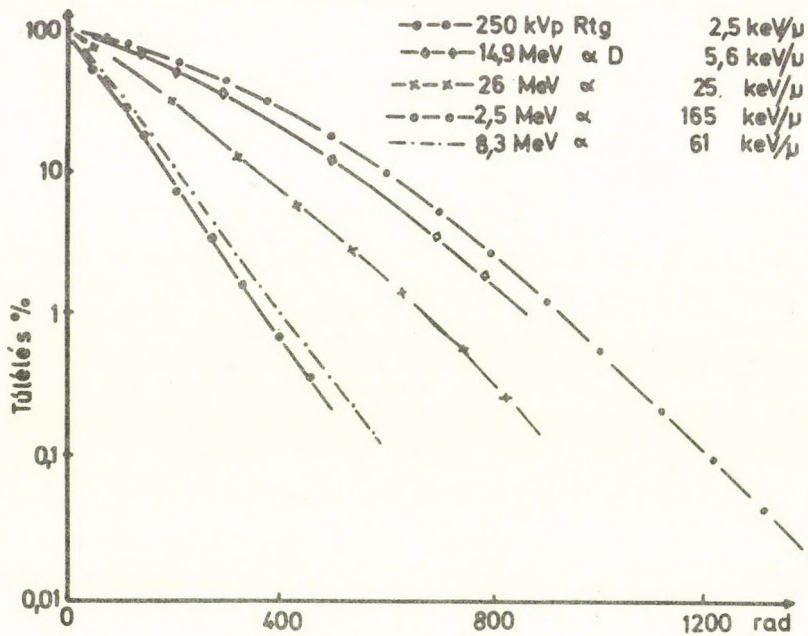
A nagyenergiájú röntgen- és gamma-sugárzás legfontosabb jellemzője és előnye az orthovoltos methodicához viszonyítva, a nagyobb mélydózis és a szövetek absorptios viszonyainak kiegyenlítődése. A sugártherapiás eredmények további javulását nem várhatjuk egyedül a még nagyobb energiájú sugárzásoktól, hanem olyan sugárzásokat kell alkalmaznunk, amelyek megtartják a nagyenergiájú sugárzások előnyét, de biológiailag hatásosabbak.

Amikor a ciklotronokban nyerhető nagyenergiájú sugárzások biológiai hatásosságáról beszélünk, két factort kell megemlítenünk és összehasonlítva, követnünk: a sugárzások relatív biológiai effectivitását (RBE) és az oxigén-effectust (oxigen enhancement ratio, OER).



1. ábra.

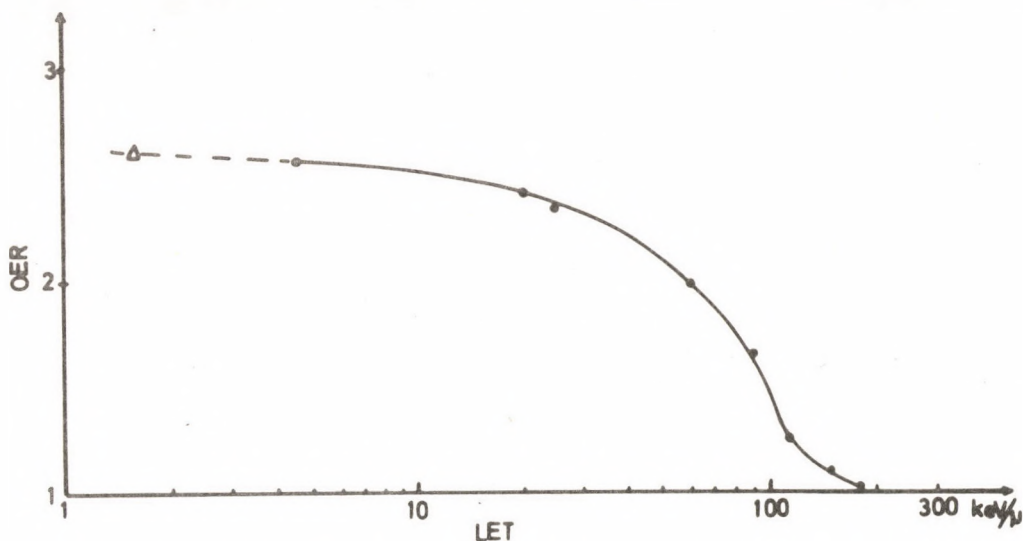
A sugárzások relatív biológiai hatásossága főleg a sugárzások LET-értékétől (linear energy transfer) függ. Az 1. ábrából megítélhető, hogy a RBE hogyan változik a sugárzás LET-értékének függvényében. A görbék emberi vesesejtek 80 %-os, 10 %-os, illetve 1 %-os túlélési ráta görbéinél felvett értékek. Ebből megítélhető, hogy a LET-érték növelésével emelkedik a hatásosság, 100-150 keV/μ között maximumra emelkedik, majd magasabb LET-értékeknél megint csökken.



2. ábra.

Ha néhány sugárzás dózis-hatásgörbéjét megtekintjük (2. ábra), láthatjuk, hogy a kis LET-értékű röntgensugárzásnál (2,5 keV/μ) laposan fut le és ivalakban. A 8,3 MeV alfa-sugárzásnál (61 keV/μ LET-értékű) már meredek és egyenes lesz a görbe, a 165 keV/μ LET-értékű alfa-sugárzásnál még kedvezőbb a helyzet. A 2. ábrán emberi vesesejtek (T-lg) inaktiválásához szükséges, különböző monoenergeticus töltött részecskék dóziszgörbéi. Az ábrából megítélhető, hogy egy bizonyos inaktiváló effectushoz szükséges dózis a növekvő LET-tel csökken, tehát az RBE növekszik, másrészt pedig a 60 keV/μ LET-érték feletti sugárzásoknál a dóziszgörbék iveltsége megszűnik, azok egyenessé válnak, annak jeléül, hogy a sejtek a sugárkárosodást már nem képesek reparálni.

Az RBE mellett - a biológiai hatás szempontjából - fontos a sejtek oxigéntartalma. Ennek fontosságát már Schwarz felismerte, de a gyakorlati alkalmazása Gray és munkatársai 1953-ban végzett vizsgálataival kezdődött. Rámutattak arra, hogy a jól oxigenizált sejtek sokkal kisebb sugáradag hatására elpusztulnak, mint az oxigénben szegény sejtek. Véleményük szerint a humán tumorok sikertelen vagy nem megfelelő sugártherapiás eredményeinek egyik oka ez lehet.

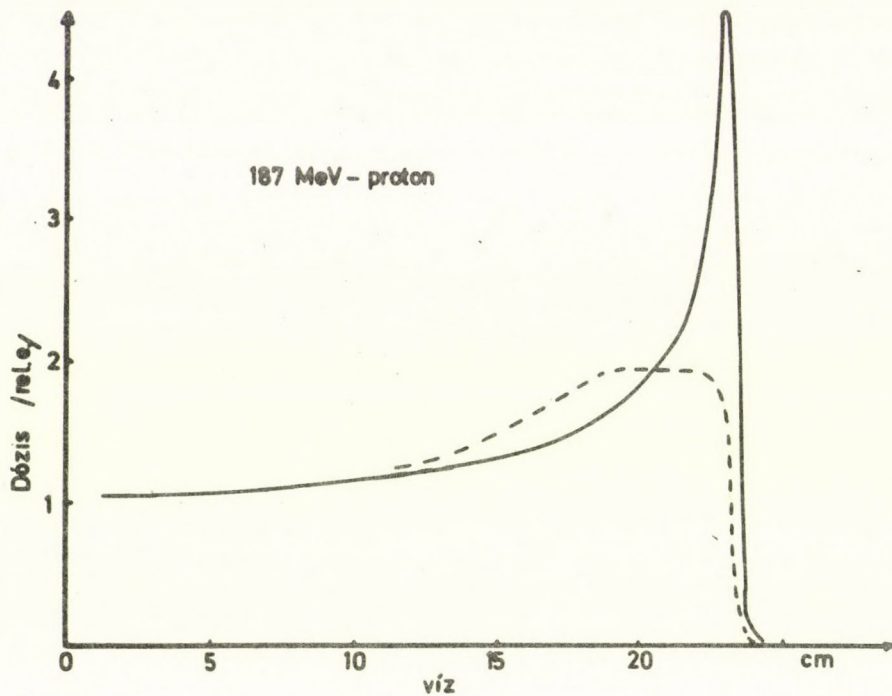


3. ábra.

Az oxigén-effectust az "oxigén enhancement ratio" (OER) hányadosal adják meg, amely alatt az ugyanolyan biológiai hatás eléréséhez szükséges, oxigén nélküli és oxigénben dus atmoszférában leadott dózis hányadosát értjük. Az OER értéke főleg a sugárzás LET-értékétől függ. A 3. ábrából láthatjuk, hogy ha a sugárzások LET-értéke a 100 keV/μ-hoz közeledik, az OER értéke is közelít az 1-hez, 150-200 keV/μ LET-értékű sugárzás esetében pedig az OER értéke gyakorlatilag 1. Ebben az esetben pedig a biológiai hatás független a sejt oxigéntartalmától.

Az OER a sugártherápia szempontjából igen nagy jelentőségű, mivel igen sok tumor esetében a daganat centrumában az oxigénkoncentratio minimalis, és így ezek a sejtek sugár-reszistensek. Gray szerint ezek a sejtek fontos szerepet játszanak a recidivák keletkezésében. Részben ez az oka, hogy a sugártherápiában előtérbe kerültek a sűrűn-ionizáló, nagy LET-értékű sugárzások, mivel ezeknél az oxigén-effectus elhanyagolható, azaz az oxigéndus és anoxiás sejtek azonos sugárérzékenységet mutatnak.

A ciklotronban nyerhető részecskék gyorsítása révén olyan energiájú sugárfajták produkálhatók, amelyek a dozimetriai és egyéb kérdések megoldása után alkalmasak, vagy alkalmasak lehetnek a daganat-therápiában való felhasználásra.



4. ábra.

### Proton-sugárzás

A protonok energia leadása utjuk mentén nem konstans; az teljesen karakterisztikus eloszlást mutat. A 187 MeV proton-sugárzásnál, amely szövet equivalens anyagban 23 cm-re hatol, az első 22 cm-nél a LET-érték  $0,5-2 \text{ keV}/\mu$ , amely a konventionális röntgen-sugárzás ionizáló hatásával vethető össze. Csupán az utolsó cm-en emelkedik erősen az energialeadás és az ún. Bragg-maximumban eléri a  $99 \text{ keV}/\mu$ -t. Ennek megfelelő a mélydózis eloszlási görbe, melyet a 4. ábrán mutatunk be. Therapiás alkalmazáskor kifejezetten hátrányos az éles Bragg-csucs; ezért különböző vastagságu absorbeáló anyagokat használnak, mellyel a Bragg-csucs kvalitását is változtatni lehet. Ekkor a dóziszgörbe alakja is megváltozik (4. ábra). A Bragg-csucs függ természetesen a proton-sugárzás energiájától. A RBE emelkedett, az OER csökkent alapul a gamma-sugárzás RBE = 1, és OER = 2,5 - 3 értéket véve. A proton-sugárzás a legpontosabb localisatio és beállítási munkát igényli, szimulator alkalmazása nélkülözhetetlen. Cervix, hypophysis és agyi tumorok besugárzásánál alkalmazták. E besugárzásnál a complicatio csökkenhet, ha a besugárzási feltételeket pontosan betartják (elmaradhat pl. a gerincvelő, vagy a belek sugárhatásra bekövetkező károsodása). A proton-therapiával kapcsolatosan Graffman és Jung, Koehler és Preston, Todd közölt adatokat. Naeslund és munkatársai uterus Vx2 carcinomával, Danielson és munkatársai pedig a hasfal Vx2 carcinomájával kapcsolatban alkalmazott 185 MeV proton-therapiáról számolt be.

A proton-besugárzás előnyei:

1. homogen dóziseloszlás a tumor területén,
2. a homogen volumenben kb. kétszer akkora a dózis, mint a felületen,
3. a sugárzás széle rendkívül éles, így a besugárzás melletti terület már nem kap sugarat,
4. a besugárzott volumen mögötti terület dózisterhelése gyakorlatilag nulla.

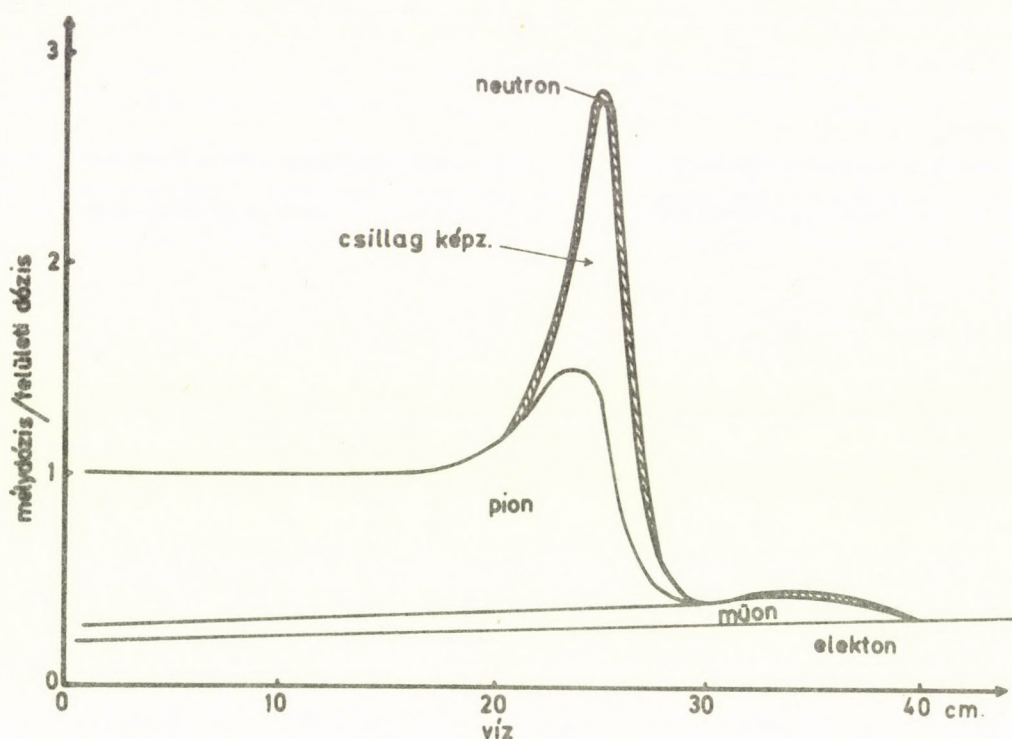
Ezekből az adatokból következik, hogy a proton-sugárzás előnyösebb lehet a gamma- és neutron-sugárzásnál.

### Alfa-részecskékből álló sugárzás

E sugárzást már 1956-tól alkalmazták, a Berkeley-ciklotronnal specialis hypophysis-besugárzást végeztek. Klinikai tapasztalatokról azonban nem számoltak be. A nagyenergiájú alfa-részecskék a proton- és neutron-sugárzás előnyeit egyesítik, amennyiben az energiaveszteség a sugárzás végén (Bragg-peakben) a legnagyobb (mint a proton-sugárzásnál), így a tumorba nagy dózis juttatható. Másik előnye, hogy az OER sokkal kisebb, mint a röntgen- vagy gamma-sugárzásnál. 500 MeV alfa-részecskéknél a Bragg-csucsban humán sejtek esetében a RBE=1,3, az OER=1,8, viszont a pálya kezdeti szakaszán az RBE=1, OER=2,5 (Raju és társai).

Az utóbbi időben a hélium ion therapiás felhasználásával kapcsolatosan már jelentek meg közlemények (D'Angio és társai) és az oxigén-effectussal kapcsolatosan is kísérleti munkák [1], [2], amelyekből az alkalmazás és dozimetria nehézségei is kitűnnek. A "Bragg-peak" módosítására itt is szükség van éppúgy, mint a proton-sugárzásnál. Todd véleménye szerint e sugárzás még a proton-therapiánál is hatásosabb, és effectusa még kevésbé függ az oxigén jelenlététől, mint protonok esetében. Todd és társai szerint is a "Bragg-peak"-ben az OER=2,2±0,2, a RBE=1,44±0,10 viszont a belépési kapu mögött az OER=3,0±0,3, a RBE=1,00.

A nehézionok közül a nitrogén és oxigén ionok, valamint az argon ionok jönnek szóba. A 3,9 GeV nitrogén ion LET-je a pálya kezdetén 18 keV/μ, de a Bragg-csucsban 1000 keV/μ-ra emelkedik. A Bragg-csucsban a RBE=2,2-3, OER=1,0-1,4, viszont 250 MeV nitrogén ionnál a RBE=1,5 és az OER=1,9-2,4 között van. A primaer és secundaer részecskék egy sor technikai és biológiai problémát vetnek fel, ezért a proton- és alfa-részecskékkel belátható időn belül jobb eredményeket lehet elérni, mint a nehéz részecskékkel.



5. ábra.

### Negativ pionok, $\pi$ -mesonok

A negativ pionok sugártherápiás alkalmazása az utóbbi időben került az érdeklődés előterébe. Fizikai tulajdonságai, energia-leadása az egyéb töltött részecskékhez hasonló, másrészt a pálya végén létrejövő "csillagképződés" (Stern-Bildung, star formation) a LET-értéket 300 keV/ $\mu$ -ra növeli. 95 MeV  $\pi$ -mesonok (melyek müonokkal és elektronokkal is szennyezve vannak) dóziszgörbéjét mutatja az 5. ábra.

A negativ  $\pi$ -mesonok RBE-je a csucsban, különböző szerzők szerint, a különböző biológiai systemáktól függően 1,4-5,0 között változik, az OER-érték pedig 1,35-1,9 között ([3], Nias és társai). Néhány észlelést [4], [5], [6], Jung és Zimmer közléséből is nyerhetünk.

A negativ pionok mélydózis-eloszlása és a biológiai hatás paraméterei (RBE és OER) a neutronokkal hasonlíthatók össze. Lényegesen jobb a pionok mélydózis-eloszlása, hiszen az egészséges szövetekben lényegesen alacsonyabb a LET, mint neutronok esetében. További előny, hogy fractionálás esetében sincs regenerálódás. Mivel a pionok az egészséges szövetben csekély, a tumorban azonban széles ionizációs rétegvastagságot reprezentálnak, várható, hogy a besugárzásnál komoly érzékenységi különbség mutatható ki a normál és tumorszövet között.

A proton-gyorsító alkalmasabb pionok előállítására, mint az elektron-gyorsító; sajnos azonban a proton-gyorsítók építése is körülményesebb, nagyobb igényű és főleg drágább.

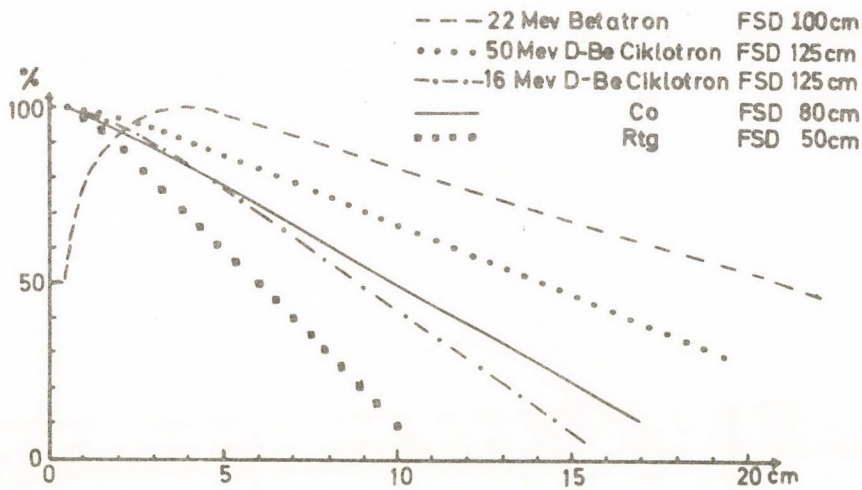


## Neutron-sugárzás

A Lawrence és Livingston által létrehozott ciklotronnal előállított neutron-nyaláb sugártherapiás célra történő alkalmazása 1938-ban történt meg, a sugárvédelmi és kollimálási nehézségek megoldása után. A kezelési eredményekről Stone és Larkin 1940-ben számoltak be. Mintegy 250, legnagyobb részt előrehaladt állapotban lévő carcinomás beteget kezeltek a Berkeley-i ciklotronnal. A kezeléseknél a szokásos fractionálási sémákat és dózist alkalmazták, és igen erős korai sugárkárosodást tapasztaltak. Ebből arra következtettek, hogy a késői sugárkárosodás miatt a neutronok therapiás alkalmazása nem lehetséges. E károsodásokat 18 ötéves túlélést mutató betegnél tapasztalták is.

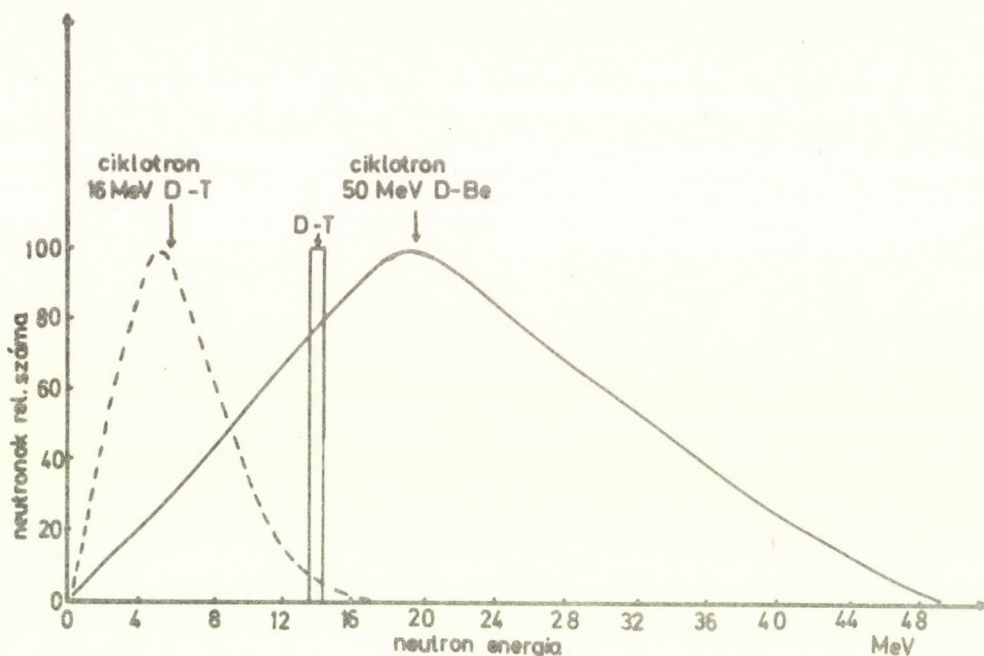
A neutronok iránti érdeklődés (therapiás célra) akkor került ismét előtérbe, amikor az oxigén-effectust felismerték. Az oxigénben gazdag sejtek sugárkárosodása nagyobb, mint az anoxiás sejteké, másrészt pedig ez a károsodás a sejteket érő ionsűrűségnek, azaz a sugárzás LET-értékének függvénye. Az utóbbi időben a neutron-therapiás közlemények száma megszorodott ([2], [7-20], Hornsey és Field, stb.), amely cikkekben a neutron-sugárzás sugárbiológiai paraméterei kitűnően demonstrálva vannak.

A thermicus neutronokat sugártherapiás célra felhasználni nem lehet, csupán a gyors neutronokat. A gyors neutronok racionalis alkalmazásának sugártherapiás alapjai a következők:



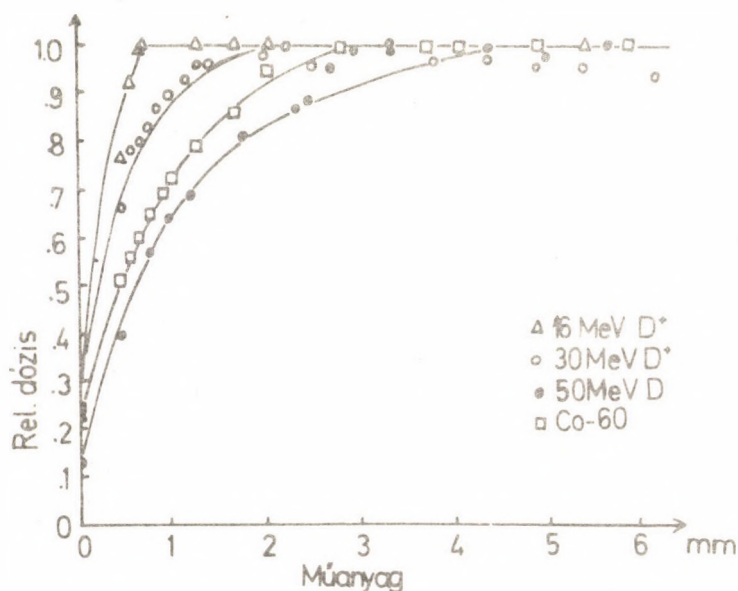
6. ábra.

1. A gyors neutronok dóziseloszlása és mélydózisa hasonló a röntgen-, illetve gamma-sugárzásokhoz (6. ábra). A 16 MeV-es és az 50 MeV-es ciklotron neutron-sugárzás, valamint a DT.

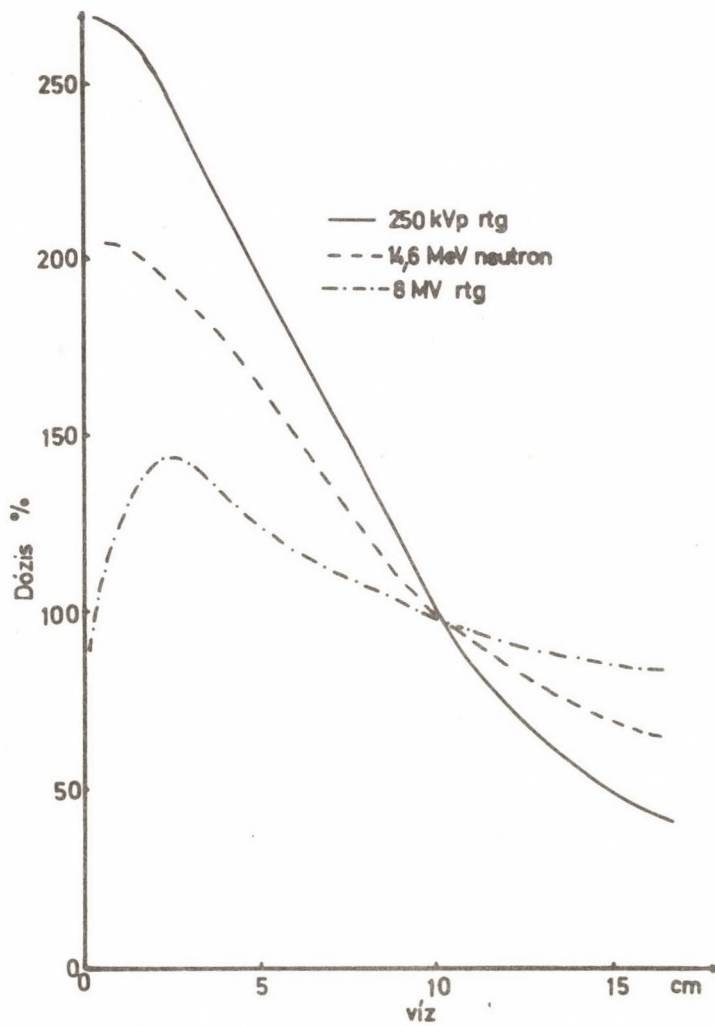


7. ábra.

generátor által létrehozott neutron-nyaláb spectrumát a 7. ábrán mutatjuk be. A 6. ábrán látható, hogy sugártherapiás célra talán a legalkalmasabb az 50 MeV Be-reakcióból keletkező nyaláb, amelynek dóziseloszlása jobb, mint a  $^{60}\text{Co}$  gamma-sugárzásáé. Ez a megállapítás érvényes a "build up"-ra és a bőrvédelemre is (8. ábra). A neutron-sugárzás egyik hátránya, hogy a dózis megközelítőleg exponenciálisan csökken, hasonló-



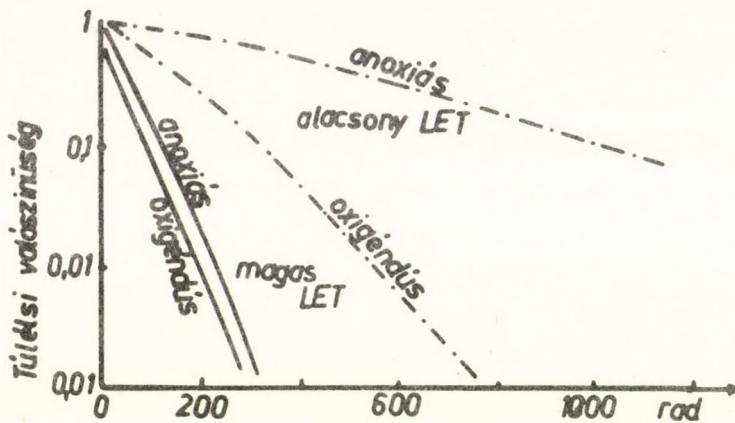
8. ábra.



9. ábra.

an a röntgen-sugárzáshoz. Ezt demonstrálja a 9. ábra, ahol a 250 kV-os és a 8 MV-os röntgen-, valamint a 14,6 MeV neutron-sugárzás dózis-esését mutatjuk be a felszíntől való távolság függvényében. A dózismérést nehezíti az a tény, hogy a neutron-sugárzást mindig gamma-sugárzás is kíséri.

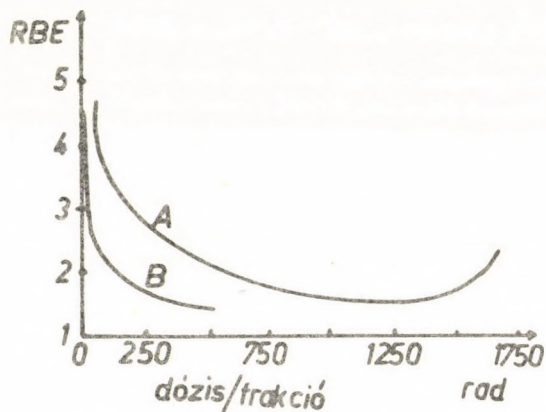
2. A neutronok energiájukat másodlagos töltött részecskék útján adják le.
3. A nagy LET-értékű sugárzás hatásosabb a hypoxiás sejtekre, mint az alacsony LET-értékű, így alacsonyabb dózissal pusztít le.



10. ábra.

títhatók el. Ennek következtében ezek a dózisértékek nem hoznak létre lényeges sugárkárosodást az ép szövetekben, csupán a tumorban, illetve főképp a tumorban. A 10. ábrán a sejtek túlélési valószínűségi görbéje mutatható ki magas és alacsony LET-értékű sugárzásnál, anoxiás és jól oxigenizált körülmények között.

**6 MeV gyors neutron**



11. ábra.

4. Az RBE értéke függ a dózis nagyságától (és a fraktiók számától). Amint a 11. ábrából láthatjuk, a RBE növekszik az egyes dózisok nagyságának csökkentésével. A görbék a bőrre, bélre, kötőszöveti és porcsejtekre (A), illetve a lymphocyta thymus és hemopoeticus sejtekre (B) vonatkoznak. Ezt a jelenséget Stone és Larkin első kezeléseinél nem vette figyelembe, és valószínűen ez okozta a nagyméretű sugárkárosodást. (Neutron-sugárzásnál a RBE=2,5-3,0, az OER=1,5-1,8.)

Shelin és társai emberi bőrön végzett igen alapos vizsgálataik kapcsán rámutattak arra, hogy a neutronok sugárterápiás alkalmazásánál új dózis-fractionálási sémát kell bevezetni. Az eredmények összehasonlítására célszerű az NSD (nominal single dose) alkalmazása. Az NSD érték kifejezésére a ret-et használjuk. Minden tumornál meghatározott a ret-érték, amellyel elpusztítható. A neutron-sugárzásnál a RBE növekedése befolyásolja az NSD értéket, így a késői sugárkárosodások megelőzésére más fractionálási sémák szükségesek.

Véleményünk szerint a ciklotronban gyorsítható részecskék közül a proton-sugárzás, valamint a neutron-sugárzás az, amely a tumorkok sugárterápiájában felhasználható vagy felhasználható lehet. A pionok és nehéz részecskék felhasználásának jelenleg még komoly akadályai vannak. Amennyiben hazánkban ciklotron felépítésére sor kerül, annak olyan teljesítményűnek kellene lenni, hogy az a neutron- és proton-terápiára is alkalmas legyen.

### Irodalom

- [1] P. Todd, C.B.Schroy, F.H.Attix and R.B.Theus, *Cancer* 34 (1974) 33-38.
- [2] P. Todd, *Europ.J.Cancer* 10 (1974) 207-210.
- [3] M.R. Raju, *Europ.J.Cancer* 10 (1974) 211-215.
- [4] H.S. Kaplan, H.A. Schwettman, W.M.Fairbank, D. Boyd, G.C.C.Li and M.A.Bagshaw, *Europ.J.Cancer* 10 (1974) 266-267.
- [5] E.A. Knapp, *Europ.J.Cancer* 10 (1974) 267-268.
- [6] L.D. Skarsgard, H.F.Batho, R.W. Harrison, R.O.Kornelsen and J.M.W.Gibbson, *Europ.J.Cancer* 10 (1974) 268.
- [7] R.B. Theus, R.O.Bondelid, F.H. Attix, L.S. August, P. Shapiro, R.E. Surratt and C.C. Rogers, *Cancer* 34 (1974) 17-32.
- [8] H.R.Withers, K. Mason, B.O. Reid, N.Dubravsky, H.T.Barkley, Jr. B.W. Brown and J.B. Smathers, *Cancer* 34 (1974) 39-47.
- [9] K. Fu, T.L. Philips and J.R.Rowe, *Cancer* 34 (1974) 48-53.
- [10] J.L. Montour, J.D. Wilson, C.C. Rogers, R.B. Theus and F.H. Attix, *Cancer* 34 (1974) 54-64.
- [11] D.H. Hussey, G.H. Fletcher and J.B. Caderao, *Cancer* 34 (1974) 65-77.
- [12] D.Ph. Greene, R.L. Thomas, M.Sc., *Brit.J.Radiol.* 41 (1968) 455-463.
- [13] J.F. Fowier, *Radiology* 108 (1973) 139-143.
- [14] K.H. Chadwick, W.F.Oosterheert, *Atompraxis* 15 (1969) 3.
- [15] W. Duncan, *Brit.J.Hospital Medicine* (1969) 1486-1494.
- [16] G.E. Sheline, T.L. Philips, S.B. Field, J.T. Brennan and A. Raventos, *Amer.J.Roentgenol.* 111 (1971) 31-41.
- [17] S.H. Cohn, K.K. Shukla, C.S. Dombrowski and R.G. Fairchild, *J.Nuclear Medicine* 13 (1972) 487-492.
- [18] J.F. Howlett, B.Sc., R.H. Thomlinson, M.A., B.Ch. and Tikvah Alper, M.A., D.Sc., F.Inst.P., *Brit.J.Radiol.* 48 (1975) 40-47.

[19] K.H. Kärcher, Strahlentherapie 147 (1974) 557-558.

[20] H.J. Eichhorn, A. Lessel, S. Matschke, Strahlentherapie  
147 (1974) 559-563.

M. Catterall, Cancer 34 (1974) 91-95.

E.G. Hofman, Strahlentherapie 147 (1974) 564-572.

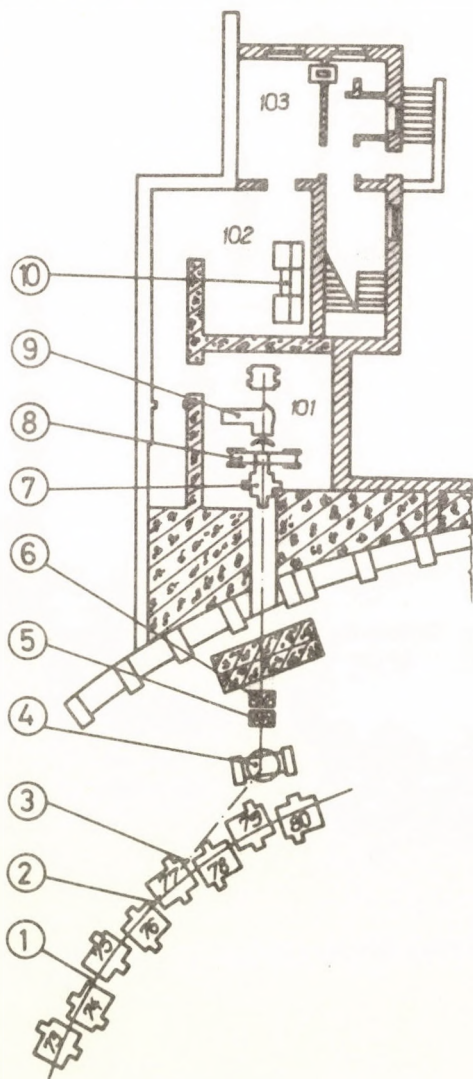
Miltényi L., Dézsi Z., Vargha Gy., Bornemisza-Pauspertl P. és  
Medveczky L., Kísérleti és klinikai radiológia újabb eredményei.  
DOTE Radiológiai Klinika (1973) 199-201.

## NEHÉZ IONOK BIOLÓGIAI HATÁSAI ÉS ORVOSI FELHASZNÁLÁSUK

SZÁNTÓ ANDRÁS

Veszprém Megyei Tanács Kórháza, Röntgenosztály, Veszprém

A magfizikai kutatások céljára létesített nagy gyorsítók perifériájának átalakításával egyre több biológiai és orvosi kísérletet végeznek. Az 1. ábra a Dubnában tervezett hat kezelő egyikének beosztását mutatja.



1. ábra. A 101 kezelőben a 7 és 8 illesztő és mérőszerveket, valamint a 9 rtg célzószerveket között ül a beteg; a 102 ellenőrző szobában műszertábla = 10 van; 103 = előkészítő.

Egy 1969-ben Moszkvában tartott értekezleten Dzselepev, Goldin és Ruderman azt a műszaki és gazdasági számításokon alapuló véle-  
ményt fejezték ki, hogy kizárólag orvosi célra olcsóbban építhe-  
tők lesznek gyorsító berendezések. Ezek egy-egy 10 milliós la-  
kosságu terület központjában a jövő korszerű daganatkezelési le-  
hetőségeit fogják jelenteni. Azóta átalakításokkal, vagy új lé-  
tesítményekben (Bevalac) már meg is indult a gyorsított nehéz a-  
tomi részecskékkel folyó külső sugárterápia [1].

A nyolcvan éves multu gyakorlati sugárterápia empirikus jellegé-  
nek megváltoztatására tett erőfeszítések, az alaputatások gya-  
korlati felhasználása, még eddig nem hoztak áttörően jobb gyó-  
gyítási eredményeket. Fő gondjainkat a következők jelentik:

1. Az ép környezet károsodása.
2. A mély dózis korlátozott volta.
3. A dózis - hatás összefüggés egyenetlenségei.
4. A biológiai hatás függése a daganatsejtek élettani állapotá-  
tól. Ehhez annyit, hogy a  $pO_2$  nyomás egy tumoron belül is  
0,3-30 Hgmm között, a DNS szintézis különbsége három nagy-  
ságrendű lehet (2. ábra).

$^3H$ - JELZETT THYMIDIN FELVÉTEL KISÉRLETES DAGANATBAN					
Minta	Besugárzott		Kontroll		P
	$\bar{X}$	N	$\bar{X}$	N	
OUTER SHELL well stained	1078	6	4987	12	<0,05
INNER SHELL no staining	210	5	268	9	n.s.
CENTRAL PART no staining	457	6	134	10	<0,01
NECROTIC central fragments	31	6	27	11	n.s.

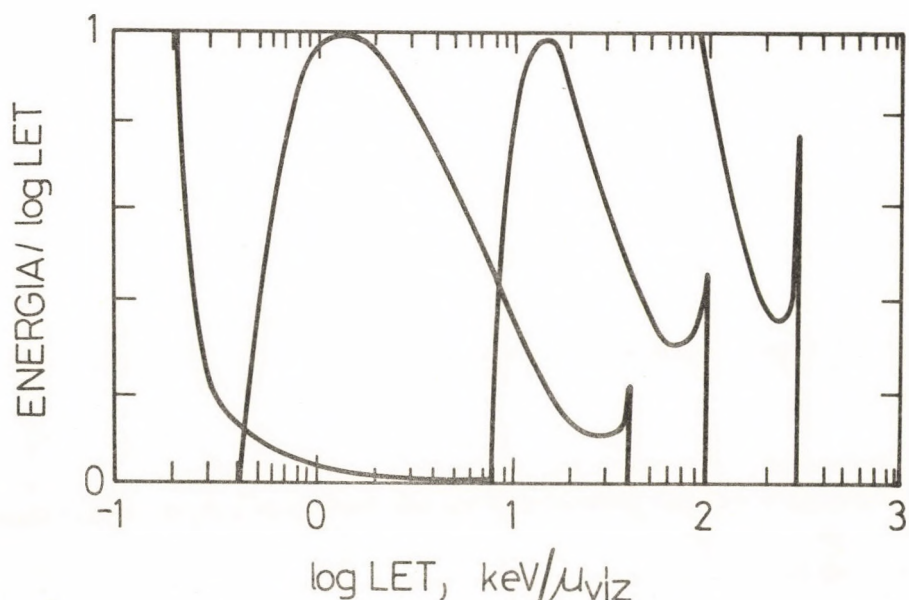
$\mu Ci \cdot 10^{-5} / g$  szárazanyag

2. ábra.

A ma már összegyűlt adathalmaz lehetőséget ad új következteté-  
sekre. Mottóként idézik Bragg sorait: "A továbbhaladást ma már  
nem új adatok felfedezése, hanem az ismeretek felőli gondolko-  
dás új módja jelenti."



A sugárhatás kialakulásának első lépése az energia fizikai-kémiai leadása. Ennek mértékéül a LET(=lineáris energia átadás) fogalmát használjuk. Sem a gyorsító energia ismerete, sem a keV/mikron értékben megadott átlag LET nem jellemzi ezt pontosan. Helyesebb a LET spektrum eloszlás vizsgálata (3. ábra).

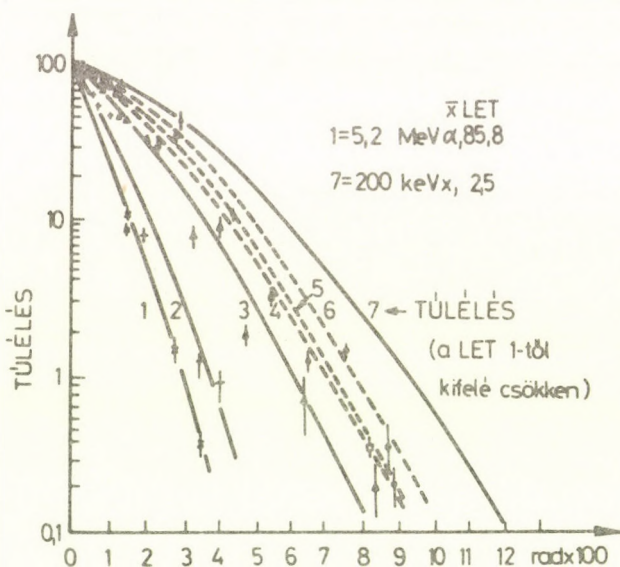


3. ábra

A görbék balról jobbra:  $^{60}\text{Co}$  gamma; 200 kVp Röntgen; 5 MeV neutron; 5,5 MeV alfa sugárzás [2]. Megjegyzendő még, hogy az anyagban megtett ut különböző szakaszain e spektrumon belül is változó értékeket kaphatunk.

Az egyre nehezebb gyorsított ionok LET értékei még magasabb tartományba esnek, nagyjából a  $Z^2$ -tel arányosan. Arra az ismert fizikai tulajdonságra, hogy a gyorsított ionok is főleg a Bragg-csucsban adják le energiájukat, még később visszatérünk. Itt csak annyit, hogy a Bragg-csucs, monoenergetikus nyaláb esetén a rendszám  $2/3$ -ik hatványa szerint szűkül. A csucst gerincszűrőkkel (ridge filter) lehet széthuzni a kívánt mértékig. Az ionizációs csucs szélesítése a daganat teljes mélységére dózisvesztés árán történik. Ezért a sugárterápiában optimális ionok maximum  $Z=25$ -ig, a széntől a calciumig találhatók.

A fizikai történet és a biológiai hatás közötti összefüggést túlélési görbén szoktuk ábrázolni. Tenyésztett emberi vesesejt



4. ábra

klon képzési képességének csökkenését különböző LET értékű sugárzásokra Barendsen vizsgálta (4. ábra).

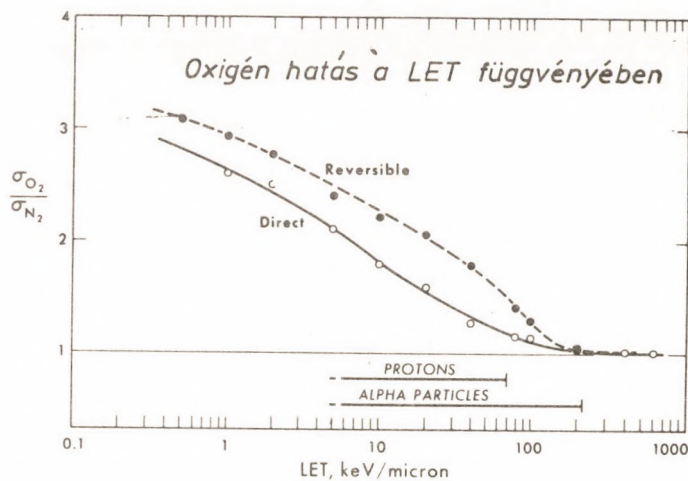
A kezdeti váll a görbéken a kiheverhető károsodás tartományát jelenti. Ezekhez a görbékhez képest a kobalt teleterápia alacsony dózisainál a "váll" még tovább húzódik ki. Az ábrán illusztrálható még, hogy miért pontatlan a Relatív Biológiai Effektivitás fogalma. Ma már helyette a 99 %-os hatáshoz szükséges dózis, vagy a lejtések aránya használatos.

A fenti kétkomponenses görbék alapján Wideröe és Cohen képletben fejezték ki a túlélési arányt [3]. E szerint a túlélés:

$$S \approx (e^{-JD}) \cdot [1 - (1 - e^{-KD})^N]$$

Az átmeneti hatásfaktor  $K$  és az irreparábilis hatás  $J$  faktorának viszonya a  $\sigma = K/J$ . Hogy ez mennyire függ a helyi  $pO_2$  nyomástól, azt Berkeleyben Todd vizsgálta a LET függvényében (5. ábra).

Más a helyzet a Bragg-csúccsal ionizáló gyorsított részecskéekkel. Ezek energia-leadási maximuma rövid szakaszra esik a gyorsító feszültséggel arányos mélységben, másodlagosan a kívánt szakaszra szét is húzható (6. ábra).

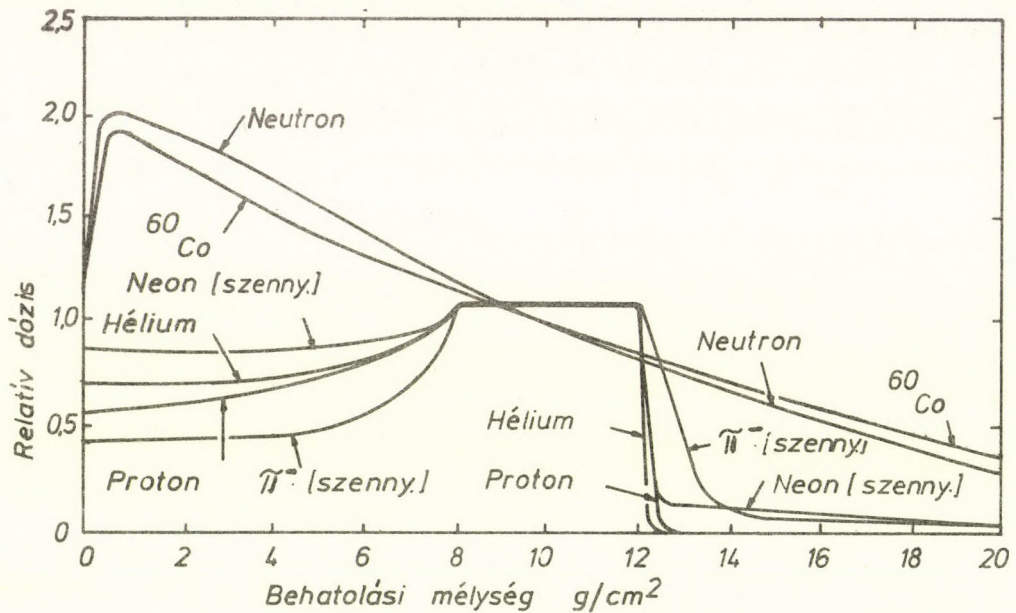


5. ábra. Az oxigénhatás csökken a lineáris energia-  
-átvitel emelkedésével. Kedvező az anoxiás  
daganatok kezelésében, hogy a csak  $\text{He}^{++}$  ma-  
gokkal és ezeknél nehezebb részekkel elérhető  
200 keV/mikron energiasűrűségtől felfelé a  
károsodás nem kiheverhető és független az  
oxigén partialis nyomástól (Barendsen és  
Todd nyomán).

A  $\mu$ -nyi uton 100 keV felett ionizáló sugárfajták, ide tartoznak nehéz ionjaink is, extrapolációs száma az egységhez közelit, vagy teljesen  $N=1$  lehet. Összehasonlításként: a nálunk most használatos sugárforrások esetén ez 3-21. Az ilyen magas LET hatására a sejtkárosodás interfázis halál formájában alakul ki, kiheverési lehetőség nélkül. (Emlékeztetőül: a sejtciklus  $G_1-S-G_2-M$ .)

Ennyi sugárbiológiai megfontolás után nézzük a szükséges dózis mélybe juttatása körüli gyakorlati lehetőségeinket.

Mire egy daganatos sejtcsoportot a test mélyében észreveszünk, az legalább 1 cm-esre nőtt. Ekkora halmazban mintegy  $2^{30}$  daganatsejt található, melyek mindegyikéből, ha sértetlen marad, a daganat újra kialakulhat. Egy szerény 90 %-os gyógyulási arány elérése érdekében a daganatba általában 600.000 erg/gramm dózist kell levinnünk. Még a beeső nyaláb alakjának takarékos megválasztása és pontos becélzése esetén is, szórás miatt, jelentős a szomszédos ép szövetek károsodása. Elektromágneses sugárzások, neutronok és elektronok esetén egyáltalán nem tudjuk elkerülni a bemeneti kapu bőrének, valamint a nyaláb útjában a daganat előtti és mögötti ép szövetek károsodását.



6. ábra

Fő előny ezek szerint a tumorra jutó dózishoz képest 30-60 %-kal kisebb bemeneti terhelés, valamint a gyors csökkenés a kívánt mélység mögött. A kimeneti kapura jutó minimális terhelés oka az ütközésekből származó gamma, vagy neutron szennyezés.

A sugárterápiás terv készítésekor a kívánt, helyesebben az elérendő eredményekből visszafelé kiindulva kell kalkulálnunk.

Azt a célt, hogy a kezelendő sejteknek legfeljebb  $10^{-7}$  túlélő frakciója maradjon, jelenlegi sugárforrásokkal csak ritkán tudjuk elérni. Változást a legfontosabb helyen álló sugárforrás szabad megválasztása jelentene.

Bizonyításul a már orvosi célra használt gyorsítókkal elért eredmények közül Lawrence és munkacsoportja agyfüggelék mirigy kezeléseinek eredményét emelem ki. Ezeknek a hormontermelő daganatoknak a leállításához 20.00 rad körüli dózis is kellhet. Beszámolójuk 250 feletti betegszámról, alfa részek, valamint szén, nitrogén és oxigén ionok (250 MeV pro ion) felhasználásáról szól. Megkezdtek a 400 MeV energiájú neon magok alkalmazását is [4].

Megjegyzem még, hogy külön gondot jelent ilyen sugárféleségekkel az ún. frakcionálás megtervezése. A szervezet egésze, vagy a környezet az egyszeri nagy dózis hatását nagyon rosszul tűri. Az összdózis időben elosztandó. Alacsony LET értékű sugárfajták frakcionálásával összehasonlítva gyorsított nehéz ionokkal az egyes frakciók száma, időbeosztása és nagysága egészen más megfontolásokat jelent. Veszélyes lenne a betegeken kikísérletezni eddigi sémáink szükséges módosításait. A rendelkezésünkre álló kísérletes és gyakorlati sugárbiológiai adatok alapján a kezelési tervet meg kell indokolnunk és részleteiben el kell készíteni.

nünk. Ehhez már az első számítógépes programok kezeink között vannak és készen állunk az objektív adatok alapján történő kezelés tervezésére.

Továbbra is nagy érdeklődéssel várjuk valamennyi gyorsított ionos sugárterápiával foglalkozó intézet híreit, beszámolóit, közös célunk érdekében.

#### Irodalom

- [1] Med.Radiol. XX: 1-18, jul. 1975
- [2] NBS 62. kézikönyv
- [3] Radiology 114 1975 213-217
- [4] Magy. Radiol. VII. kongresszusi különszám, 1974, 19-20.



## SOLID STATE STUDIES WITH ACCELERATORS

JAMES W. MAYER

California Institute of Technology, Pasadena, California

Ion beams of MeV energies have been used extensively in non-nuclear research areas. In this review, I mention briefly only three topics; micro analysis in depth to determine composition profiles, channeling to investigate the atom location of impurities in crystals and ion beam induced X-ray studies at the cyclotron laboratory of the University of California, Davies.

Ion beam analysis of solids has been featured at several recent conferences [1], [2], [3]. The primary concept is that the energy loss experienced by the particles as they traverse the sample can be used to determine sample thickness. For example nuclear backscattering [4], with MeV He ions is used as an analytical technique for depth microscopy; that is, the ability to determine composition variation of impurity distribution as a function of depth below the surface. The technique is not destructive to the sample and provides depth resolution of a few hundred angstroms over depth of thousands of angstroms.

More conventional techniques employed in commercial instruments with Auger electron spectroscopy or secondary ion-mass spectrometry require sputtering techniques to erode the samples layer by layer to obtain depth profiles. In these cases, it is often necessary to use ion beams and nuclear analysis techniques to provide quantitative calibration of the samples analysed by the conventional techniques.

Channeling of ions [5] provides a method of determining the amount of lattice disorder in crystals and also the lattice location of impurities in crystals. In the latter case, for example, channeling can be used to investigate whether impurities are on substitutional lattice sites or are on interstitial positions within the crystal. These measurements have been used in conjunction with electrical measurements in semiconductors or in comparison with hyperfine studies in metals using perturbed angular correlation [5].

At the University of California, cyclotron beams of 16 MeV oxygen

ions have been used in environmental or biological studies [6]. In this case, ion induced X-rays are used to provide quantitative analysis of the samples. Here, the samples are mounted on simple "slide-projector" frames with a low-Z film (such as mylar). This allows rapid indexing of the samples in the target chamber so that sample analysis can be performed within 15 secs. The major peripheral equipment is on-line computer facilities that provide print-out identification of the elements within the sample.

The studies of Cahill and coworkers at the University of California have covered a wide range of topics from air pollution (Pb, S for example), heavy metal contamination in water and biological samples, analysis of wine, poisoning of horses and farm animals as well as chemical changes in plants under different growth conditions. In the latter case, for example, it is possible to mount tree or plant leaves directly on the sample holder without any further sample preparation. The major feature of analysis procedure is that it allows rapid quantitative analysis. In a period of a few days, a thousand samples can be analysed.

This brief review is not meant to be a comprehensive coverage of the use of nuclear techniques in non-nuclear applications. The topics cover an extremely broad range from solid-state physics to biophysics. One can mention for example that the third International Conference on thin films held in Budapest in the week of 26 August 1975 features several presentations on ion beam analysis of thin films. Further in a point program between the Central Research Institute for Physics, Budapest and the California Institute of Technology MeV beams are used to analyse ion-implanted semiconductors.

#### References

- [1] "New Uses of low Energy Accelerations"  
Ed. by I.F. Ziegler, Plenum Press (1975)
- [2] Proceedings of the Conference on Ion Beam Surface Layer Analysis, Yorktown Hts, N.Y. June 1973;  
Published also in Thin Solid Films 19 (1973) 1-406.
- [3] Proceedings of the Conference on Applications of Ion Beams to Metals, Albuquerque, N. Mex. Oct 1973  
(Plenum Press, New York). Eds. S.T. Picraux, E.P. EerNisse and F.L. Vook.
- [4] W.K. Chu, J.W. Mayer, M-A. Nicolet, T.M. Buck, G. Amsel and F. Eisen, Thin Solid Films 17 (1973) 1
- [5] "Channeling" Edited by D.V. Morgan  
(J. Wiley and Sons, New York) 1974
- [6] Contact Prof. Tom Cahill, University of California, Davis, California, U.S.A.



## RÉSZTVEVŐK NÉVSORA

BACSO JÓZSEF	ATOMKI, Debrecen	GUETH SÁNDOR	ELTE Atomfizikai Intézet, Budapest
BAKOS LÁSZLÓ	KFKI, Budapest	GYARMATI BORBÁLA	ATOMKI, Debrecen
BARABÁS GYÖRGY	Megyei Kórház, Rtg Osztály, Veszprém	GYENES GYÖRGY	Országos Onkológiai Intézet, Budapest
BECK MIHÁLY	KLTE Fizikai-Kémiai Tanszék, Debrecen	GYULAI JÓZSEF	KFKI, Budapest
BERECZ ISTVÁN	ATOMKI, Debrecen	HOLLAND JÓZSEF	OSSKI, Budapest
BEREI KLÁRA	KFKI, Budapest	JÉKI LÁSZLÓ	KFKI, Budapest
BERÉNYI DÉNES	ATOMKI, Debrecen	JÓNA ISTVÁN	DOTÉ Központi Kutató Laboratórium, Db.
BOHÁTKA SÁNDOR	ATOMKI, Debrecen	KARIKA ZSIGMOND	Országos Onkológiai Intézet, Budapest
BORNEMISZA-PAUSPERTL P.	ATOMKI, Debrecen	KAZAI LAJOS	Megyei Vezető Kórház, Miskolc
BOZÓKI LÁSZLÓ	Országos Onkológiai Intézet, Budapest	KÁDÁR IMRE	ATOMKI, Debrecen
BUJDOSÓ ERNŐ	Fémipari Kutató Intézet, Budapest	KÁROLY LÁSZLÓ	Országos Onkológiai Intézet, Budapest
CSÁKI LÁSZLÓ	Orvostudományi Kutató Intézet, Bp.	KECSKEMÉTI JÓZSEF	KFKI, Budapest
CSERÉP GYÖRGY	MTA Izotóp Intézete Budapest	KERTÉSZ LÁSZLÓ	ORSI, Budapest
CSIKAI GYULA	KLTE Kísérleti Fizikai Tanszék, Db.	KISS ILDIKÓ	ATOMKI, Debrecen
CSONGOR ÉVA	ATOMKI, Debrecen	KLOPFER ERVIN	KFKI, Budapest
DAMJANOVICH SÁNDOR	DOTÉ Biofizikai Tanszék, Debrecen	KOBLINGER LÁSZLÓ	KFKI, Budapest
DEMETER ISTVÁN	KFKI, Budapest	KOCSÁR LÁSZLÓ	Országos "FJC" Sugárbiológiai Kutató Intézet, Budapest
DÉZSI ZOLTÁN	DOTÉ Rtg Klinika Debrecen	KOLTAY EDE	ATOMKI, Debrecen
ERŐ JÁNOS	KFKI, Budapest	KOVÁCS ÁRPÁD	KFKI, Budapest
FÉNYES TIBOR	ATOMKI, Debrecen	KOVÁCS PÁL	ATOMKI, Debrecen
FODOR ILONA	KFKI, Budapest	KÖVÉR ANDRÁS	DOTÉ Központi Kutató Laboratórium, Db.
FODOR ZOLTÁN	KFKI, Budapest	KÖVÉR ÁKOS	ATOMKI, Debrecen
FÖLDIÁK GÁBOR	MTA Izotóp Intézete Budapest	KÖVÉR LÁSZLÓ	ATOMKI, Debrecen
FÜREDI JÁNOS	Agrártudományi Egyetem, Gödöllő	KROÓ NORBERT	KFKI, Budapest
FRANCIA ISTVÁN	DOTÉ Központi Kutató Laboratórium, Db.	LAJTAI ALBERT	KFKI, Budapest
		LANGER GÁBOR	ATOMKI, Debrecen
		LENGYEL TAMÁS	MTA Izotóp Intézete Budapest

LOVAS ISTVÁN	KFKI, Budapest	SCHLENK BÁLINT	ATOMKI, Debrecen
LUSTYIK GYÖRGY	DOTÉ Korbonctani Intézet, Debrecen	SOMOGYI GYÖRGY	ATOMKI, Debrecen
MAKRA ZSIGMOND	KFKI, Budapest	STEFÁN MIHÁLY	Csepel Fémművek, Bp.
J.W. MAYER	California Institute of Technology, Pasadena, California	STENGER VILMOS	MTA Izotóp Intézete, Budapest
MEDVECZKY LÁSZLÓ	ATOMKI, Debrecen	STRAUB GYULA	Vegyipari Egyetem, Veszprém
MEZEI GÁBOR	KFKI, Budapest	SÜKÖSD CSABA	ELTE Atomfizikai Tanszék, Budapest
MÉSZÁROS SÁNDOR	ATOMKI, Debrecen	SZABÓ GÁBOR	DOTÉ Biológiai Intézet, Debrecen
MÓRIK GYULA	ATOMKI, Debrecen	SZABÓ LÁSZLÓ	Országos "FJC" Sugárbiológiai Kutató Intézet, Bp.
NAGY CS. ÁGNES	KFKI, Budapest	SZABÓ PÉTER	KFKI, Budapest
NAGY LAJOS GYÖRGY	BME Fizikai-Kémiai Tanszék, Budapest	SZABÓ GYULA	ATOMKI, Debrecen
NAGY TIBOR	KFKI, Budapest	SZALAY SÁNDOR	ATOMKI, Debrecen
NOVÁK DEZSŐ	ATOMKI, Debrecen	SZÁNTÓ ANDRÁS	Megyei Kórház, Veszprém
NYIKOS LAJOS	KFKI, Budapest	SZENTPÉTERY IMRE	KFKI, Budapest
PAÁL ANDRÁS	ATOMKI, Debrecen	SZILÁGYI MARGIT	ATOMKI, Debrecen
PÁL IMRE	Magyar Néphadsereg Eü. Szolgálat, Bp.	SZIRTES LÁSZLÓ	MTA Izotóp Intézete, Budapest
PÁLLA GABRIELLA	KFKI, Budapest	SZŐKEFALVI-NAGY ZOLTÁN	KFKI, Budapest
PÁRIZS GYÖRGY	KFKI, Budapest	SZTANYIK LÁSZLÓ	Országos "FJC" Sugárbiológiai Kutató Intézet, Bp.
PELLETT SÁNDOR	Megyei Kórház, Db.	SZY DÉNES	SOTE Radiológiai Klinika, Budapest
PERNECZKI GÁBOR	KFKI, Budapest	TIGYI JÓZSEF	POTE Biofizikai Intézete, Pécs
PETRÁNYI GYULA	SOTE II. sz. Belklinika, Budapest	TOPERCZER JOHANNA	Országos Onkológiai Intézet, Budapest
PÓCS LAJOS	KFKI, Budapest	TÖRÖK ISTVÁN	ATOMKI, Debrecen
RÓDER MAGDOLNA	KFKI, Budapest	URAY ISTVÁN	ATOMKI, Debrecen
RÓDE IVÁN	Orvostovábbképző Intézet, Onkorad. Tanszék, Budapest	VALEK ALADÁR	ATOMKI, Debrecen
H. PRADE	Zentralinstitut für Kernphysik, Rossendorf	VARGA DEZSŐ	ATOMKI, Debrecen
SALAMON ANDRÁS	MTA Műszaki Fizikai Kutató Int. Budapest	VARGA LÁSZLÓ	KFKI, Budapest
SARKADI LÁSZLÓ	ATOMKI, Debrecen	VARGHA GYULA	DOTÉ Radiológiai Klinika, Debrecen
SCHAY GÉZA	MTA Központi Kémiai Kutató Int. Bp.	VASS SZABOLCS	KFKI, Budapest
SCHILLER RÓBERT	KFKI, Budapest		

VARJAS GÉZA	Országos Onkológiai Intézet, Budapest	VIRÁGH ELEMÉR	BME Tanreaktor, Bp.
VATAI ENDRE	ATOMKI, Debrecen	ZARÁND PÁL	Országos Röntgen és Sugárfizikai Intézet Budapest
VÁSÁROS LÁSZLÓ	KFKI, Budapest	ZÁBRÁCZKI JÓZSEF	Országos Onkológiai Intézet, Budapest
VERES ÁRPÁD	MTA Izotóp Intéze- te, Budapest	ZÁDOR ERIKA	KFKI, Budapest
VERTSE TAMÁS	ATOMKI, Debrecen	ZIMÁNYI JÓZSEF	KFKI, Budapest
VÉGH LÁSZLÓ	ATOMKI, Debrecen	ZSEBŐK ZOLTÁN	SOTE Rtg. Klinika, Budapest
VINNAI ISTVÁN	KFKI, Budapest		

Az ATOMKI KÖZLEMÉNYEK évenként több számban jelenik meg. Tudományos intézeteknek cserepéldányképpen vagy kérésükre díjtalanul megküldjük, kötelezettség nélkül. Magánszemélyeknek esetenkénti kérésére 1-1 számot vagy különlenyomatot szívesen küldünk. Ilyen irányu kéréseket az intézet könyvtárszolgálatához kell irányítani. /ATOMKI, 4001 Debrecen, Postafiók: 51./

Szerkesztő Bizottság: Szalay Sándor elnök, Gyarmati Borbála titkár, Berényi Dénes, Csikai Gyula, Medveczky László.

Kiadja a  
Magyar Tudományos Akadémia  
Atommag Kutató Intézete  
D e b r e c e n

A kiadásért és szerkesztésért felelős  
Szalay Sándor az Intézet igazgatója

Példányszám: 650  
1975/3

MAGYAR  
TUDOMÁNYOS AKADÉMIA  
KÖNYVTÁRA

ПРИЛОЖЕНИЕ

# АТОМ КІ

СООБЩЕНИЯ

ТОМ 17

№ 3

SUPPLEMENT

# ATOMKI

## BULLETIN

Volume 17    Number 3