



# Lineáris gyorsítók bunkereinek sugárvédelmi mérései

Dian Eszter

Témavezető: dr. Pesznyák Csilla

egyetemi docens

BME Nukleáris Technikai Intézet

Konzulens: dr. Ballay László

OSSKI

BME

2014

## Diplomamunka feladat a Fizikus mesterképzési (MSc) szak hallgatói számára

A hallgató neve: <b>Dian Eszter</b>	szakiránya: orvosi fizika	<input type="button" value="▼"/>
A diplomamunkát gondozó (a záróvizsgát szervező) tanszék:		Nukleáris Technika Tanszék <input type="button" value="▼"/>

A diplomamunka készítésének helye: <b>Országos Onkológiai Intézet</b>	
A témavezető neve: <b>Dr. Pesznyak Csilla</b>	A konzulens neve:
– munkahelye: <b>Nukleáris Technikai Intézet</b>	(külső témavezető esetén kijelölt tanszéki munkatárs)
– beosztása: <b>egyetemi docens</b>	– beosztása:
– e-mail címe: <b>pesznyak@reak.bme.hu</b>	– e-mail címe:

A diplomamunka címe: <b>Lineáris gyorsítók bunkereinek sugárvédelmi mérései</b>	azonosítója: <b>DM-2012-98</b>
<p>A téma rövid leírása, a megoldandó legfontosabb feladatok felsorolása:</p> <p>A sugárterápiás központokban a daganatos betegek teleterápiás sugárkezelése lineáris gyorsítókkal és kobaltágyúkkal történik. Ezeket a besugárzó készülékeket speciálisan erre a célra kialakított épületekben helyezik el, ezeket bunkereknek nevezik a szakirodalomban. A diplomamunka célja a lineáris gyorsítóval felszerelt orvosi besugárzó helyiségek sugárvédelmi szempontból történő dozimetriai vizsgálata.</p> <p>A hallgató feladatai:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Hasonlítsa össze a besugárzó helyiségek sugárvédelmi tervezésének nemzetközi ajánlásait a hazai szabályozással.</li> <li>2. Határozza meg dozimetriai mérésekkel a bunkerek labirintusában a röntgen- és neutron dózisteljesítmények értékét. Hasonlítsa össze az ionizációs kamrák és termolumineszcens dózismérők által mért eredményeket.</li> <li>3. Vizsgálja meg, hogy a PorTL mérőberendezés és a személyi dozimetriában alkalmazott Panasonic UD-802AT TL rendszer milyen termolumineszcens anyagok esetében alkalmas a labirintus dózisterének feltérképezésére, valamint neutron dózis mérésre.</li> </ol>	

A feladat kiadásának időpontja: <b>2012. február</b>
--

Témavezető vagy tanszéki konzulens aláírása:	A diplomamunka témakiírását jóváhagyom (tanszékvezető aláírása):
--	--

## **Önállósági nyilatkozat**

Alulírott Dian Eszter, a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem hallgatója kijelentem, hogy jelen dolgozat saját munkám, és abban csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, amelyet szó szerint, vagy azonos tartalomban, de átfogalmazva más forrásból átvettem, egyértelműen, a forrás megadásával megjelöltem.

Budapest, 2013. 05. 02.

.....  
Dian Eszter

## Tartalomjegyzék

Tartalomjegyzék .....	4
1. Bevezető .....	5
2. A besugárzó helyiségek sugárvédelme .....	7
2.1. Sugárvédelmi alapelvek .....	7
2.1. Alapfogalmak .....	8
3. Sugárvédelmi számítások .....	14
3.1. Sugárvédelmi tervezés alapelvei .....	14
3.2. Alapvető feltevések .....	15
3.3. Elsődleges árnyékolás (primer barrier).....	16
3.4. Másodlagos árnyékolás (secondary barrier) .....	18
3.5. Labirintus és labirintus bejárat <sup>[4]</sup> .....	20
3.6. Fotoneutron- és neutron-befogásos gammasugárzás <sup>[3, 4]</sup> .....	24
3.7. Tapasztalati becslés .....	27
4. Besugárzó helyiségek sugárvédelmi mérése .....	27
4.1. Módszerek és eszközök .....	28
4.2. A LINAC mint sugárforrás .....	30
5. Mérési eredmények és megbeszélés.....	32
5.1. Első mérési helyszín .....	34
5.1. Második mérési helyszín.....	37
5.2. Harmadik mérési helyszín.....	47
5.3. További neutron-mérések .....	57
6. Összefoglalás .....	58
7. Rövidítések jegyzéke.....	59
8. Forrásjegyzék.....	60
9. Köszönetnyilvánítás .....	61

## 1. Bevezető

A radioaktív és röntgensugárzás napjainkra a gyógyászat egyik meghatározó eszközévé vált, mind a diagnosztika, mind a terápia területén. A röntgensugárzás felfedezése és alkalmazása között telt el a legkevesebb idő a történelem során. A röntgensugárzást 1895. november 8-án fedezte fel Wilhelm Konrad Röntgen, és december 28-án publikálta eredményeit. Ez után alig néhány hónappal, 1896 januárjában felvetik a császári bemutatón résztvevő katonáorvosok a röntgensugárzás alkalmazhatóságát csontsérülések diagnosztizálására. Ezzel egy időben Klupathy Jenő elkészíti többek között Eötvös Lóránd kezének jó minőségű röntgenfelvételét, és a Műegyetemen felállít egy röntgen-készüléket, majd kialakítanak egy röntgen-labort.

Hőgyes Endre ugyanekkor (1896. január 19.) felveti az újonnan felfedezett sugarak terápiás alkalmazásának lehetőségét, és 1905-ben már megkezdődtek Magyarországon a nőgyógyászati rádiumkezelések.

A sugárzás nagyon gyorsan vált tehát a kutatások tárgya mellett alkalmazássá is, azonban a korai alkalmazások számos emberéletet követeltek. Ennek állítottak emléket 1936. április 4-én, a hamburgi Szent György Kórház udvarán felavatott obeliszkkal, mely emléket állít „Valamennyi nemzet röntgenológusának, radiológusának, orvosoknak, fizikusoknak, vegyészeknek, technikusoknak és betegápoló nővéreknek, akik életüket áldozták embertársaik betegsége elleni küzdelemben. Hős úttörői voltak a röntgen- és rádiumsugárzás alkalmazásának a gyógyászatban.” Az emlékmű 359, köztük 11 magyar nevet tartalmaz.<sup>[10]</sup>

Világossá vált tehát, hogy minden előnye és hasznossága mellett a sugárzás komoly károkat képes okozni, ezért szükséges az ellene való védekezés is. Ennek szellemében alakult meg 1925-ben az I. Nemzetközi Radiológiai Kongresszuson az Radiológiai Egységek és Mérések Nemzetközi Bizottsága (ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements), valamint 1928-ban a II. Nemzetközi Radiológiai Kongresszuson a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP, International Commission on Radiation Protection). Mindkét szervezet napjainkban is létezik és meghatározó szerepük volt és van a sugárvédelem fejlődésében, és a nemzetközi és hazai szabályozásában egyaránt.

Magyarországon 1924-ben fejlesztett ki Ratkóczy Nándor professzor ólommal, ólomgumival és ólomüveggel árnyékolt ülést majd védőkabint az orvosok védelmére, ez

utóbbi sorozatgyártásra is került. 1932-ben pedig Hrabovszky Zoltán fejlesztett védő elrendezéseket röntgenvizsgálatokhoz, melyek szintén gyártásba kerültek.

1936-ban nyílt meg az Eötvös Lóránd Rádium és Röntgen Intézet, a későbbi Országos Onkológiai Intézet (1947-től). Az Intézetben 1937-ben bevezették a filmdozimetriai ellenőrzést, majd 1938-ban üzembe helyezték a terápiás és sugárvédelmi doziméterek hitelesítésére szolgáló hordókamrás dozimétert, majd egy hordozható GM-csőves sugármérő készüléket.

1949-ben hatályba lépett hazánkban az első (1942-ben készült) sugárvédelmi szabvány, majd 1952-ben megjelent az első sugárvédelmi egészségügyi-miniszteri rendelet „Az orvosi röntgenüzemekre vonatkozó Óvórendszabály”, illetve ugyanezen évben megalakult Bozóky László vezetésével a KFKI-ben (Magyar Tudományos Akadémia Központi Fizikai Kutatóintézet) a Radiológiai Osztály, a sugárvédelem és sugárfizika fejlesztésére.

1957-ben megalakult az Országos "*Frédéric Joliot-Curie*" Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet (OSSKI), sugárbiológiai kutatásokra és fizikai sugárvédelmi munkák céljára.

1960-ban megalakult a KFKI Sugárvédelmi Osztálya, külső és belső dozimetriai, valamint személyi, munkahelyi és környezet-ellenőrzési módszerek kidolgozására.

1962-ben alakult meg az Eötvös Lóránd Fizikai Társulat (ELFT) Sugárvédelmi Szakcsoportja.

1991-ben megalakul az Országos Atomenergia Hivatal (OAH), majd 1996-ban megalkották CXVI. Atomenergiáról szóló törvényt. A hozzá tartozó kiegészítő rendelkezés, a 16/2000. Eü.M. rendelet a napjainkban is érvényes sugárvédelmi szabályozás alapja.<sup>[10]</sup>

## 2. A besugárzó helyiségek sugárvédelme

Napjainkban a radioaktív sugárzás és nukleáris folyamatok használata egyre elterjedtebb az iparban (nukleáris energia, élelmiszer-fertőtlenítés, hegesztési varratok ellenőrzése, stb) és az egészségügyben (röntgen, CT, PET, sugárterápia, nukleáris medicina, stb) egyaránt. Ezzel a sugárvédelmi ellenőrzés alá tartozó munkahelyek száma és a civil lakosság dózisterhelése egyaránt növekszik. Éppen ezért a sugárforrások alkalmazhatóságának megítélésakor figyelembe kell venni a sugárvédelmi alapelveket.

### 2.1. Sugárvédelmi alapelvek

A sugárvédelem két legalapvetőbb tézise a következő:

- A determinisztikus hatáshoz vezető dózis elérése legyen lehetetlen.
- Csak az alkalmazásokhoz kapcsolható dózis korlátozható, a természetes háttérsugárzás nem. A korlátozás a többletdózisra vonatkozik.

Ezekon felül a sugárvédelmi szabályozás alapját képezi, hogy adott alkalmazást csak akkor lehessen megvalósítani, ha az adott alkalmazás szükséges, azaz a megvalósítása indokolt. Ha az alkalmazás megvalósítása indokolt, akkor optimalizálni kell az alkalmazást. Ha ez a két feltétel teljesül, akkor úgy kell megtervezni az alkalmazást és a hozzá kapcsolódó sugárvédelmet, hogy a dózisszintek ne haladhassák meg a vonatkozó korlátokat. Orvosi sugárterhelések esetében a dóziskorlátok nem alkalmazandók, de itt is törekedni kell a diagnosztikai vagy a terápiás cél elérésére a páciensek minimálisan szükséges sugárterhelése mellett.

**Indokoltság:** a sugárforrás alkalmazásából eredő egyéni vagy társadalmi haszon legyen nagyobb, mint a sugárzás okozta kár.

**Optimálás:** a sugárterhelés nagysága és valószínűsége, valamint a sugárterhelésnek kitett személyek száma az ésszerűen elérhető legalacsonyabb szinten maradjon.

Ez az ALARA elv: As Low As Reasonably Achievable.

**Korlátozás:** egy adott személy összes, szabályozott forrásból származó sugárterhelésének összege nem haladhatja meg a foglalkozási vagy a lakossági sugárterhelésre megállapított dóziskorlátokat.

## 2.1. Alapfogalmak

### *Dozimetriai alapfogalmak*

Fizikai dózismennyiségek:

Közölt dózis (KERMA)<sup>[13]</sup>:

A K mennyiséget a

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

kifejezés határozza meg, ahol  $dE_{tr}$  az elektromosan semleges ionizáló részecskék által keltett valamennyi töltött ionizáló részecske kezdeti kinetikus energiájának összege egy dm tömegű anyagban. A közölt dózis egysége: J/kg; neve: Gray (Gy).

A foton sugárzási tér jellemzésére a levegő kerma ( $K_a$ , közölt dózis levegőben) mennyiséget szokásos használni

Elnyelt dózis<sup>[1]</sup> (D):

Besugárzott anyag tömegegységében elnyelt energia:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

ahol D az elnyelt dózis,  $d\varepsilon$  az ionizáló sugárzás hatására az anyag dm tömegében elnyelt energia átlagértéke. Az elnyelt dózis egysége: J/kg; neve: Gray (Gy).

Szabályozási dózismennyiségek:

Egyenérték dózis<sup>[1]</sup> ( $H_T$ ):

Az R típusú és minőségű sugárzás súlytényezőjével súlyozott, a T szövetben vagy szervben elnyelt dózis:

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}$$

ahol  $w_R$  a sugárzási súlytényező,  $D_{T,R}$  a T szövetben vagy szervben elnyelt dózis átlagértéke. Amikor a sugárzási teret különböző típusú, illetve eltérő  $w_R$  súlytényezőjű sugárzások alkotják, akkor a teljes egyenérték dózist a



$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

kifejezés adja meg. Az egyenérték dózis egysége: J/kg; neve: Sievert (Sv).<sup>[1]</sup>

Effektív dózis<sup>[1]</sup> (E):

Az emberi test összes szövetére vagy szervére (T) vonatkozó, súlyozott egyenérték dózisok ( $H_T$ ) összege:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

ahol  $w_T$  a T szövet vagy szerv súlytényezője,  $w_R$  az R típusú sugárzás súlytényezője,  $D_{T,R}$  az R sugárzástól származó, T szövetben vagy szervben elnyelt dózis átlagértéke. Az effektív dózis egysége: J/kg, melynek neve: Sievert (Sv).<sup>[1]</sup>

Dózisegyenérték<sup>[1]</sup> (H):

A Sugárzás Egységeinek és Mérésének Nemzetközi Bizottsága (ICRU) által, csak bizonyos sugárvédelmi mérések számára bevezetett, ún. operatív mennyiségek meghatározására használt mennyiség. A dózisegyenértéket a sugárvédelemben az egyenérték dózis (l. ott) váltotta fel.

Gyakorlati dózismennyiségek

Környezeti dózisegyenérték ( $H^*(d)$ )<sup>[13]</sup>:

A sugárzási tér egy adott pontján a  $H^*(d)$  mennyiséget úgy határozzák meg, hogy az azzal a dózisegyenértékkel legyen egyenlő, amely az idetartozó irányított és kiterjesztett sugárzási térben keletkezik az ICRU-gömb d mélységében, a nyalábbal ellentétes irányú gömbsugáron mérve. Erősen áthatoló sugárzás esetén  $d = 10$  mm mélység javasolt.

A  $H^*(10)$  környezeti dózisegyenérték a levegőben közölt dózis ( $K_a$ ) mennyiségéből határozható meg:

$$H^*(10) = f \cdot K_a$$

ahol  $f$  konverziós tényező, amelynek a foton energiától erősen függő értékeit az MSZ 14341:1991 sz. szabvány 6. táblázata közli.

## *Besugárzáshoz kötődő alapfogalmak*

### Besugárzóhelyiség:

Az a helyiség, ahol a besugárzandó beteget elhelyezik, és amely alkalmas sugárnyékolással és a helyiségbe való bejutást megakadályozó biztonsági reteszrendszerrel el van zárva.<sup>[2]</sup>

### Besugárzó-berendezés:

Besugárzókészülékből és vezérlőegységből álló berendezés betegek besugárzására. A besugárzó-berendezésnek radionuklidot csak zárt sugárforrás formájában szabad tartalmaznia.<sup>[2]</sup>

### Ellenőrzött terület (Controlled area):

Olyan terület, amelyre a sugárvédelem vagy radioaktív anyaggal való szennyeződés szempontjából külön rendszabályok vonatkoznak, és ahova ellenőrzés mellett szabad belépni.<sup>[1]</sup>

### Felügyelt terület (Supervised area):

Olyan terület, amely az ionizáló sugárzás elleni védelem céljából meghatározott felügyelet alatt áll.<sup>[1]</sup>

### Munkaterhelés (workload, W):

Az orvosi készülékek használatának tervezett mértéke. Jellemzője az egy hét alatt, [az izocentrumtól] 1 m távolságban leadott dózis, Gy-ben.<sup>[2]</sup>

### Irányfaktor (use factor, U [magyarul néha I<sup>[2]</sup>]):

Megadja a primer nyaláb adott primer árnyékolásra eső hányadát.<sup>[3, 4]</sup>

Általános javaslat<sup>[4]</sup> (NCRP Report 49.), ha nincs specifikus információ (pl.: egésztest-besugárzás):

U = 1      padló

U = 0,25    mennyezet és falak

### Tartózkodási faktor (occupancy factor, T):

Adott területre vonatkozó tartózkodási faktor megadja, hogy a maximális expozíciót elszenvedő személy a primer nyaláb üzemelési idejének (beam-on time) mekkora

hányadában van jelen.<sup>[3,4]</sup> Általában 8 órás munkanapra vagy 2000 munkaórás évre vonatkoztatva adják meg.<sup>[3]</sup>

#### Pillanatnyi dózisteljesítmény (IDR<sup>[4]</sup>)

Egy percre átlagolt dózisteljesítmény (Sv/h, Gy/h), az Egyesült Királyságban vezették be. Doziméterről azonnal leolvasható érték, így a számolt és mért eredmény azonnal összehasonlítható. A bevezetés oka, hogy a dózisteljesítményre vonatkozó korlátot eredetileg egy hétre adták meg az éves dózis 1/50-ed részeként, azonban így még rövid időre előfordulhatott volna nagyon magas dózisteljesítmény. Árnyékolástervezéshez / -ellenőrzéshez használt mennyiség

#### Időátlagolt dózisteljesítmény (TADR<sup>[4]</sup>)

Adott időszakra átlagolt, árnyékolás által gyengített dózisteljesítmény.

$$TADR = IDR \cdot \frac{\text{napi nyaláb} - \text{üzemelési idő}}{\text{munkanap hossza}}$$

$$R_t = IDR \cdot \frac{W \cdot U}{(t) \cdot DR_0}$$

ahol:

$R_t$ : adott t időszakra számolt TADR

$DR_0$ : kiadott dózisteljesítmény 1 m távolságban (Sv / h, Gy / h)

IDR, U, W: mint fent, adott időszakra (év (2000 h), hét (40 h), órák, óra)

t jelenléte a W mértékegységétől függ.

#### Árnyékolás-tervezési cél (shielding design goal, P)

Az adott számítási pontra tervezési célként kitűzött maximális dózisteljesítmény. Az a dózisteljesítmény, amivel a berendezés működési feltételeit és a helyiség átlagos kihasználtságát figyelembe véve legrosszabb forgatókönyv esetén sem haladja meg a dóziszárulék az adott területre vonatkozó előírt korlátot. Figyelembe kell tehát venni, hogy a kérdéses helyszín ellenőrzött vagy felügyelt területhez tartozik-e, illetve az ott tartózkodó személyekre lakossági vagy munkahelyi dóziskorlátot kell-e alkalmazni. Általában egy hétre vonatkoztatva adjuk meg: Sv/w, vagyis Sv/hét.

## Magyar sugárvédelmi előírások

A besugárzó helyiségekre vonatkozó sugárvédelmi előírások, szabványok a nemzetközi ajánlásokon (IAEA, NCRP, AAPM) alapulnak.

A jelenleg érvényben lévő sugárvédelmi dóziskorlátokat a 16/2000. (VI. 8.) EüM rendelet tartalmazza:

### 2. számú melléklet a 16/2000. (VI. 8.) EüM rendelethez

#### **I. Dóziskorlátok, radon-koncentrációk munkavállalókra vonatkozó cselekvési szintjei**

##### *1. Munkavállalókra vonatkozó dóziskorlátok*

*1.1. Foglalkozási sugárterhelésnek kell tekinteni bármilyen olyan sugárterhelést – amelyet a munkavállaló, a munkáltató felelősségi köréhez tartozó helyzetekben – munkavégzés folyamán kaphat. A foglalkozási sugárterhelés nem tartalmazza az orvosi diagnosztikai és terápiás beavatkozásokból, továbbá az olyan természetes forrásokból származó sugárterheléseket, amelyek nem tartoznak a rendelet hatálya alá vagy a szabályozás alól kivételek.*

*1.2. 18 éven aluli személyek foglalkozási sugárterheléssel járó munkát nem végezhetnek.*

*1.3. A foglalkozási sugárterhelésnek kitett munkavállaló munkavégzés során, az alkalmazott mesterséges és fokozott sugárterhelést eredményező természetes forrásokból származó, külső és belső sugárterhelés együttesen, egymást követő 5 naptári évre összegezve nem haladhatja meg a 100 mSv effektív dózis korlátot. Az effektív dózis egyetlen naptári évben sem haladhatja meg az 50 mSv értéket.*

*Tekintet nélkül az effektív dózusra megszabott fenti korlátra, a szemlencsére vonatkozó évi egyenérték dóziskorlát 150 mSv. A bőrre – bármely 1 cm<sup>2</sup> területre átlagolva –, továbbá a végtagokra vonatkozó évi egyenérték dóziskorlát 500 mSv.*

##### *4. A lakosság tagjai*

*4.1. A lakosság tagjait érő sugárterhelés minden mesterséges forrásból származó, nem foglalkozási és nem orvosi eredetű sugárterhelés.*

*4.2. A lakosság tagjainak mesterséges forrásokból származó, külső és belső sugárterhelésének összege – az orvosi diagnosztikai és terápiás beavatkozással, a nem foglalkozásszerű betegápolással, az orvosi kutatásban való önkéntes részvétellel járó sugárterhelésen kívül – nem haladhatja meg az évi 1 mSv effektív dózis korlátot.*

*Különleges körülmények mellett, egyedi évre vonatkozóan, az OTH ennél nagyobb effektív dózis korlátot is engedélyezhet, feltéve, hogy a megnevezett évtől kezdődő 5 egymást követő év folyamán az átlagos egyéni sugárterhelés nem haladja meg az évi 1 mSv effektív dózist.*

*Tekintet nélkül az egésztestre vonatkozó évi effektív dózis korlátra, a lakosság körében a szemlencsére engedélyezett egyenérték dózis korlát évi 15 mSv, a bőrre vonatkozóan – bármely 1 cm<sup>2</sup> területre átlagolva – 50 mSv.*

A vonatkozó magyar szabványokat és műszaki irányelveket az ionizáló sugárzás elleni védelemről szóló MSZ 62-es szabványcsalád tartalmazza.

E szabványok közül a lineáris gyorsítóval szerelt bunkerek sugárvédelmi tervezésére az alábbiak tartalmazzak ajánlást:

MSZ 62-4 Sugárvédelem nagy aktivitású gamma-távbesugárzó berendezések és és orvosi lineáris gyorsítók alkalmazásakor

MSZ 62-3 A neutronsugárzás elleni védelem

Az MSZ 62-4 által használt fogalommeghatározások az MSZ IEC 60788, az MSZ 62-1, az MSZ 62-5, az MSZ 62-6, az MSZ 824, az MSZ 14341 és az MSZ 14341-1 szabványokon alapulnak.

Az orvosi lineáris gyorsítók további műszaki előírásait pedig az MSZ IEC 60601-2-1, MSZ IEC 60601-2-11 és az MSZ IEC 61217 tartalmazza.

### 3. Sugárvédelmi számítások

Az elmúlt évek során számos ajánlás és segédlet született a sugárterápiából származó dózisok és az ellenük való védelem számítására. A számítási módszerek többnyire tapasztalati alapúak, az összefüggésekben különböző, adott berendezésekre, energiákra, anyagokra, geometriára meghatározott koefficienseket használunk. Az együtthatókat tartalmazó táblázatok mindig hozzátartoznak az ajánláshoz.

#### 3.1. Sugárvédelmi tervezés alapelvei

A besugárzó helyiség tervezésénél az optimális ár-érték arányra kell törekedni. Ehhez mérten figyelembe kell venni tervezésnél a környezeti adottságokat, valamint hosszú-távra kell tervezni, gondolva az esetleges fejlesztésekre.

- a terápiás helyiséget lehetőleg a kórház/egészségügyi komplexum periferiáján kell elhelyezni, távol a nagy kihasználtságú területektől
- a sugárvédelmet a környezet felé is biztosítani kell, így érdemes a terápiás helyiséget föld alatt elhelyezni, így kevesebb védelem is elegendő
- érdemes kihasználni a természeti és domborzati viszonyokat (pl.: hegyoldal) költségcsökkentés céljából
- a helyiségnek elegendően nagyoknak kell lennie a terápiás berendezés mozgásainak és a betegmozgatás (kerekes szék, ágy mozgatása) megvalósításához
- a helyiségnek elegendően nagyoknak kell lennie a beteg körüli teendőket és szervizmunkálatokat ellátó személyek mozgásához
- a tervezésnél figyelembe kell venni az esetleges jövőben előforduló fejlesztéseket:
  - érdemes helyet hagyni kiegészítő alkatrészeknek vagy új, nagyobb berendezésnek
  - érdemes helyet hagyni (új berendezésre gondolva) az esetleges nagyobb energiájú terápia miatti többletvédelem utólagos elhelyezésére, így a helyiség fejleszthető lehet az új berendezéshez
  - érdemes úgy kiválasztani a helyszínt, hogy megnövekedett munkaterhelés mellett is alkalmas maradjon terápiás helyiségnek

### 3.2. Alapvető feltevések

A sugárvédelmi számítások célja besugárzóhelyiség-tervezés, illetve meglévő, vagy tervezés alatt álló terápiás helyiségek alkalmasságának ellenőrzése.

A számításokhoz ismerni kell:

- a berendezés típusát
- a terápiás nyaláb típusát ( $e^-$ ,  $\gamma$ , röntgen...)
- a terápiás nyaláb energiáját
- a helyiség, a berendezés geometriáját (forrás–beteg távolság, falak távolsága, berendezés helyzete, fejmozgatás iránya (ha lehetséges), stb.)
- a terápiás helyiséget körülvevő helyiségek elrendezését, funkciójukat
- a berendezés használatára vonatkozó adatokat: leadott dózis, napi/heti betegszám, stb. → munkaterhelés

A külső dózistér számítása során különböző ésszerű feltételezéseket kell tennünk. Az ajánlások<sup>[3, 4]</sup> szerint a terápiás helyiségen kívüli dózist/dózisteljesítményt a faltól 0,3 m távolságban mérjük, feltételezve, hogy senki sem tartózkodik szorosán a fal mellett.

A dózis csökkentésére különböző biztonsági intézkedéseket kell bevezetni, azonban a dózisterhelés elleni védekezés alapja a megfelelően kialakított kezelőhelyiség, és benne az árnyékolások.

Kétféle védelmet különböztetünk meg: elsődleges és másodlagos árnyékolást, mindegyiket más típusú sugárzás elleni védelemre méretezik. A sugárzási módokat eredetük szerint csoportosítjuk, így megkülönböztetünk:

- primer nyalábot
- betegből szóródott sugárzást
- helyiség felületein szórt sugárzást és
- szivárgó sugárzást (besugárzófejből (gantry) szivárgó sugárzás)
- másodlagos (fotoneutron-, befogási gamma-) sugárzásokat

Az egyes sugárzási típusokhoz eltérő tapasztalati összefüggések tartoznak, és a védelem végső kialakításához minden hatást figyelembe kell venni.

A számítások során az adott P árnyékolás-tervezési cél eléréséhez szükséges t árnyékolás-vastagságot kell meghatároznunk.

### 3.3. Elsődleges árnyékolás (primer barrier)

Az elsődleges vagy primer árnyékolás a primer sugárnyaláb árnyékolására szolgál. A direkt terápias nyaláb nagy intenzitású és energiájú, ezért a primer árnyékolás általában vastagabb, vagy nagyobb eredő gyengítésű, mint a helyiség más részei.

A primer árnyékolás nyalábáteresztésére (transzmissziójára) vonatkozó összefüggés<sup>[3]</sup>:

$$(1) \quad B_{pri} = \frac{P \cdot d_{pri}^2}{WUT}$$

ahol:

$B_{pri}$ : a primer árnyékolás áteresztési faktora

P: a tervezési célkitűzés, 0,3 m-re az árnyékolás külső felületétől [Sv/hét]

$d_{pri}$ : sugárforrás – védendő pont távolság, [m]

W, U, T: mint fent

A  $d_{pri}$  távolságot szokták még (d+SAD)-ként megadni<sup>[4]</sup>, ahol d az izocentrum–árnyékolás – távolság, SAD a forrás–izocentrum távolság (tipikusan 1 m).

Ha az áteresztési faktor ismert, kiszámolható, hány tizedelő rétegvastagság (TVL) szükséges annak eléréséhez, ebből, pedig meghatározható az árnyékolás vastagsága. Ehhez ismerni kell az árnyékolás anyagát és a sugárzás energiáját. A tipikus anyagokra és energiákra a TVL táblázatból kikereshető.

Árnyékolás-vastagság TVL-ben<sup>[3, 4]</sup>:

$$(2) \quad n_{TVL} = \lg \left( \frac{1}{B} \right)$$

ahol  $n_{TVL}$  megadja hány tizedelő-réteg vastag az árnyékolás.

A falban a sugárzás elnyelődik, szóródik, energiaspektruma megváltozik. A reakcióhatáskeresztmetszetek azonban energiatfüggőek, így az energia változásával a tizedelő-rétegvastagság is változik. Ezért bevezették az első tizedelő rétegvastagságot (TVL<sub>1</sub>) és az egyensúlyi tizedelő rétegvastagságot (TVL<sub>e</sub>), mindkettő kikereshető táblázatból adott



anyagra és sugárzási-energiára. Így egy adott  $B$  gyengítés eléréséhez szükséges árnyékolás  $t$  vastagsága<sup>[3]</sup>:

$$(3) \quad t = TVL_1 + (n - 1)TVL_e$$

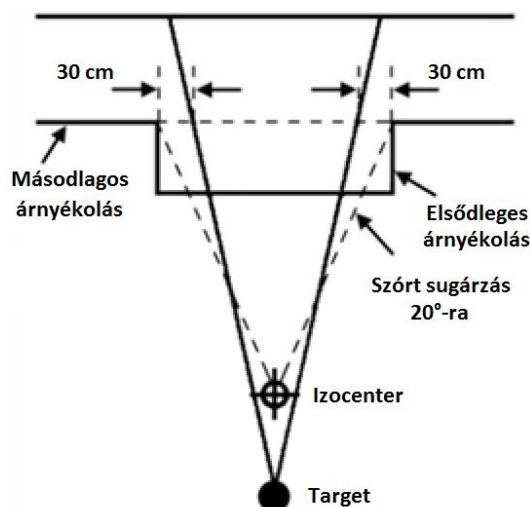
Primer árnyékolásnak elsősorban betont használnak, és a tapasztalat azt mutatja, hogy a primer nyalábra méretezett árnyékolás elegendő védelmet nyújt keletkező fotoneutronok és a neutronbefogásból származó  $\gamma$ -sugárzás ellen is.

A primer árnyékolás nagyobb eredő gyengítésű, mint a szekunder árnyékolás. Ez megoldható vastagabb fallal (1. ábra – 2. ábra), vagy nagyobb gyengítésű elem elhelyezésével az adott falszakaszban (laminált árnyékolás). Ez utóbbi esetben tipikusan acéllemezt helyeznek el a betonfalban (3. ábra).

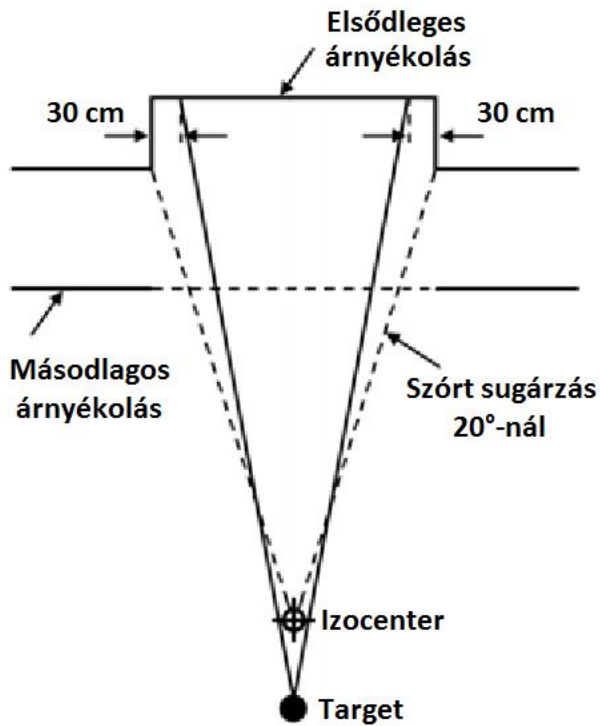
Laminált árnyékolás esetén az eredő átérésztési faktor ( $B_T$ ) a három árnyékoló réteg (beton-fémlemez-beton) átérésztési faktorainak szorzata<sup>[3]</sup>:

$$(4) \quad B_T = B_{beton} \cdot B_{fémlemez} \cdot B_{beton}$$

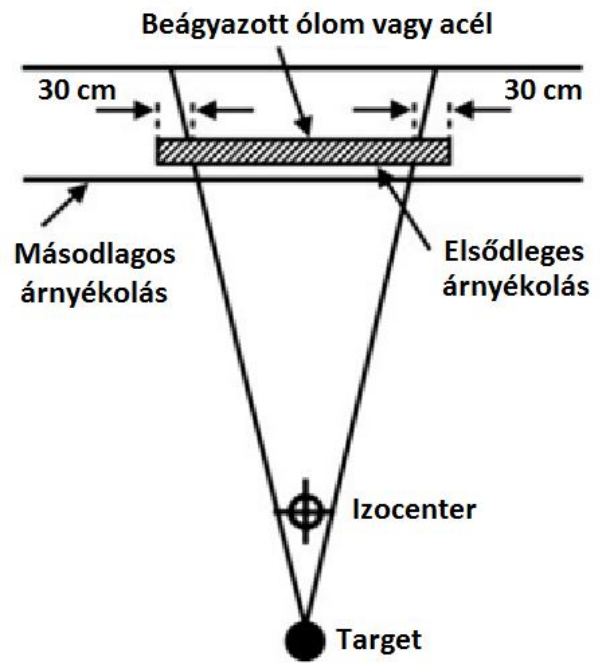
Nem megfelelő tervezés esetén 10 MV feletti gyorsító-feszültségnél a fémlemez másodlagos sugárforrássá válhat, a keletkező fotoneutronok és neutron-befogásos  $\gamma$ -sugárzás miatt. Ezeket az árnyékolás megtervezésénél figyelembe kell venni, és úgy kell meghatározni a laminált árnyékolás rétegeinek vastagságát, hogy a (lineáris gyorsító felől számított) második betonréteg leárnyékolja a fémlemezben keletkező neutron és  $\gamma$ -sugárzást.



1. ábra Beugró primer árnyékolás  
[NCRP Report No. 151, Fig. 2.4a.]



2. ábra Kiugró primer árnyékolás  
[NCRP Report No. 151, Fig. 2.4b.]



3. ábra Laminált primer árnyékolás  
[NCRP Report No. 151, Fig. 2.4c.]

A vastagságon túl a primer árnyékolás szélességét is meg kell határozni. A szélesség a legnagyobb mezőméret falra vetített területe és minden irányban további 30 cm ráhagyás.

### 3.4. Másodlagos árnyékolás (secondary barrier)

A másodlagos árnyékolás az alábbi sugárzási típusok ellen hivatott védeni a személyzetet:

- szivárgó sugárzás (leakage radiation, L)
- betegen szórt sugárzás (patient scatter, ps)
- falon szórt sugárzás (wall scatter, w)
- másodlagos sugárzás ( $E > 10 \text{ MeV}$ )
  - fotoneutron
  - neutron-indukált  $\gamma$ -sugárzás

### Szivárgó sugárzás<sup>[3]</sup>.

$$(5) \quad B_L = \frac{1000 P}{WT} d_L^2$$

ahol:

$B_L$ : a gyorsítófejből szivárgó sugárzásra vonatkozó áteresztési faktor

$d_L$ : izocentrum – védendő pont távolság, [m]

*megjegyzés: mivel  $U = 1$ , a besugárzófejre egy átlagos pozíciót kell venni, ezért az izocentrumtól mérendő a távolság<sup>[4]</sup>*

1000-es faktor: a szivárgó sugárzás maximum a hasznos nyaláb 0,1 %-a lehet

### Betegen szórt sugárzás<sup>[3]</sup>.

$$(6) \quad B_{ps} = \frac{P}{aWT} d_{sca}^2 d_{sec}^2 \frac{400}{F}$$

ahol:

$B_{ps}$ : a betegen szórt sugárzásra vonatkozó áteresztési faktor

$d_{sca}$ : sugárforrás–szórófelület (beteg) távolság, [m], tipikusan 1 m

$d_{sec}$ : szórófelület (beteg) – védendő pont távolság, [m]

$a$ : szórási frakció: a primer dózis adott szögbe szóródó hányada

$F$ : mezőméret a betegben (közepes mélységben, 1 m-en), [cm<sup>2</sup>]

*megjegyzés: a 400-as faktor a 20 x 20 cm<sup>2</sup>-es mezőméretre való normálás*

P, W, T: mint fent

### Falon szórt sugárzás<sup>[4]</sup>.

Csak a labirintus bejáratánál vesszük figyelembe

$$(7) \quad B_w = \frac{P}{\alpha AWUT} d_{sca}^2 d_r^2$$

ahol:

$B_w$ : a falakon szórt sugárzásra vonatkozó áteresztési faktor

$d_{sca}$ : sugárforrás – szórófelület (fal) távolság, [m]

$d_r$ : szórófelület (fal) – védendő pont távolság, [m]

$\alpha$ : reflexiók együttható (anyag, szórási szög és energiafüggő)

$A$ : szórófelületre vetülő sugármező területe, [m<sup>2</sup>]

P, W, U, T: mint fent

Ha szórt és a szivárgó sugárzáshoz tartozó falvastagságok 1 TVL-en belül megegyeznek „nagyobb vastagság + 1 HVL” vastagságú árnyékolást kell használni. Ha a két vastagság egy TVL-nél nagyobb mértékben tér el egymástól, a nagyobb vastagságú falat kell megépíteni<sup>[4]</sup>.

### 3.5. Labirintus és labirintus bejárat<sup>[4]</sup>

A labirintusba jutó sugárzásnak négyféle forrása lehet:

$D_p$ : betegen szórt primer sugárzás

$D_w/D_{w,T}$ : falon szórt vagy áteresztett primer sugárzás (geometriától függ)

$D_L$ : labirintusba szóródó szivárgó sugárzás

$D_{L,T}$ : labirintusfalon áteresztett szivárgó sugárzás

Így a labirintus ajtónál számolt dózis:

$$(8) \quad D_d = \sum_G D_p + \sum_G f \cdot D_w + \sum_G D_L + \sum_G D_{L,T}$$

vagy

$$(9) \quad D_d = \sum_G D_p + \sum_G f \cdot D_{w,T} + \sum_G D_L + \sum_G D_{L,T}$$

ahol:

$D_d$ : a labirintus bejáratánál számolt dózis

$f$ : primer nyaláb páciensen áteresztett hányada (energiafüggő)

$G$ : gantry szöge szerint vett összegzés

többi, mint fent

### Páciensen szórt sugárzás<sup>[4]</sup> ( $D_p$ )

$$(10) \quad D_p = \frac{WUa}{d_{sca}^2 d_1^2 \dots d_n^2} (\alpha_1 A_1) \dots (\alpha_{n-1} A_{n-1}) \frac{F}{400}$$

ahol:

$D_p$ : betegen szórt primer sugárzás

$d_{sca}$ : sugárforrás – szórófelület (beteg) távolság, [m]

$d_{1\dots n}$ : következő szórófelület (fal) távolsága, [m]

$A_{1\dots n-1}$ : szórófelület, [m<sup>2</sup>]

$\alpha_{1\dots n-1}$ : reflexiós együttható (0,5 MeV-es röntgensugárzásra szokás számolni)

$a$ : szórási frakció: a primer dózis adott szögbe szóródó hányada

megjegyzés: az IAEA<sup>[4]</sup> alapján  $400 \text{ cm}^2$ -mal átlagolt, emiatt jelenik meg a  $F/400$  faktor a 10. egyenletben

W, U: mint fent (U tipikusan  $U = 0,25$ )

Falon szórt sugárzás<sup>[4]</sup> ( $D_w, D_{w,T}$ )

Labirintus belső falával párhuzamos gantry-állítás<sup>[4]</sup> (4. ábra):

$$(11) \quad D_w = \frac{W U_H}{d_H^2} \frac{\alpha_H A_H \alpha_r A_r}{d_r^2 d_z^2}$$

ahol:

$D_w$ : falon szórt primer sugárzás

$d_H$ : sugárforrás – szórófelület (fal) távolság, [m]

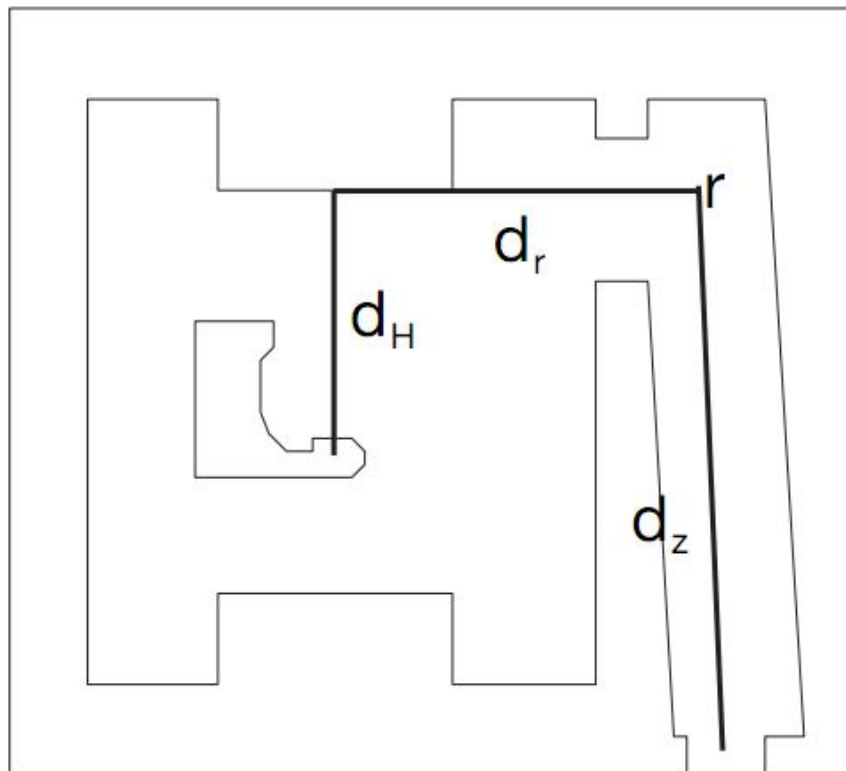
$d_r$ : H falat elérő sugárnyalábot és a labirintus középvonalát összekötő szakasz hossza, [m]

$d_z$ : labirintus hossza a középvonal mentén, [m]

A: szórófelület, [ $\text{m}^2$ ]

$\alpha$ : reflexiós együttható (0,5 MeV-es röntgensugárzásra szokás számolni)

W,  $U_H$ : mint fent (H falra vett U tipikusan  $U_H = 0,25$ )



4. ábra Belső labirintusfallal párhuzamos gantry-állítás

[IAEA Safety Report Series No. 47 Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities, FIG. 4.]

Labirintus belső falára merőleges gantyú-állítás<sup>[4]</sup> (5. ábra):

$$(12) \quad D_{w,T} = \frac{WU_m B_{pr} \alpha_p A_p}{d_p^2 d''^2}$$

ahol:

$D_{w,T}$ : falon áteresztett primer sugárzás

$B_{pr}$ : a primer nyalábra vonatkozó áteresztési faktor

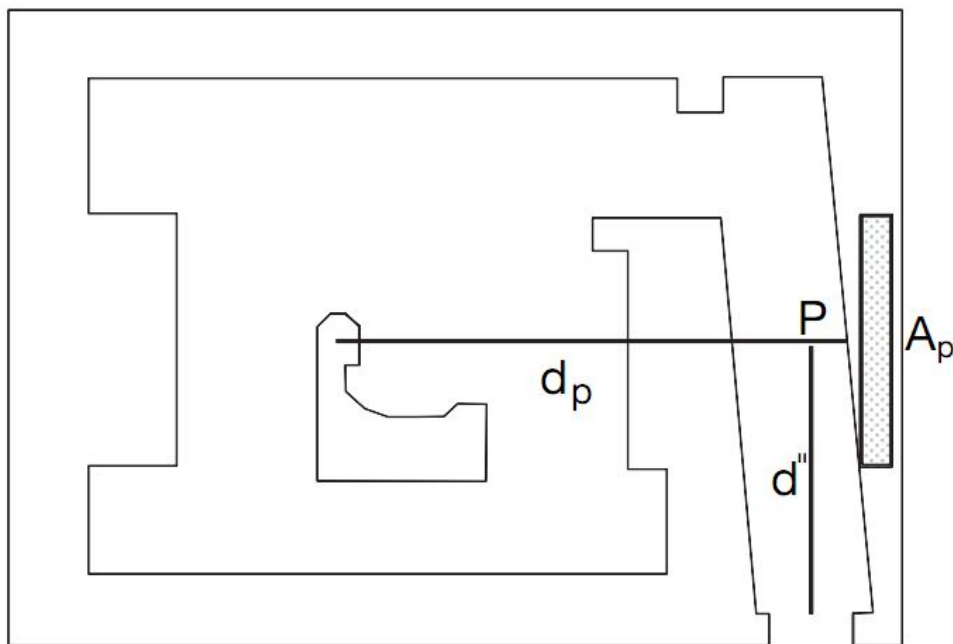
$d_p$ : sugárforrás – szórófelület (fal) távolság, [m]

$d''$ : labirintus hossza a középvonal mentén a szórófelület centrumától a bejáratig, [m]

$A_p$ : szórófelület, a külső labirintusfalra vetülő maximális mezőméret, [m<sup>2</sup>]

$\alpha_p$ : reflexiós együttható (0,5 MeV-es röntgensugárzásra szokás számolni)

$W, U_m$ : mint fent (külső labirintusfalra vett  $U$ , tipikusan  $U_m = 0,25$ )



5. ábra Belső labirintusfalra merőleges gantry-állítás

[IAEA Safety Report Series No. 47 Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities, FIG. 5.]

### Szivárgó sugárzás<sup>[4]</sup> ( $D_L$ )

$$(13) \quad D_L = \frac{L W \alpha_1 A_1}{d_i^2 d_m^2}$$

ahol:

$D_L$ : fejből szivárgó sugárzás

L: szivárgó sugárzási hányad, tipikusan  $L = 0,1 \%$

*megjegyzés: 1 m távolságra a fejtől, a főnyalábban 1 m-en mért dózishoz viszonyítva*

$$E \sim 16 \text{ MV röntgen: } E_L = 1,4 \text{ MeV}$$

$$E \sim 10 \text{ MV röntgen: } E_L = 1,5 \text{ MeV}$$

$d_i$ : sugárforrás – szórófelület (fal középvonalával vett metszéspontja) távolság, [m]

$d_m$ : labirintus hossza a középvonal mentén, [m]

$A_1$ : szórófelület, [m<sup>2</sup>]

$\alpha_1$ : reflexiók együttható

W: mint fent

### Áteresztett szivárgó sugárzás<sup>[4]</sup> ( $D_{L,T}$ )

$$(14) \quad D_{L,T} = \frac{L W B}{d_t^2}$$

ahol:

$D_{L,T}$ : fejből szivárgó sugárzás: szivárgó sugárzási hányad, tipikusan  $L = 0,1 \%$

$d_t$ : sugárforrás – labirintus-bejárat távolság, [m]

B: labirintusfal áteresztési együtthatója

W, L: mint fent

*megjegyzés: Ha a sugárforrást és a labirintus-bejáratot elsődleges árnyékolás választja el az ajtóban számolt dózisznál  $D_{L,T}$  elhanyagolható.*

Speciális esetben, ha a gantry 4 fő állása ( $G = 0^\circ, 90^\circ, 18^\circ, 270^\circ$ ) egyenlő arányban fordul elő, akkor a teljes  $D_{tot}$  dózis nem  $4D_G$ , hanem

$$(15) \quad D_{tot} = 2,64 \cdot D_G$$

ha a labirintusra igaz, hogy  $2 < \frac{l}{\sqrt{w \cdot h}} < 6$  és  $1 < \frac{h}{w} < 2$  (l: hossz, h: magasság, w: szélesség). A legtöbb labirintusra ezek a feltételek teljesülnek.

### 3.6. Fotoneutron- és neutron-befogásos gammasugárzás<sup>[3,4]</sup>

A terápiában használt foton-sugárzás esetén rendszámától és energiától függően keletkezhetnek fotoneutronok ( $\gamma, n$ ) reakcióban. Nagyobb rendszámú közegben alacsonyabb küszöbenergia is elegendő. O és C, tehát a páciensben előforduló elemek esetén a küszöbenergia 16, illetve 18 MeV, míg nagy rendszámú anyagokra (ólom, volfrám, tehát a gantryben előforduló elemek) 8-10 MeV. Sugárvédelmi szempontból elegendő ez utóbbi folyamat figyelembe vétele, mivel az előbbihez képest ötvenszeres a valószínűsége.

A besugárzó helyiségben előforduló neutron-fluxus három komponensből tevődik össze<sup>[4]</sup>:

- direkt neutron-fluxus ( $\varphi_d$ )
- szórt neutron-fluxus ( $\varphi_{sc}$ )
- termikus neutron-fluxus ( $\varphi_{th}$ )

azaz:

$$(16) \quad \varphi = \varphi_d + \varphi_{sc} + \varphi_{th}$$

ahol az egyes tagok:

$$(17) \quad \varphi_d = \frac{Q_N}{4\pi d^2}$$

$$(18) \quad \varphi_{sc} = \frac{5,4 Q_N}{S}$$

$$(19) \quad \varphi_{th} = \frac{1,26 Q_N}{S}$$

$\varphi$ : neutron fluxus [ $\text{m}^{-2} \text{Gy}^{-1} \text{perc}^{-1}$ ]

$Q_N$ : látszólagos neutron forrásereőség, neutron darabszám / izocentrumban leadott foton-dózis, [ $\text{Gy}^{-1} \text{perc}^{-1}$ ]

Ólom-árnyékolású fej:  $Q_N = Q$

Volfrám-árnyékolású fej:  $Q_N = 0,85 Q$

$d$ : sugárforrás - mért pont távolság, [m]

$S$ : besugárzó-helyiség felülete, [ $\text{m}^2$ ]

$\varphi_{th}$ : kizárólag beton helyiségben



A keletkező neutron-sugárzás forrása a besugárzófej, ezért a dózis nagyban függ a gantry állásától. A belső labirintus-bejárat felé álló fej esetén a legnagyobb a dózis. Másrészt a mezőméret csökkenésével a neutron dózis nő, ezért az ide vonatkozó sugárvédelmi méréseket zárt kollimátor mellett célszerű végezni.

A neutron-dózis becslésére tapasztalati összefüggések állnak rendelkezésünkre. Ezek közül az egyik legkorábbi az ún. Kersley-becslés a következő:

$$(20) \quad D_n = H_0 \cdot 10^{-3} \cdot \frac{S_0}{S_1} \cdot \left(\frac{d_0}{d_1}\right)^2 \cdot 10^{-\frac{d_2}{5}}$$

ahol:

$D_n$ : neutron -dózis a labirintus-bejáratnál Gy-ben mért, izocentrumbeli röntgen dózissra vonatkoztatva [Sv/Gy-X, IC]

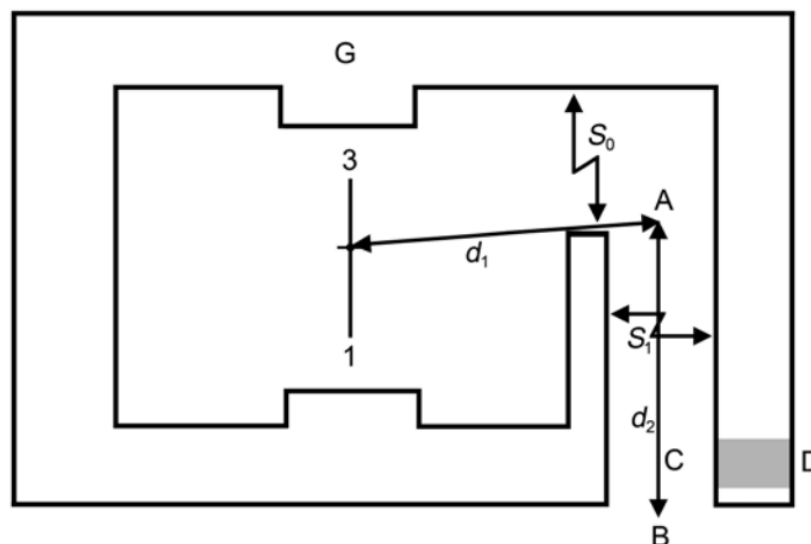
$H_0$ : neutron dózisegyenérték  $d_0$  (empirikus adatok;  $d_0=1,41$  m) távolságra a röntgenforrástól [Sv/Gy-X, IC]

$S_0$ : belső labirintus – bejárat keresztmetszete, [m<sup>2</sup>]

$S_1$ : labirintus keresztmetszete, [m<sup>2</sup>]

$d_1$ : izocentrum – labirintus belső (A) pontja közti távolság, [m]

$d_2$ : a labirintus hossza annak a helyiségből látható középvonali pontjától (A) mérve, [m]



6. ábra Bunker alaprajz neutron-dózis és neutron-befogásos  $\gamma$ -dózis számításához  
[NCRP Report No. 151, Fig. 2.8.]

Ha a labirintus több fordulóból áll, ( $d_2, d_3$  stb szakaszokkal) a (20) egyenlet az alábbiak szerint módosul:

$$(21) \quad D_n = H_1 \cdot 10^{-3} \cdot \frac{S_0}{S_1} \cdot \left(\frac{1}{d_1}\right)^2 \cdot 10^{-\frac{d_2}{5}} \cdot 10^{-\frac{d_3}{5}} \cdot \left(\frac{1}{3}\right)$$

Látható tehát, hogy minden kanyar (ha nem túl rövid a merőleges szakasz) egyharmad részére csökkenti a neutron-dózist.

A tapasztalatok szerint a Kersley-módszerben használt 5 m-es tizedelő hosszúság bár konzervatív, kevésbé realisztikus eredményt ad, ezért a 6. ábra bunkerében lévőhöz hasonló labirintusokra kidolgoztak egy empirikus összefüggést, az ún. módosított Kersley-becslést:

$$(22) \quad D_n = 2,4 \cdot 10^{-5} \cdot \varphi_1 \cdot \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \cdot \left[ 1,64 \cdot 10^{-\frac{d_2}{1,9}} + 10^{-\frac{d_2}{TVL}} \right]$$

ahol  $TVL = 2,06 \cdot \sqrt{S_1}$  a labirintus tizedelő hosszúsága, tipikus nagysága 5-7,5 m.

Összességében az ajtónál mérhető neutron-dózis [Sv/hét]:

$$(23) \quad D_N = D_n \cdot W$$

A keletkezett neutronok kölcsönhatásba lépve a labirintus falával és az ajtóval befogódhatnak, így neutron-befogásos  $\gamma$ -sugárzás keletkezik ( $\gamma_{nc}$ ). E  $\gamma_{nc}$ -sugárzás hatása csak a labirintus-bejáratnál lehet számottevő.

A leadott primer foton-dózistól függő  $\gamma_{nc}$ -dózist tapasztalati összefüggés írja le:

$$(24) \quad D'_\varphi = 5,7 \cdot 10^{-16} \cdot \varphi_A \cdot 10^{-\frac{d_2}{6,2}}$$

ahol:

$D'_\varphi$ : neutron-befogásos  $\gamma$ -dózis [Gy/Gy-X, IC]

$d_2$ : a labirintus hossza annak a helyiségből látható középvonali pontjától (A) mérve, [m]

$\varphi_A$ : neutron-fluxus az A pontban

Így az ajtónál mérhető, neutron-befogásból származó  $\gamma$ -dózis [Sv/hét]:

$$(25) \quad D_{\gamma,nc} = D'_\varphi \cdot W$$

Összességében a labirintus ajtajánál mérhető heti dózis ( $D_W$ ) [Sv/hét]:

$$(26) \quad D_W = D_{Tot} + D_N + D_{\gamma,nc}$$

### 3.7. Tapasztalati becslés

A bunkerek tervezésekor használható az alábbi tapasztalati becslés is: szivárgó sugárzás esetén az izocentrumban leadott dózisteljesítmény Gy/percben mérve megfeleltethető ugyanekkora számértékű dózisteljesítménynek mSv/percben mérve. Az izocentrumból a szórópontokig a négyzetes gyengülési törvény alkalmazandó, és minden szóródás egy nagyságrendes csökkenést jelent. A labirintus belsejében a sugárzás exponenciális gyengülést mutat, közelítőleg 5 m-es tizedelő távolsággal.

## 4. **Besugárzó helyiségek sugárvédelmi mérése**

A mérések célja, hogy a mérések során használt különböző típusú doziméterek és dózisteljesítmény mérők eredményeit összehasonlítsuk. Azonban a műszerek paraméterei jelentősen befolyásolják a mérési lehetőségeket.

A dózisteljesítmény-mérők nem adnak megbízható eredményt a bunker belsejében, csak azon kívül, illetve a labirintusban, mivel a gyorsító közelében túl magas az intenzitás.

Ezzel szemben a személyi dozimetriai célból alkalmazott Panasonic TL (termolumineszcens) doziméterek 30 mSv-t meghaladó dózisterhelés esetén olyan mértékben kerülnek gerjesztésre, amittől további személyi dozimetriai célú felhasználásra alkalmatlanná válnak. Ebből kifolyólag ezeket a dozimétereket nem használhattuk a bunker belsejében, sőt a labirintusba is, a gyorsító napi üzemidejétől függően csak 24-48 órára helyeztük ki őket.

A PorTL doziméterek mind a labirintusban, mind a bunker belsejében használhatóak, a tűréshatáruk jóval magasabb, mint a Panasonic dozimétereké.

Mindezek alapján a bunker labirintusa az a terület, ahol az összes detektorral végezhattünk méréseket, ezért a labirintusban mért értékek alapján hasonlítottuk őket össze.

#### 4.1. Módszerek és eszközök

A vizsgálat során többféle detektort és mérési módszert alkalmaztunk.

Egyrészt hosszabb távú, több napos mérést végeztünk a besugárzó helyiségekben és a hozzájuk tartozó labirintusokban, másrészt dózisteljesítmény mérést végeztünk az OSSKI hitelesített röntgen- és neutron dózisteljesítmény-mérő műszereivel.

##### Termolumineszcens detektorok

A többnapos mérések során 80-140 cm magasságba helyeztünk ki TL-detektorokat a besugárzó és a labirintus különböző pontjain, és 1-2 napig gyűjtöttük az adatokat.

A méréshez a Magyar Tudományos Akadémia KFKI Atomenergia Kutatóintézetben kifejlesztett PorTL rendszert valamint a Panasonic gyártmányú UD-802AT típusú dózismérőit használtuk.

A PorTL rendszer egy hordozható kiolvasó egységgel rendelkezik (7. ábra), és többféle különböző típusú TL-anyagot tartalmazó detektor egyedileg programozott kifűtésére alkalmas. A mérés során háromféle TL-detektort használtunk, ezek a TL-anyagban különböztek:

- $\text{Al}_2\text{O}_3$  (D05xy sorozat)
- $^6\text{LiF}$  (G16xy sorozat)
- $^7\text{LiF}$  (F16xy sorozat)

Kiolvasáskor a detektorokat 20...60 s alatt 200...300°C-ra fűtifel. A kifűtés hossza, a hőmérsékleti görbe mindig az adott TL-anyagnak megfelelő.



7. ábra PorTL doziméter és kiolvasó

Az egyes TL-anyagok érzékenysége eltérő energia-függésű, valamint a  $^7\text{LiF}$ -tartalmú detektorok neutron-sugárzásra is érzékenyek.

A detektorok a 3  $\mu\text{Sv}$ -100 mSv tartományon alkalmasak dózismérésre. A mérés bizonytalansága 10  $\mu\text{Gy}$  felett kevesebb, mint 5 %. Detektorokat közvetlenül a labirintusból való eltávolítás után fűtöttük ki. A kifűtést a vonatkozó protokoll alapján kétszer kell elvégezni, mivel egy kifűtés után a detektor még rendelkezik maradék

dózissal, amivel a mért értéket korigálni kell. A második kifűtéssel kapott értéket ki kell vonni az első kifűtéssel mért értékből.

A hosszú idejű méréseket elvégeztük továbbá Panasonic gyártmányú UD-802AT dózismérőkkel (8. ábra). Ezek 2013 elején váltották fel a Kodak film-dozimétereket a személyi dozimetriában, az Országos Személyi Dozimetriai Szolgálatnál.

A Panasonic személyi foton-dózisegyenérték-mérők 4 db TL-tablettát tartalmaznak, kétféle TL-anyagból (9. ábra):

- $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$  (E1, E2)
- $\text{CaSO}_4$  (E3, E4)



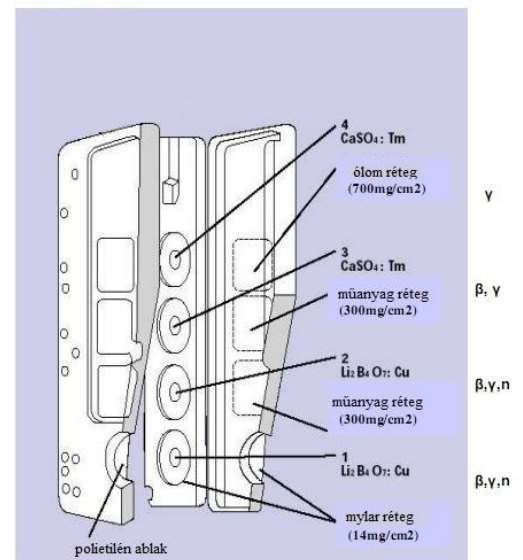
8. ábra Panasonic személyi doziméter

A doziméter 4 db TL-tablettája (E1, E2, E3, E4) különböző árnyékoló rétegek mögött helyezkednek el, így különböző sugárzásokra érzékenyek. A rendszerhez tartozó kiolvasó program a különböző tabletták kifűtésekor mért fotonmennyiség alapján határozza meg a dózist. Az egyes tabletták mért értékeinek aránya jellemzi a mért sugárzás típusát, és a dózist a sugárminőség figyelembevételével állapítja meg. A TL-tabletták az alábbi sugárzásokra érzékenyek:

- E1:  $\gamma$ ,  $\beta$ , n
- E2:  $\gamma$ ,  $\beta$ , n
- E3:  $\gamma$ ,  $\beta$
- E4:  $\gamma$

Ezek a rövid távú felejtés miatt 24 h után, a hozzájuk tartozó kifűtő-berendezéssel kerültek kiértékelésre az OSSKI-ban.

A dozimétereknek a mérési bizonytalansága a típusvizsgálati dokumentumok alapján -9 – +11 %.



9. ábra Panasonic személyi doziméter szerkezete

### Dózisteljesítmény-mérők

A labirintus-béli pillanatnyi röntgen- és neutron-dózisteljesítmény értékek meghatározásához az OSSKI VICTOREEN 450P, illetve Wedholm Medical gyártmányú, „Digipig” 2222A típusú műszereit használtuk.

A VICTOREEN 450P egy ionkamrás sugárvédelmi dózismérő. Adatai a következők:

Gyári száma: 1367

Mérési bizonytalanság:  $\pm 20 \%$

A Wedholm Medical gyártmányú, 2222A típusú  $\text{BF}_3$  proporcionális neutronsugárzás mérő műszer adatai:

Gyári szám: 0068

Mérési bizonytalanság:  $\pm 20 \%$

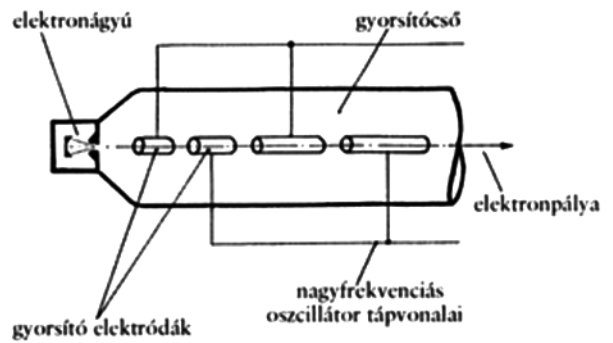
### 4.2.A LINAC mint sugárforrás

A hagyományos teleterápia esetén többnyire nagy energiájú foton-sugárzást használnak a kezelésekhez. Az első ilyen sugárforrás a kobaltágyú volt, mely  $^{60}\text{Co}$ -t tartalmazott sugárforrásként, melynek két 1 MeV feletti  $\gamma$ -vonala van, valamint átlagenergiája  $E = 1,25 \text{ MeV}$ , felezési ideje  $T_{1/2} = 5,28 \text{ év}$ . Ezzel a sugárforrással az a probléma, hogy a  $^{60}\text{Co}$  folyamatosan bocsát ki sugárzást, nem lehet a sugárforrást kikapcsolni, a kezelések közötti időtartamra megfelelő árnyékolás mögé kell helyezni a forrást. Ezen felül a bomlás következtében az aktivitás csökken, ezért bizonyos idő elteltével növelni kell a besugárzási időt ugyanakkora dózis leadásához, valamint éventenként szükséges a  $^{60}\text{Co}$  forrás cseréje.

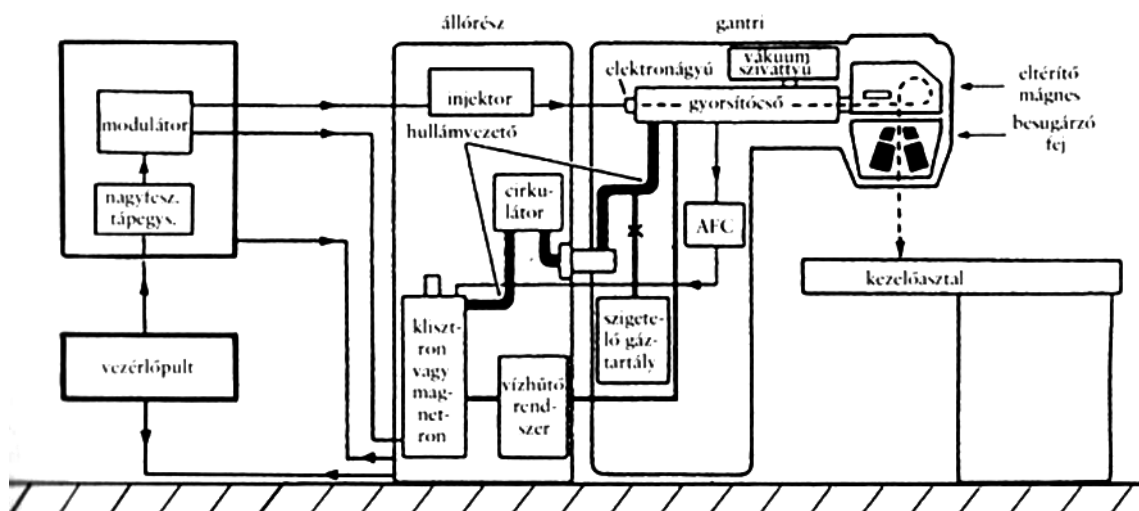
Ennél jobb megoldást jelentenek a lineáris-gyorsítók. Ezek működési elve a következő: Egy hengeres alakú gyorsítócsőbe elektronsomagok injektálódnak. A belépő elektronokat egy mikrohullámú elektromos tér gyorsítja. A pulzált elektronnyalábot mágneses térrel vagy a besugárzás irányába fordítják (elektron terápia), vagy egy nagyrendszámú targettel (anód) ütköztetik. A targetben az elektronok leadják energiájukat, és lassulás közben ún. fékezési-röntgensugárzást (Bremsstrahlung) bocsátanak ki. Ezt a pulzált fékezési röntgensugárzást használják fel a foton-terápiához. A sugárzás spektruma függ a gyorsító-feszültségtől. A fékezési röntgensugárzás

fotonjainak energia eloszlása folytonos. A maximális fotonenergia számértéke eV-ban közelítőleg megegyezik a V-ban mért gyorsító-feszültséggel. A spektrum intenzitásának maximuma körülbelül a maximális energia egyharmadánál található. Ezen kívül megjelennek a spektrumban a targetanyagra jellemző karakterisztikus röntgen-vonalak is.

Orvosi célú lineáris gyorsítók (10. ábra) esetén általában nem egy egyenfeszültségű gyorsító-fokozat van. Ezt az jelenti, hogy több egymást követő gyorsító-elektroda található az üregrezonátorban, melyek közé nagyfrekvenciás váltakozó feszültséget kapcsolnak. Az elektronok a gyorsító-elektrodák közötti térben gyorsulnak. Az egymást követő elektrodák egyre hosszabbak, mivel a polaritásváltás periódusideje alatt az elektronok egyre nagyobb távot tesznek meg. Így valahányszor az elektronok az elektrodák közötti térbe érnek, mindig olyan polaritással találkoznak, ami gyorsítást eredményez. Így relatíve alacsony feszültség mellett is nagy energiát lehet betáplálni.



10. ábra Gyorsítócső felépítése



11. ábra Lineáris gyorsító felépítése

A lineáris gyorsítók felépítése a fenti ábrán látható (11. ábra). A lineáris gyorsítókban a sugárzás energiájától függően található egy magnetron, azaz egy nagyteljesítményű, nagyfrekvenciás rezgést generáló rezonátor, vagy egy klisztron, azaz egy nagyfrekvenciás rezgések erősítésére szolgáló rezonátor. Mindkét esetben a cél az elektron gyorsításának megfelelő modulációja. 6 MV

feszültség alatt szinte kizárólag magnetront, 15 MV-nál nagyobb feszültségeknél pedig majdnem mindig klisztront alkalmaznak.

A gyorsítócsőben az elektronnyalábot mágneses eltérítéssel irányítják a target felé. A három jellemző módszer a 90°-os, 270°-os vagy a „szlalomozó” eltérítés.

A lineáris gyorsítók jellemzően 6 és 25 MV feszültségek között működnek. Általában duálfotonos berendezések, melyek két különböző energián működtethetőek, tipikusan egy 10 MV alatti „kis” energián és egy 10-15 MV feletti „nagy” energián.

## **5. Mérési eredmények és megbeszélés**

A méréseket két Siemens és egy Varian gyorsítón végeztük az Országos Onkológiai Intézetben és a Szegedi Tudományegyetem Onkoterápiás Klinikáján. A mérések során összehasonlítottuk a VICTOREN 450P és „Digipig” 2222A dózisteljesítmény-mérőkkel kapott eredményeket az NCRP számolási algoritmusaival kapott eredményekkel, valamint a különböző termolumineszcens detektorokkal mért értékekkel.

Az elméleti számítások során az izocentrumban leadott névleges dózisteljesítményből számoltunk dózisteljesítményt, összevetendő a mért dózisteljesítményekkel. A TL-detektorokkal való összehasonlíthatósághoz a mérési időszakban leadott dózisekből és az adott kezelések dózisteljesítményeiből meghatároztuk a sugármeneti időket, így ezzel tudtunk számolni egy átlagos dózist a mért és számolt dózisteljesítményekből.

A számítások során az NCRP 151-es ajánlásában megadott paramétereket és együtthatókat alkalmaztuk. A mérésben szereplő készülékekre és energiákra nem minden esetben szerepelnek mért paraméterek az NCRP és IAEA ajánlásokban, ekkor a lehető legközelebbi értékre vonatkozó adatot használtuk. A számításokhoz használt értékeket az 1. táblázat tartalmazza.



1. táblázat

Az elméleti számításokhoz használt együtthatók<sup>[3]</sup>

Az elméleti számításokhoz használt együtthatók [NCRP Report No. 151.]						
		1. bunker		2. bunker		3. bunker
gyorsító-feszültség		6 MV	23 MV	6 MV	18 MV	15 MV
primer nyaláb TVL (cm)	TABLE B.2		közelítés: 25 MV			
TVL <sub>1</sub> , beton		37	49	37	45	44
TVL <sub>e</sub> , beton		33	46	33	43	41
TVL <sub>1</sub> , acél		10	11	10	11	11
TVL <sub>e</sub> , acél		10	11	10	11	11
szivárgó sugárzás TLV (cm)	TABLE B.7		közelítés: 25 MV			
TVL <sub>1</sub> , beton		34	37	34	36	36
TVL <sub>e</sub> , beton		29	35	29	34	33
betegen szórt sugárzás TLV (cm)	TABLE B.5a		közelítés: 24 MV			
TVL(90°), beton		17	19	17	19	15
betegen szórt hányad (90°)	TABLE B.4		közelítés: 24 MV			közelítés: 18 MV
		4,26 E-4	1,74 E-4	4,26 E-4	1,89 E-4	1,89 E-4
reflexiós együttható	TABLE B.8b	közelítés: 0,5 MeV	közelítés: 0,5 MeV	közelítés: 0,5 MeV	közelítés: 0,5 MeV	közelítés: 0,5 MeV
		0,0220	0,0220	0,0220	0,0220	0,0220
Közelítő berendezés	TABLE B.9	-	Siemens KD 20 MV	-	Siemens KD 20 MV	Varian 1800 15 MV
H <sub>0</sub> (mSv/Gy)		-	1,24	-	1,24	1,3
Q <sub>N</sub> (Gy <sup>-1</sup> perc <sup>-1</sup> )		-	9,20 E+11	-	9,20 E+11	7,60 E+11

## 5.1. Első mérési helyszín

Az első bunkerben egy duálfotonos Siemens készülék található. A dózisteljesítmény-mérés adatai az alábbi táblázatban láthatóak (2. táblázat).

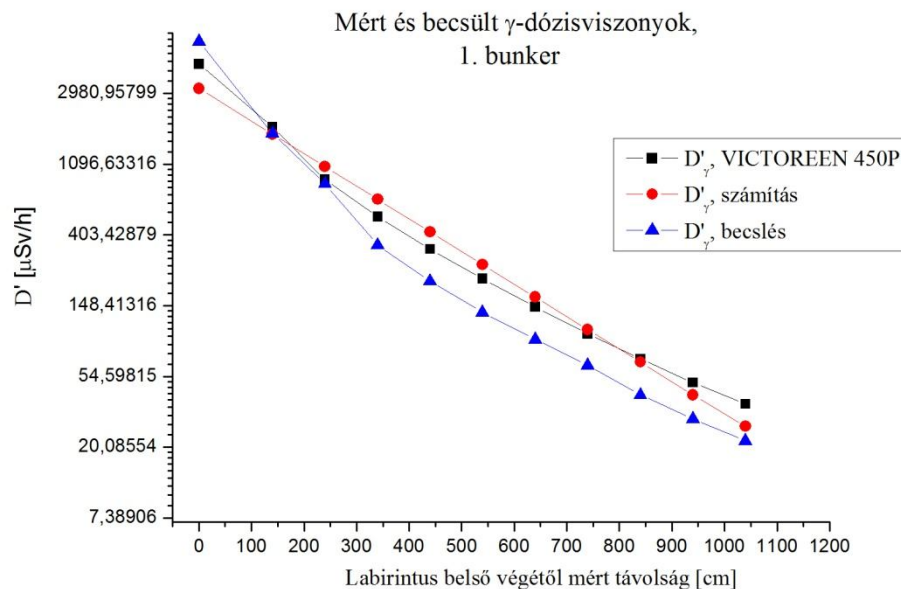
2. táblázat

Dózisteljesítmény-mérés körülményei az 1. bunkerben

Mezőméret, F (cm <sup>2</sup> )	40 x 40
Energia (MeV)	23
	6
Dózisteljesítmény (Gy/perc)	3
Gantry-állás:	padló felé
Sugárfogó:	nincs
Mérés:	derékmagasság, középvonaltól 40-40 cm

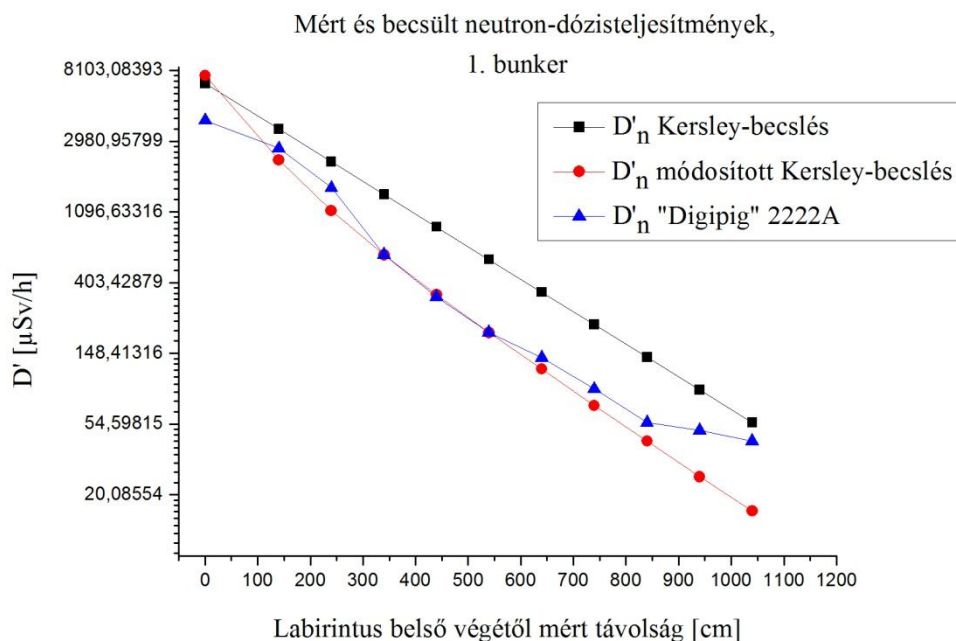
A mérést 6 MV és 23 MV mellett végeztük el.

A labirintusban 23 MV mellett mért dózisteljesítmény illetve az NCRP számítás alapján becsült dózisteljesítmények az alábbi ábrákon láthatóak (12. ábra – 13. ábra).



12. ábra Mért és becsült foton-dózisteljesítmények, 1. bunker

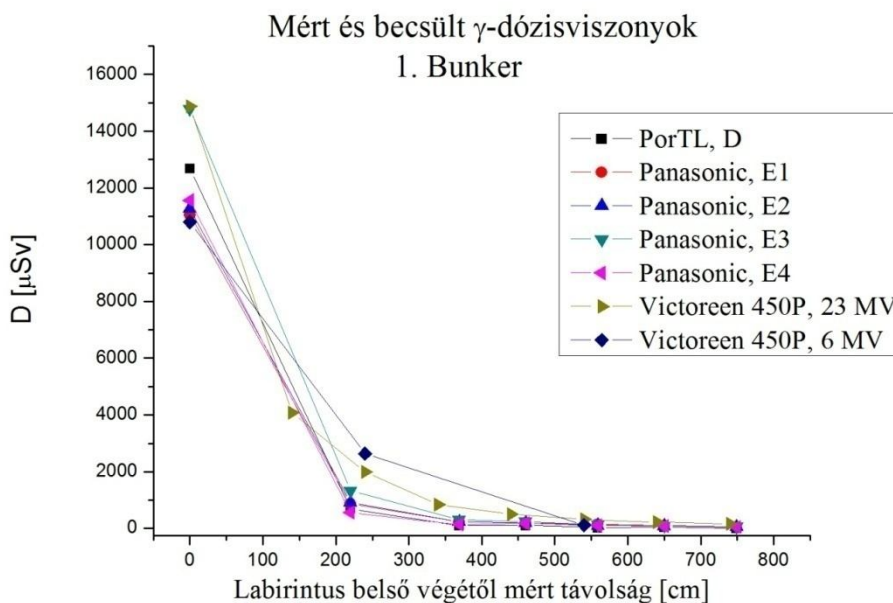
Látható, hogy a labirintus mentén exponenciálisan gyengül a dózis. A mért és becsült dózisek jó egyezést mutatnak.



13. ábra Mért és becsült neutron- dózisteljesítmények, 1. bunker

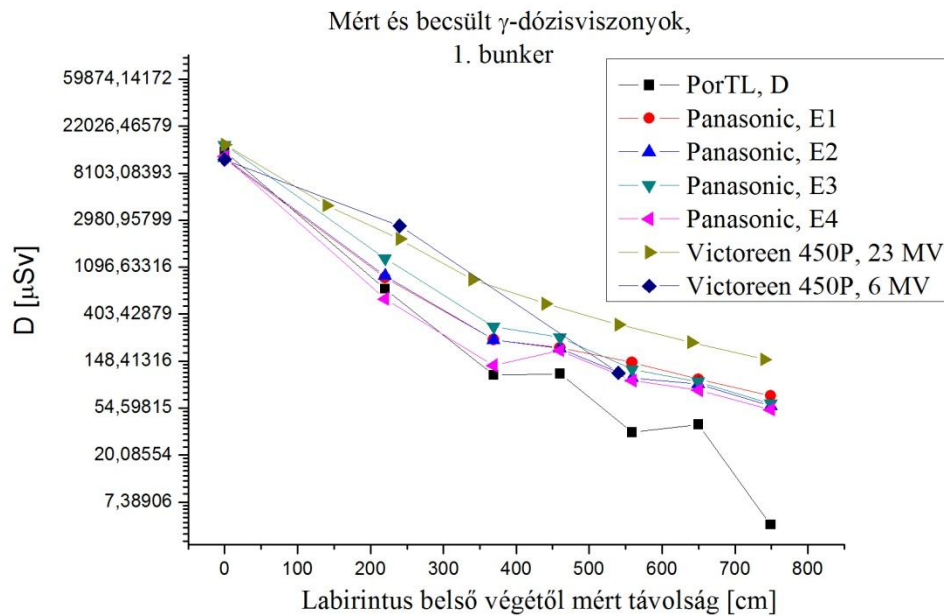
Lefutásában mind a három görbe nagyon hasonló. Látható azonban, hogy a módosított Kersley-becslés mutat valódi egyezést a mért adatokkal, ezért a bunker-tervezésnél érdemes lehet ezt a módszert használni. Ennek ellenére az eredeti Kersley-becslés konzervatív, ezért használata nem jelent kockázatot.

A TL-detektorokkal mért eredmények az alábbi ábrán láthatóak, összehasonlítva a foton-dózisteljesítmény mérőkkel mért értékekből számolt dózissal (14. ábra).



14. ábra TL-detektorokkal mért adatok az 1. bunkerben

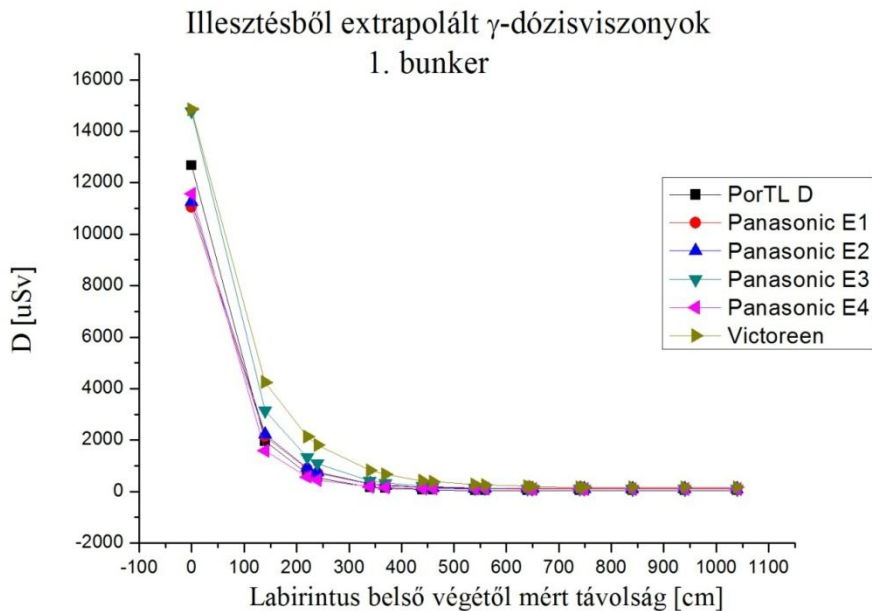
Látható, hogy a várakozásoknak megfelelően a TL-detektorokkal mért dózisok is exponenciális gyengülést mutatnak. Megvizsgálva a mért értékeket logaritmikus skálán, (15. ábra) látható, hogy az eltérések jóval nagyobbak, mint az elméleti számítások és a dózisteljesítmény-mérőkkel mért értékek között.



15. ábra TL-detektorokkal mért adatok az 1. bunkerben,  
logaritmikus skála

Látható, hogy a 23 MV mellett mért dózisteljesítményből becsült görbe magasabban fut, mint a TL-doziméterek görbéi. Ennek oka, hogy a TL-mérés időtartama alatt végzett kezelések jellemzően kisenergiás, 6 MV-s emlőbesugárzások voltak.

A jobb összehasonlíthatóság érdekében exponenciális görbét illesztettünk a különböző detektorokkal mért adatsorokra, és a kapott exponenciálisokat ábráztuk a labirintus teljes hosszán. (16. ábra)



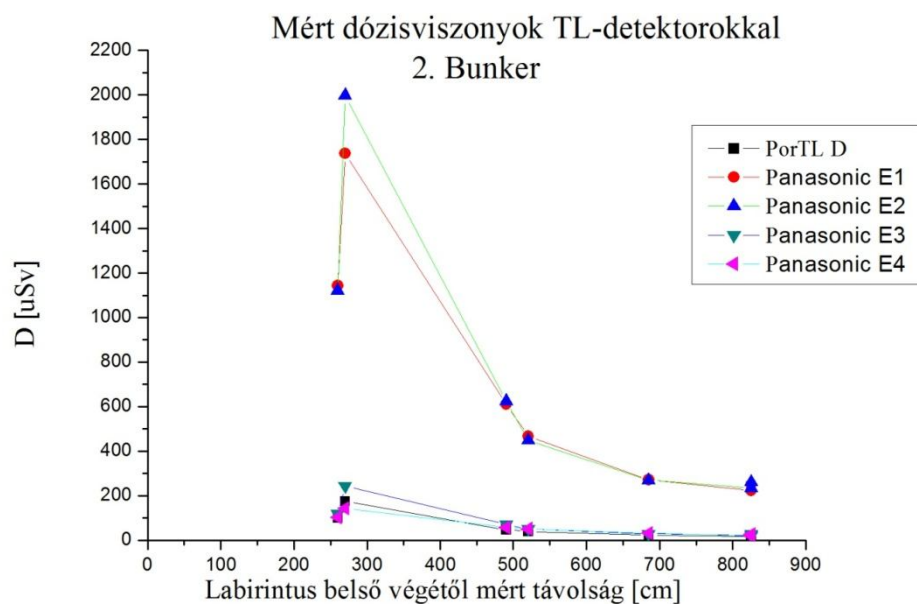
16. ábra Illesztett exponenciálisok az 1. bunkerben

Az illesztett exponenciális görbék korrelációja minden esetben legalább 0,9998.

### 5.1. Második mérési helyszín

A második bunkerben szintén egy duálfotonos Siemens készülék található, mely 6 és 18 MV feszültségen üzemel, és a termolumineszcens dózismérések időtartama alatt mindkét energián folytak kezelések.

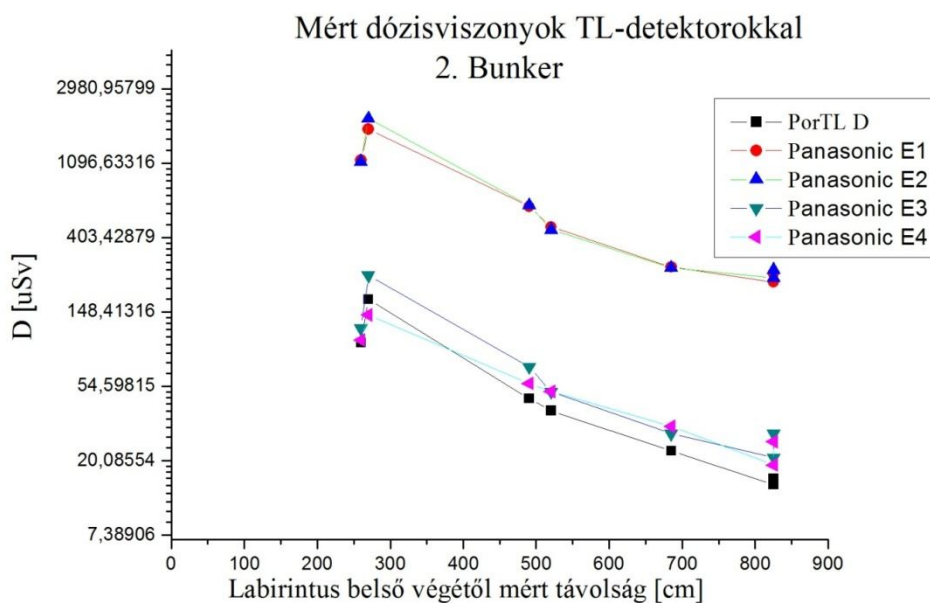
A termolumineszcens detektorokkal kapott mérési eredmények az alábbi ábrán (17. ábra) láthatóak.



17. ábra Termolumineszcens detektorok mérési eredménye a 2. bunkerben

A 17. ábra alapján látható az E1 és E2 tabletták görbéjén, hogy az első két mérési pont tartományában növekedést mutat. Ennek magyarázata lehet, hogy a grafikonban összefésülve ábrázoljuk az összes TL-detektor által mért adatot, a labirintusban, a besugárzó-helyiség belsejétől mért távolságuk szerint. A mérés során azonban a detektorok felváltva helyezkedtek el a labirintus kezelőhelyiség felőli, és attól távolabbi falán. Az első detektor a szoba felőli falon, a második detektor a szobától távolabbi falon volt rögzítve a mérés időtartama alatt.

Valószínűsíthető tehát, hogy nagyobb dózisok mérhetőek a labirintus besugárzó-helyiségtől távolabbi falához közel, mint a szoba felőli fal közelében. Ez a kérdés további méréseket igényel.

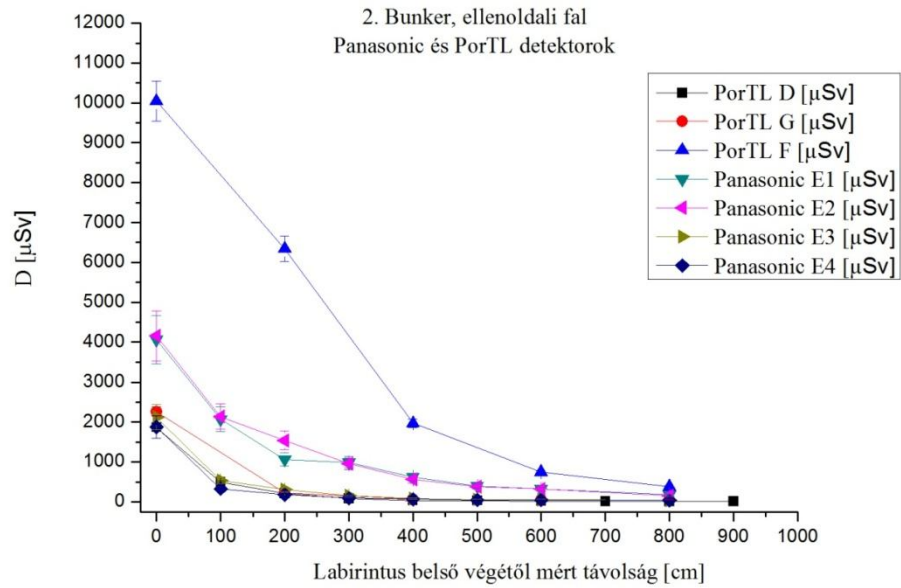


**18. ábra Termolumineszcens detektorok mérési eredménye a 2. bunkerben,  
logaritmikus skála**

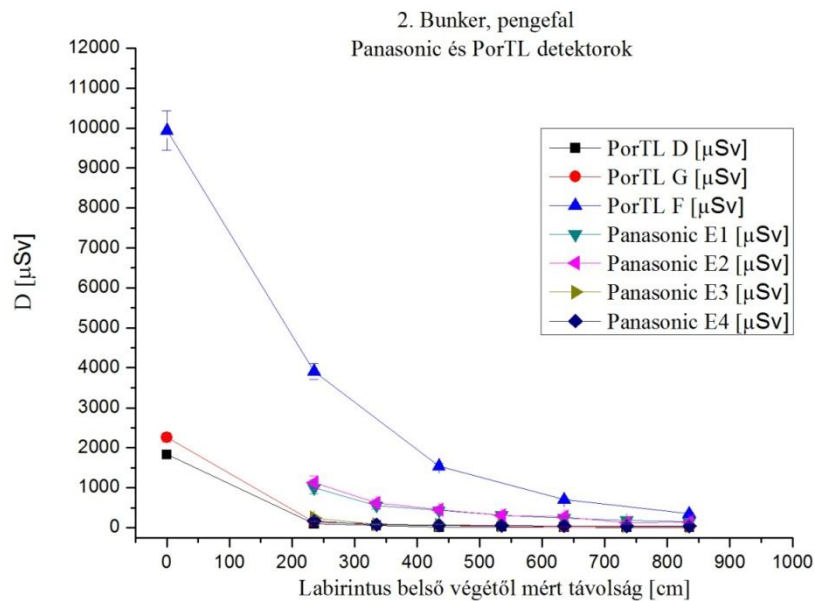
Másfelől megfigyelhető hogy az E1 és E2 jelű Panasonic TL-tabletták által mért dózisok az egész labirintusban jóval nagyobbak, mint az egyéb Panasonic tablettákkal és az  $Al_2O_3$  tartalmú PorTL detektorral mért értékek. (17. ábra – 18. ábra) Ennek az oka, hogy a kezelések során 18 MV feszültségen is működtették a készüléket, és így nem elhanyagolható dózis származik a fotoneutronokból, és csak az E1 és E2 tabletták tartalmaznak neutron-érzékeny termolumineszcens anyagot.

A 2. bunkerben elvégeztünk egy második mérésorozatot, mely során nagyobb számban álltak rendelkezésünkre detektorok, ezért a labirintus mindkét falára helyeztünk ki PorTL és Panasonic detektorokat. A mérés időtartama 48 óra volt.

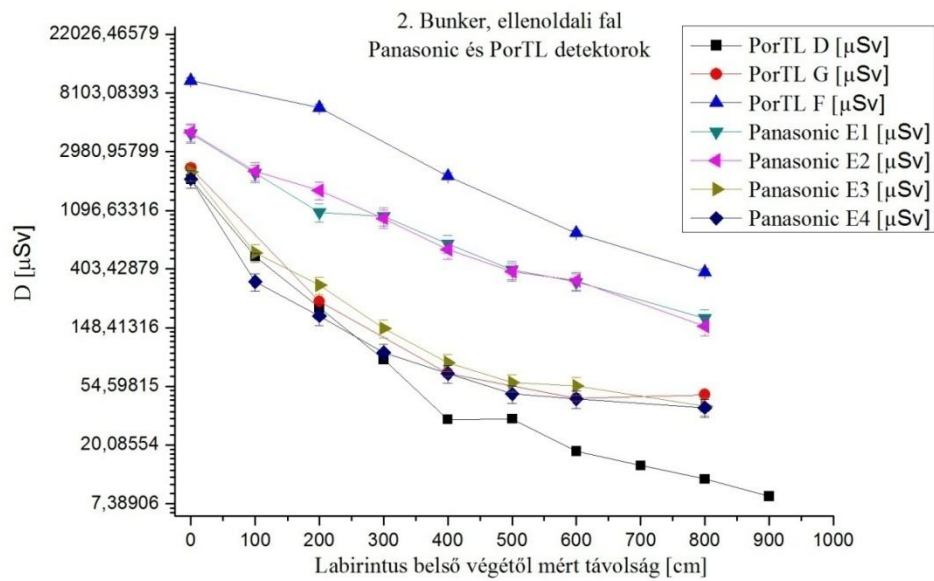
A  $\mu\text{Sv}$ -ben mért dózisek a labirintus két fala mentén az alábbi ábrákon (19. ábra – 22. ábra) láthatóak.



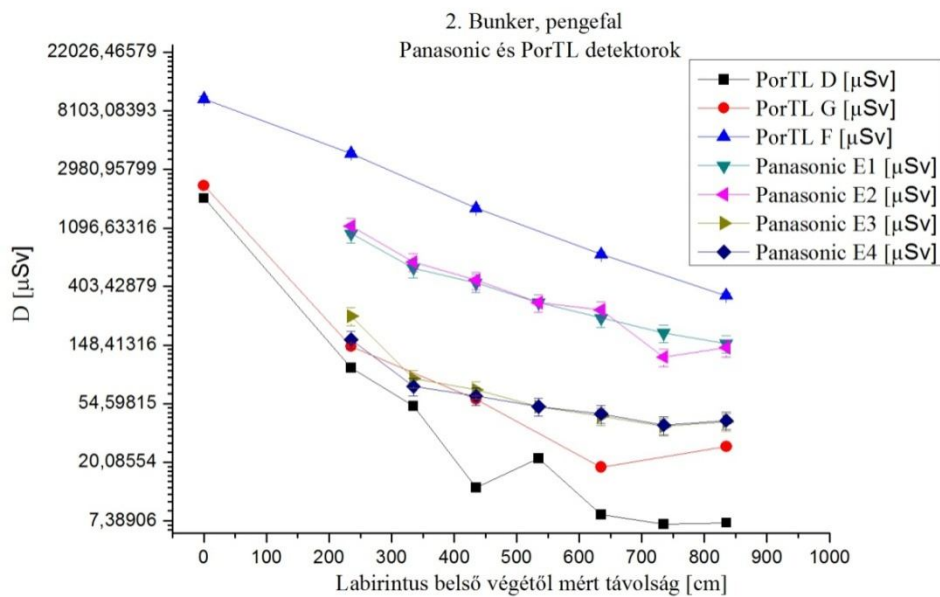
19. ábra TL-detektorokkal mért adatok a 2. bunkerben  
ellenoldali fal



20. ábra TL-detektorokkal mért adatok a 2. bunkerben  
pengéfal



21. ábra TL-detektorokkal mért adatok a 2. bunkerben, ellenoldali fal, logaritmus skála



22. ábra TL-detektorokkal mért adatok a 2. bunkerben pengéfal, logaritmus skála

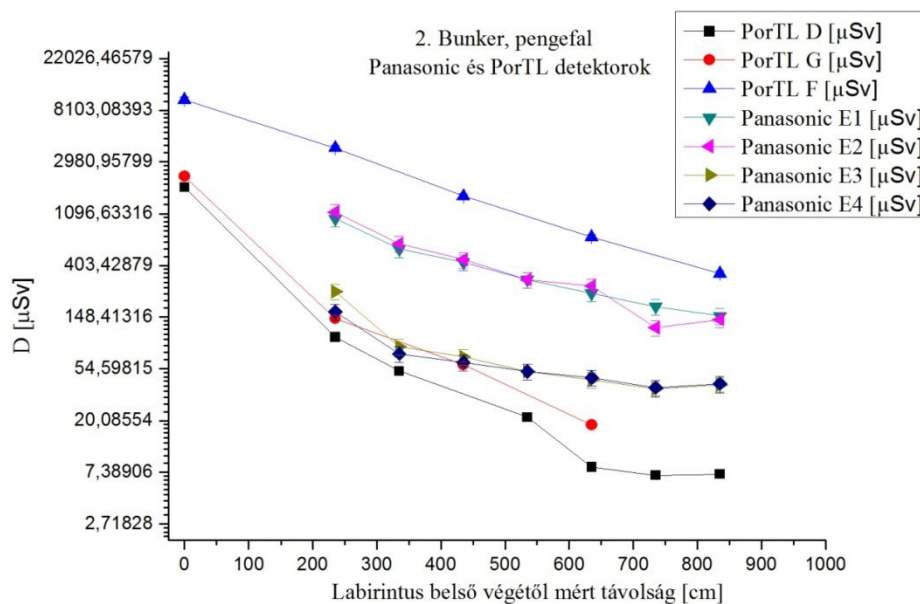
Az ábrákról látható, hogy a görbék lefutása a várakozásoknak megfelelően exponenciális jellegű. A logaritmus skálán (21. ábra - 22. ábra) látható, hogy a PorTL F, valamint az E1 és E2 Panasonic tabletták által mért dózis a legmagasabb. Ez megfelel a várakozásoknak, mivel a mérés időtartama alatt végeztek 18 MeV energián



is kezeléseket, és a fenti detektorok érzékenyek a keletkező neutron-sugárzásra. Látható továbbá, hogy a PorTL F detektor magasabb dózist mér, mint a két Panasonic tablettá.

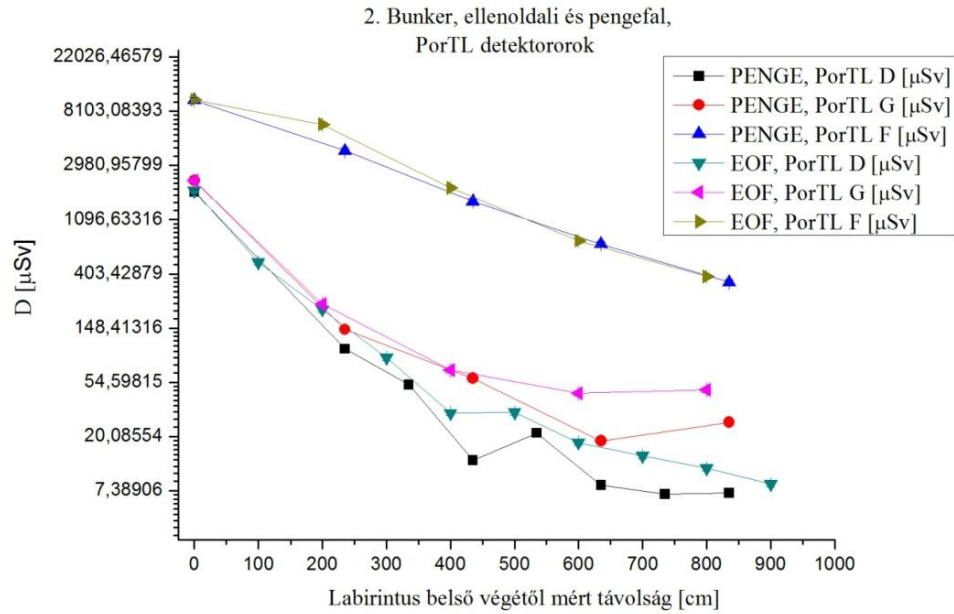
A tisztán foton-szenzitív detektorok esetén a PorTL G és a Panasonic E3, E4 detektorokkal mért görbék együtt futnak, a PorTL D detektor jele alacsonyabban, ez a detektor, ahogy azt a korábbi mérések során is láttuk, a legkevésbé érzékeny.

A 20. ábrán megfigyelhető továbbá, hogy a PorTL D detektor görbéje logaritmikus skálán nem lineáris, a labirintus távolabbi felén ingadozik. A 435 cm-nél kihelyezett PorTL D detektor esetén a második kiolvasással kapott korrekciós dózis egy nagyságrendbe esik az első kifűtés értékével. Ilyen esetben a mért dózis bizonytalansága jelentős. Az alábbi ábrán (23. ábra) látható, hogy a kérdéses pont elhagyásával kapott görbe már jobban megfelel a várakozásoknak. A PorTL D detektorok maradék dózisa többnyire magasabb az első kifűtéssel mért dózisokhoz képest, mint a PorTL G és F detektorok, valószínűleg ennek tudható be, hogy a PorTL D detektorokkal mért dózisok nagyobb ingadozást mutatnak, mint az egyéb mért dózisok.

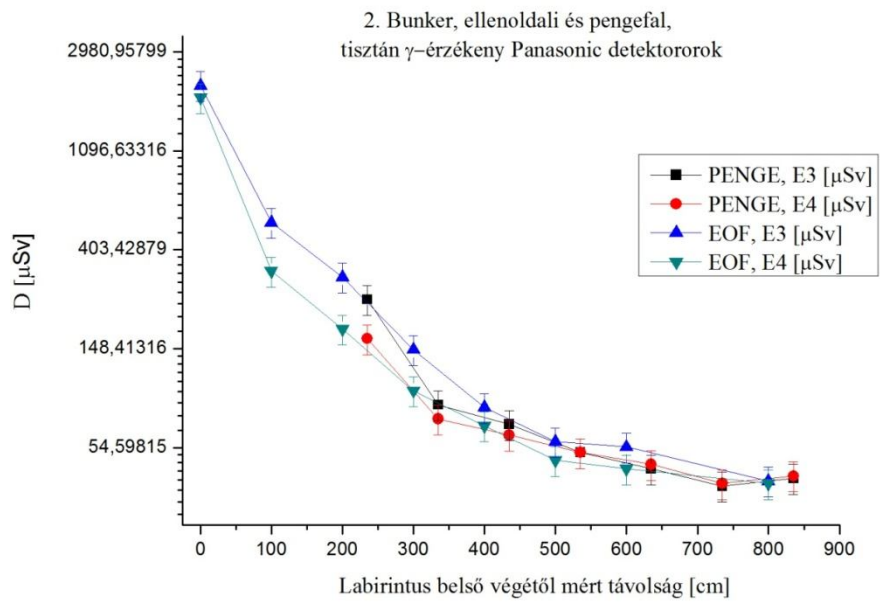


23. ábra TL-detektorokkal mért adatok a 2. bunkerben pengefal, logaritmikus skála

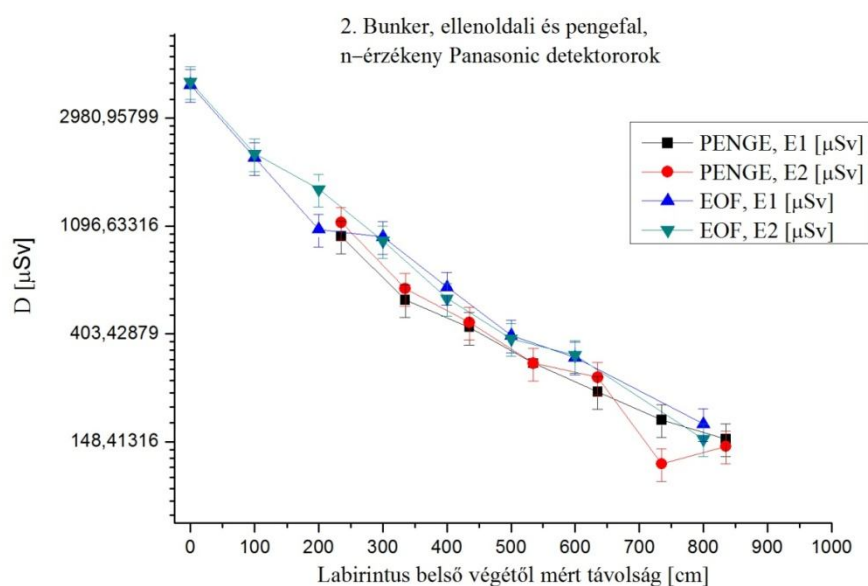
A labirintus két falán mért értékeket összehasonlítottuk a különböző detektortípusok, PorTL, tisztán foton-érzékeny és neutron-érzékeny Panasonic detektorok esetén. A mért eredmények az alábbi ábrákon (24. ábra – 26. ábra) láthatóak.



24. ábra PorTL-detektorokkal mért adatok a 2. bunkerben pengefal és ellenoldali fal, logaritmus skála



25. ábra Tiszta foton-érzékeny Panasonic detektorokkal mért adatok a 2. bunkerben, pengefal és ellenoldali fal, logaritmus skála



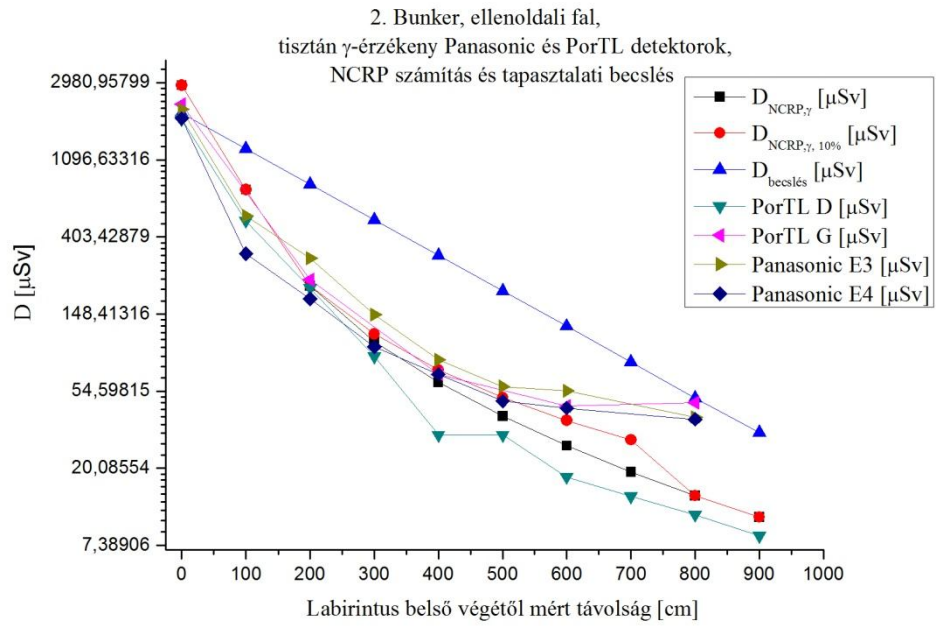
**26. ábra n-érzékes Panasonic detektorokkal mért adatok a 2. bunkerben, pengefal és ellenoldali fal, logaritmus skála**

Megállapítható, hogy a tisztán foton-érzékes Panasonic detektorok és a PorTL F detektor esetében nem mutatható ki szisztematikus eltérés a két fal dóziszgörbéje között. A n-szenzitív Panasonic detektorok esetében (E1, E2) ugyan a szemközti fal dózisa kis mértékben, de meghaladja a pengefal dózist, de a görbék közti eltérés a mérési hibával összemérhető, így az eltérés nem igazolt.

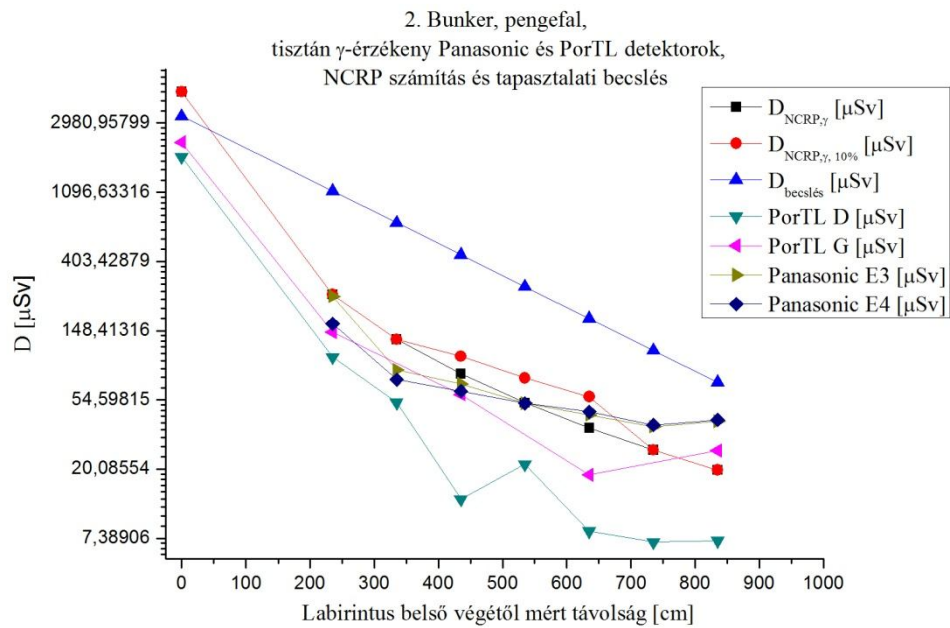
A PorTL detektorok esetében a D és G jelűek adatai szerint a szemközti fal dózisa minden esetben nagyobb, mint a pengefalak dózisa, de ez az eltérés a mérési hibával összemérhető.

Az NCRP ajánlásai alapján, a mérés időtartama alatt végzett kezelések (leadott dózis, dózisteljesítmény, gyorsító-feszültség, sugármeneti idő) ismeretében elméleti számítással is meghatároztuk a mérési pontokhoz tartozó dózisokat.

A számítás során a szórt és szivárgó sugárzást minden esetben a 0°-os, függőleges gantry-állásra számoltuk, míg az áteresztett primer sugárzást a 90°-os, pengefalra irányuló gantry-állásra számoltuk. A számítások során pengefalra vetülő primernyaláb-hányadot 10 %-nak becsültük. A mért és számolt dózisok az alábbi ábrákon láthatóak (27. ábra – 28. ábra).



27. ábra Mért, számolt és becslött foton-dózisok a 2. bunkerben  
ellenoldali fal, logaritmikus skála

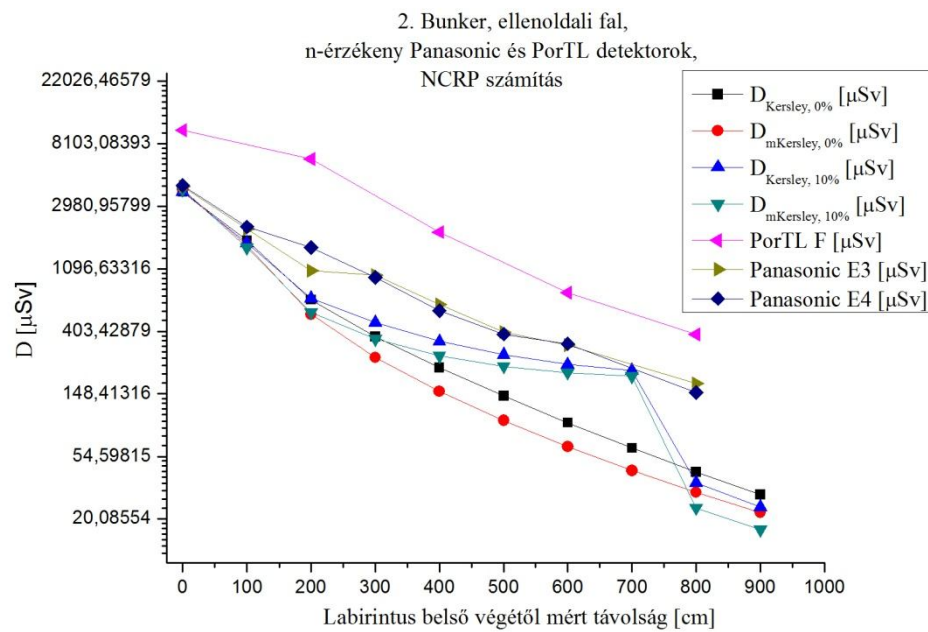


28. ábra Mért, számolt és becslött foton-dózisok a 2. bunkerben,  
pengefal, logaritmikus skála

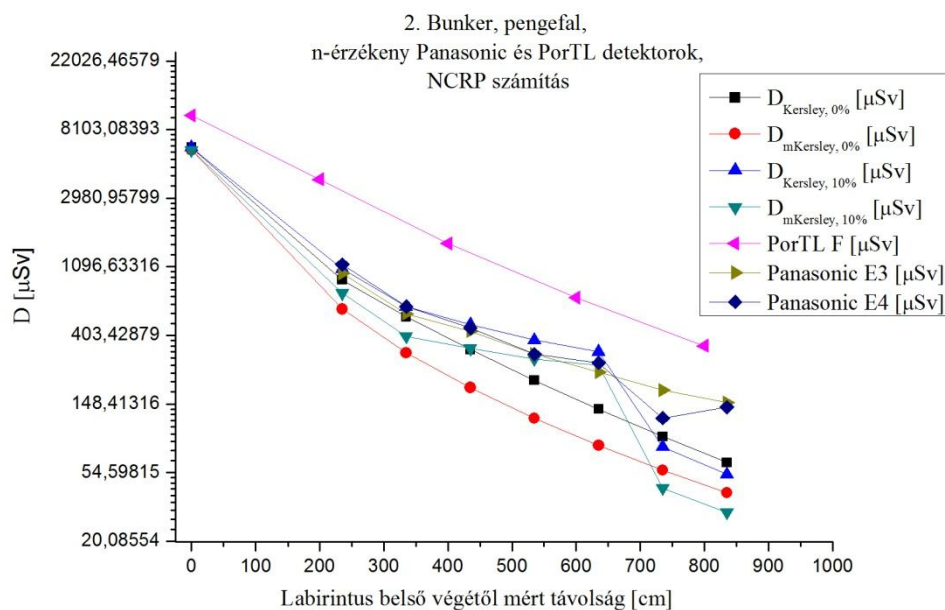
Megfigyelhető, hogy a PorTL és Panasonic detektorokkal mért értékek jó egyezést mutatnak egymással és az NCRP ajánlás alapján számított értékekkel. A korreláció minden esetben eléri vagy meghaladja a 0,95-öt, átlagosan 0,99.

A tapasztalati becslésből kapott görbe nem mutat egyezést sem a mért sem a számított értékekkel, mindazonáltal a dózisbecslés szempontjából konzervatív, így gyors számításokra nagyon alkalmas.

Az NCRP ajánlásban megadott Kersley- és módosított Kersley-módszerekkel meghatároztuk a labirintusbeli neutron-dózist, és a neutron-érzékeny detektorokkal mért értékeket az összesített számolt dózisokkal vetettük össze. Az eredmények az alábbi ábrákon láthatóak. (29. ábra – 30. ábra)



29. ábra Kersley-módszerrel és módosított Kersley-módszerrel számolt és n-érzékeny detektorokkal mért összdózisok, 2. bunker, ellenoldali fal, logaritmus skála



**30. ábra Kersley-módszerrel és módosított Kersley-módszerrel számolt és n-érzékeny detektorokkal mért összdózisok, 2. bunker, pengefal, logaritmus skála**

Az ábrákon megfigyelhető, hogy a PorTL F detektor által mért értékek nem csak a Panasonic-detektorok által mért értékeket, de a számolt dózisokat is jelentősen meghaladják mind a pengefalon, mind a szemközti falon.

A Panasonic detektorok mért értékei a pengefalon szép egyezést mutatnak a Kersley-módszerrel számolt értékekkel. (A korreláció minden esetben 0,96 feletti.)

Ezzel szemben a pengefalon mért értékeket a számolt dózisok minden esetben alulbecslik. E jelenség egy lehetséges magyarázata, hogy a Kersley-becslés az árnyékoló-felülettől kis távolságban (0,3 m) mért dózisok becslésére szolgál, így a szemközti falon mért dózisok becslése szempontjából kevésbé megbízható.

## 5.2. Harmadik mérési helyszín

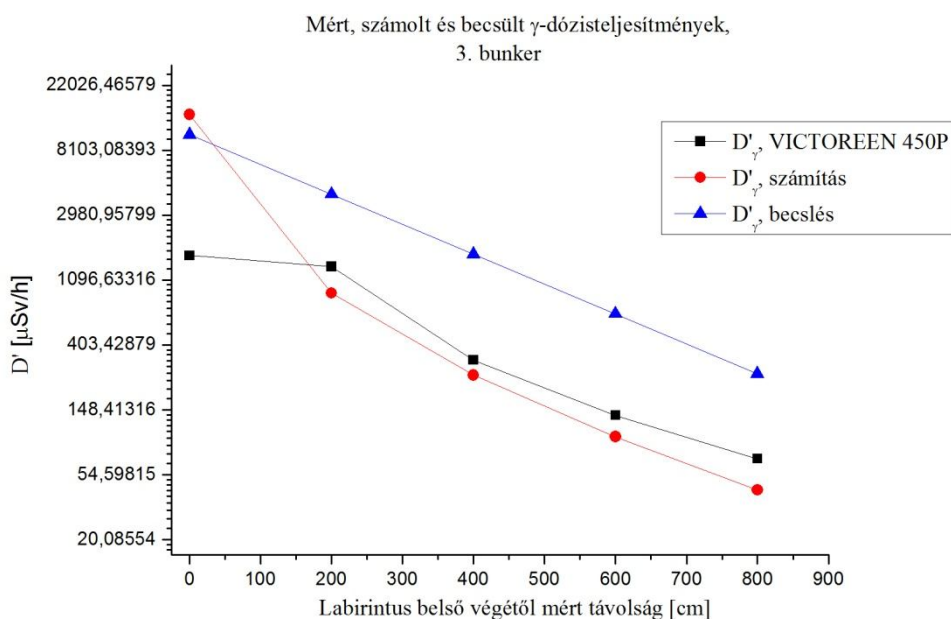
A harmadik bunkerben egy Varian készülék található. A dózisteljesítmény-mérés adatai az alábbi táblázatban láthatóak (3. táblázat).

3. táblázat

Dózisteljesítmény-mérés körülményei a 3. bunkerben

Mezőméret, F (cm <sup>2</sup> )	40 x40
Blende:	nyitott
Energia (MeV):	15
Dózisteljesítmény (Gy/perc):	3 6
Gantry-állás:	padló felé
Sugárfogó:	nincs
Mérés:	térdfmagasság

A labirintusban 15 MV mellett mért dózisteljesítmény illetve az NCRP számítás alapján becsült dózisteljesítmények az alábbi ábrán láthatóak (31. ábra).

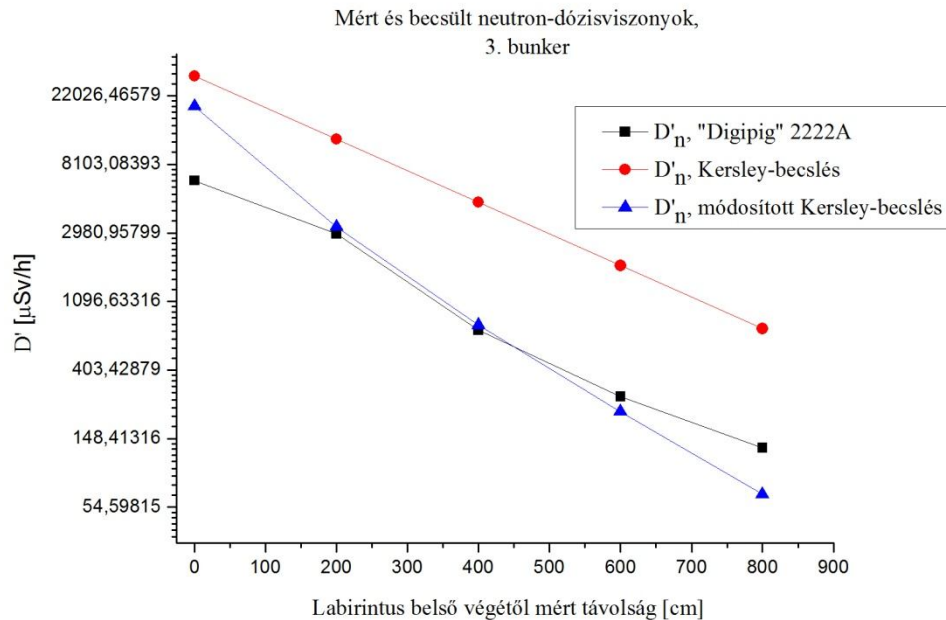


31. ábra Mért és becsült foton-dózisteljesítmények a 3. bunkerben

Látható, hogy az NCRP számítással kapott görbe és a mért eredmények jó egyezést mutatnak, és a labirintus belsejében együtt futnak a görbék. Azonban a tapasztalati becsléssel kapott görbe, bár lefutása hasonló, a becsült dózisteljesítmények jóval nagyobbak, mint a mért és számolt dózisteljesítmények. Ez azt mutatja, hogy a

tapasztalati becslési módszer jellegében jól mutatja a sugárzás gyengülését, és annak ellenére, hogy számértékben nem egyeznek, a módszer konzervatív.

Az alábbi ábra (32. ábra) mutatja a harmadik bunkerben mért és becsült neutron-dózisokat.

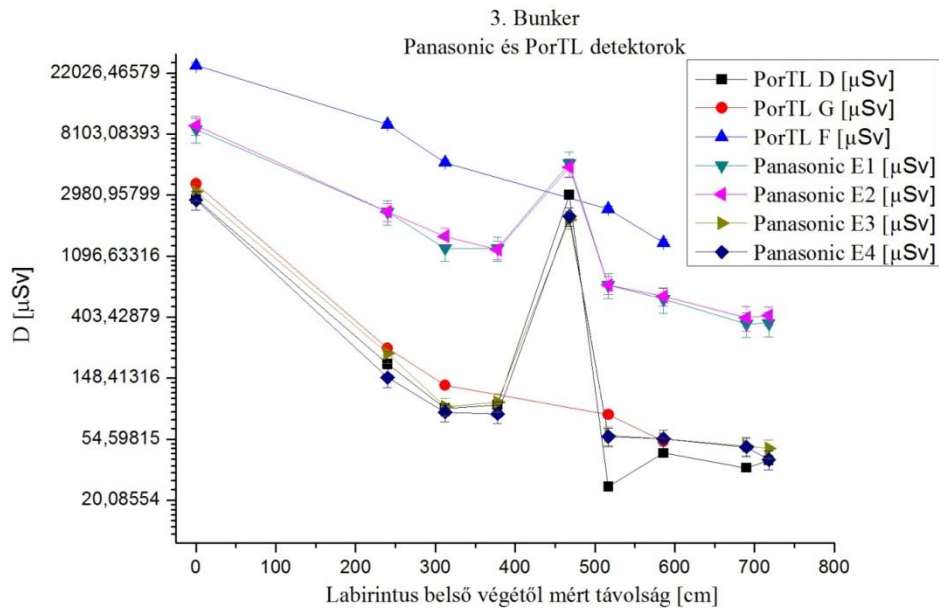


32. ábra Mért és becsült neutron-dózteljesítmények a 3. bunkerben

Az 32. ábra alapján látható, hogy a mért és a módosított Kersley-becsléssel kapott neutron-dózisok együtt futnak, míg a Kersley-becslés hasonló lefutást mutat, jelentősen felülbecsli a dózist. Fontos azonban észrevenni, hogy ebben az esetben a módosított Kersley-becslés nem konzervatív, itt érdemesebb lehet a Kersley-becslést használni a tervezés során.

A TL-detektorokat mérés során a labirintus mindkét oldalára, valamint a labirintus belső végéhez helyeztünk ki, a mérés időtartama 48 h volt. A mért eredményeket az alábbi ábra tartalmazza (33. ábra).

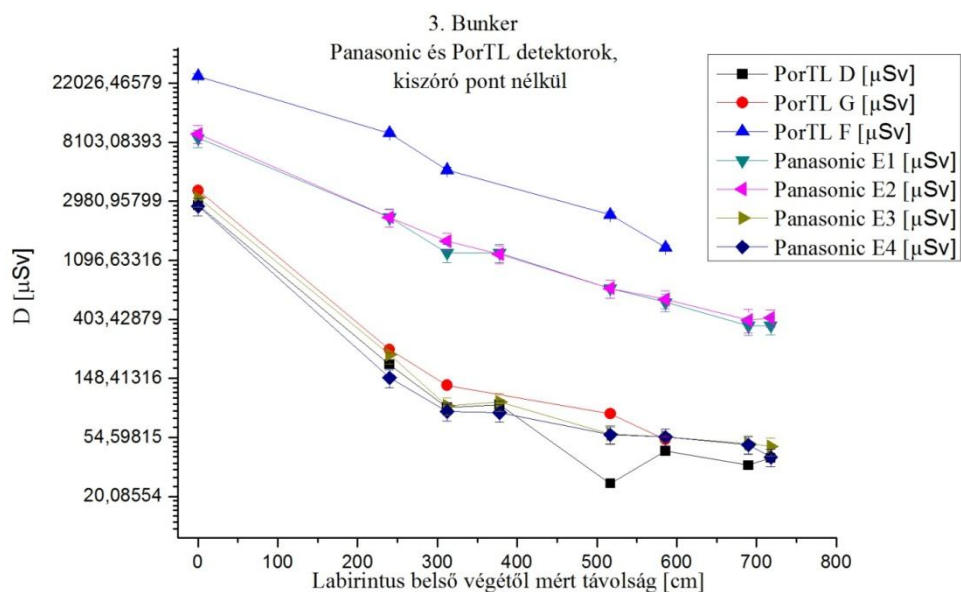




33. ábra TL-detektorokkal mért adatok a 3. bunkerben, logaritmikuskála

A labirintus pengéfalán, 468 cm-nél kiugróan magas dózisértéket tapasztaltunk az egyébként várakozásainknak megfelelően exponenciális görbéken. A kérdéses pontban egy Panasonic és egy PorTL D detektor volt elhelyezve, és a kiugrás megjelenik a PorTL detektor, és a Panasonic detektor valamennyi tablettájának görbéjén, neutronokra való érzékenységtől függetlenül. A kiszóró pont magyarázatára a későbbiekben visszatérünk.

A kiszóró pont figyelmen kívül hagyásával kapott mérési eredményeket az alábbi ábrán láthatóak (34. ábra).



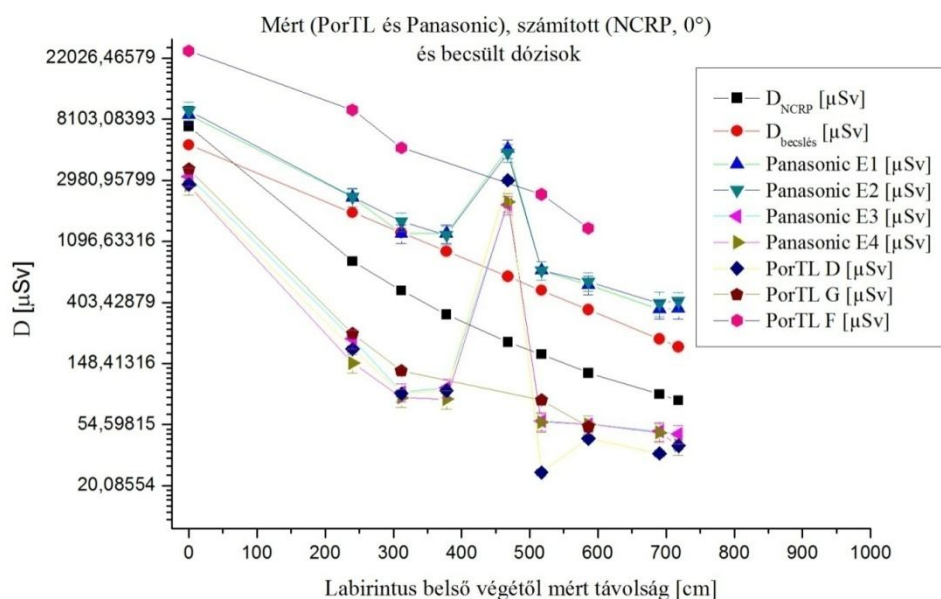
34. ábra TL-detektorokkal mért adatok a 3. bunkerben, kiszóró pont nélkül, logaritmikuskála

A várakozásoknak megfelelően a TL-detektorokkal mért dózisek exponenciális gyengülést mutatnak. Látható, hogy a neutron-érzékes detektorok (PorTL F, Panasonic E1, E2) jóval magasabb értéket mutat, mint a tisztán foton-érzékes detektorok. A neutron-érzékes detektorok esetén a PorTL F jóval magasabb értéket mutat, mint a Panasonic tabletták, ellenben valamennyi foton-érzékes detektor görbéje szorosan együtt fut.

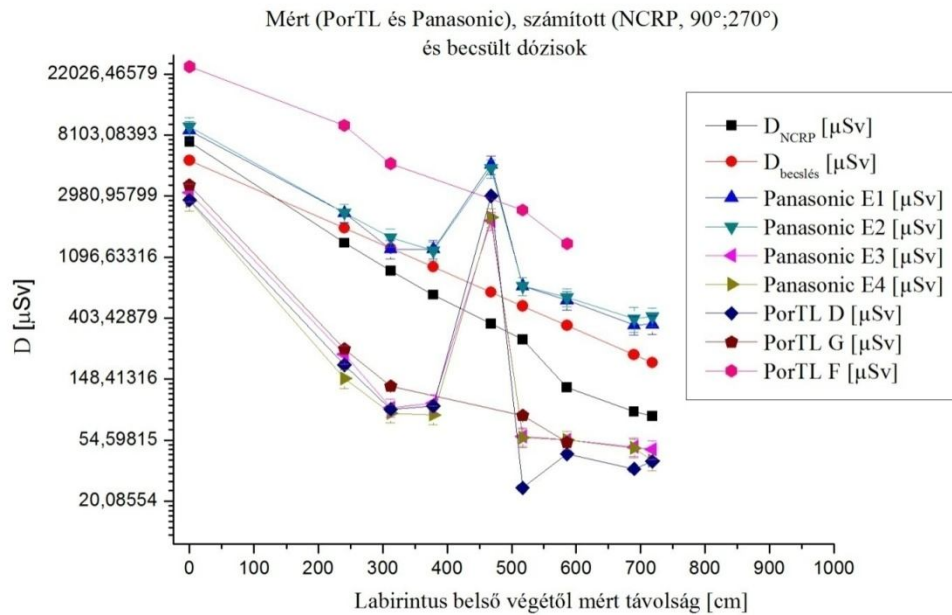
Az előző bunkereknél leírtakhoz hasonlóan, a mérés időtartama alatt végzett kezelések (leadott dózis, dózisteljesítmény, sugármeneti idő) ismeretében elméleti számításokkal is meghatároztuk a mérési pontokhoz tartozó dóziseket.

A 3. bunker sajátossága, hogy a 90° és 270°-os gantry-állások esetén a primer nyáláb iránya merőleges a pengfalra, ennek megfelelően a pengfalon primer árnyékolásnak kell lennie. Jelen esetben laminált árnyékolást alkalmaztak, a pengfal betonszerkezetébe egy 52 cm vastag vaslemezt helyeztek. Így a labirintusbeli dózis meghatározásához nem csak a beszóródó sugárzást, hanem az áteresztett primer nyáláb hatását is figyelembe kellett venni.

A számítás során a szórt és szivárgó sugárzási hányadot minden esetben a 0°-os, függőleges gantry-állásra számoltuk, míg az áteresztett primer sugárzási hányadot a 90°-os, pengfalra irányuló gantry-állásra számoltuk. Első közelítésben 50-50 %-ban 90° és 270°-ban álló gantry-vel végeztük el a számítást. A mért és számolt dózisek az alábbi ábrákon láthatóak (35. ábra – 36. ábra).

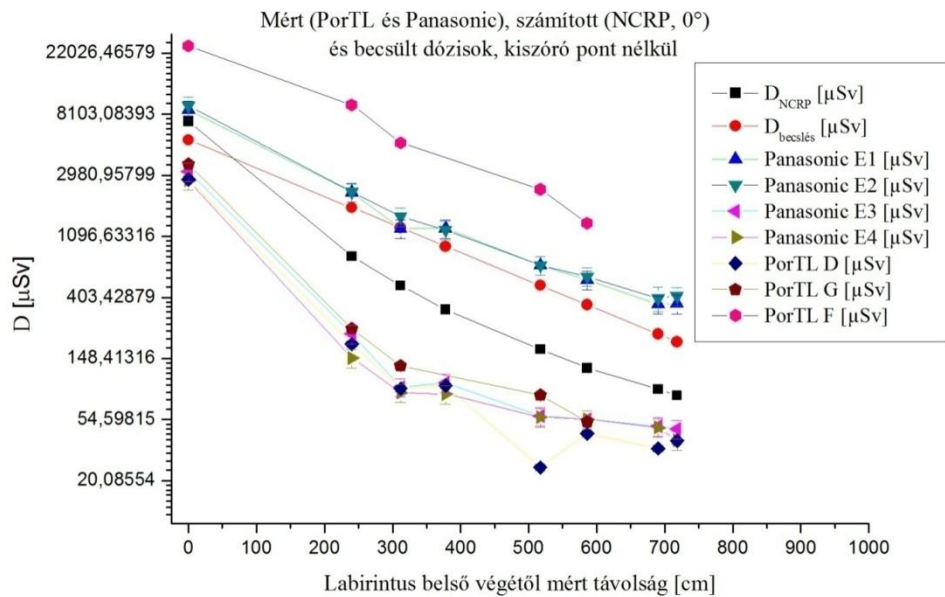


35. ábra Mért, számolt és becslt dózisek, szórt és szivárgó sugárzásra, 3. bunker, logaritmus skála

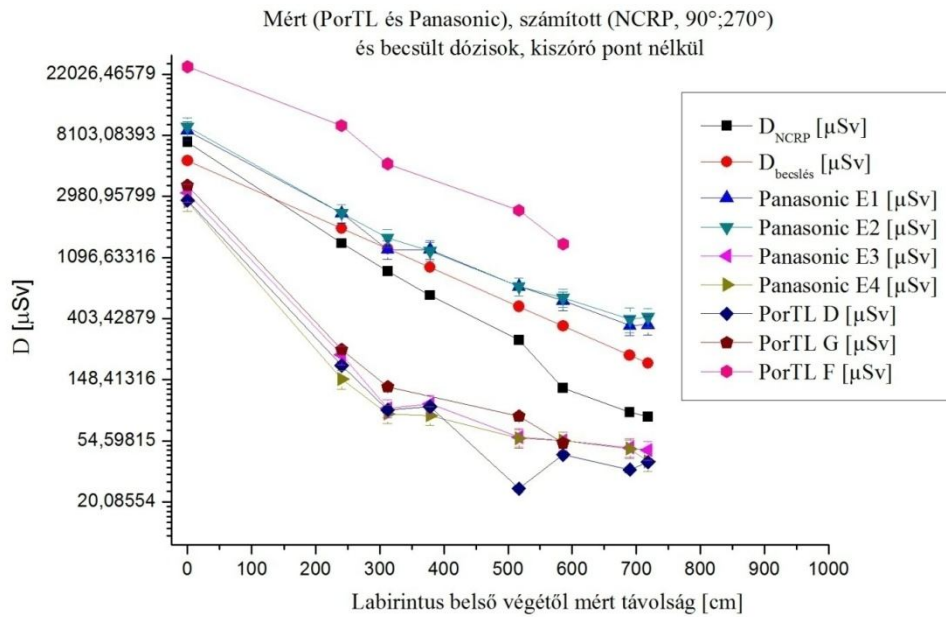


36. ábra Mért, számolt és becstült dózisok, áteresztett primer, szórt és szivárgó sugárzásra, 3. bunker, logaritmus skála

Látható, hogy sem az NCRP számítás, sem a tapasztalati becstlés nem magyarázza a kiszóró pontot. A kiszóró pont nélküli görbék az alábbi ábrákon láthatóak (37. ábra – 38. ábra)



37. ábra Mért, számolt és becstült dózisok, szórt és szivárgó sugárzásra, 3. bunker, kiszóró pont nélkül, logaritmus skála



**38. ábra Mért, számolt és becsült dózisok, áteresztett primer, szórt és szivárgó sugárzásra,  
3. bunker, kiszóró pont nélkül, logaritmikus skála**

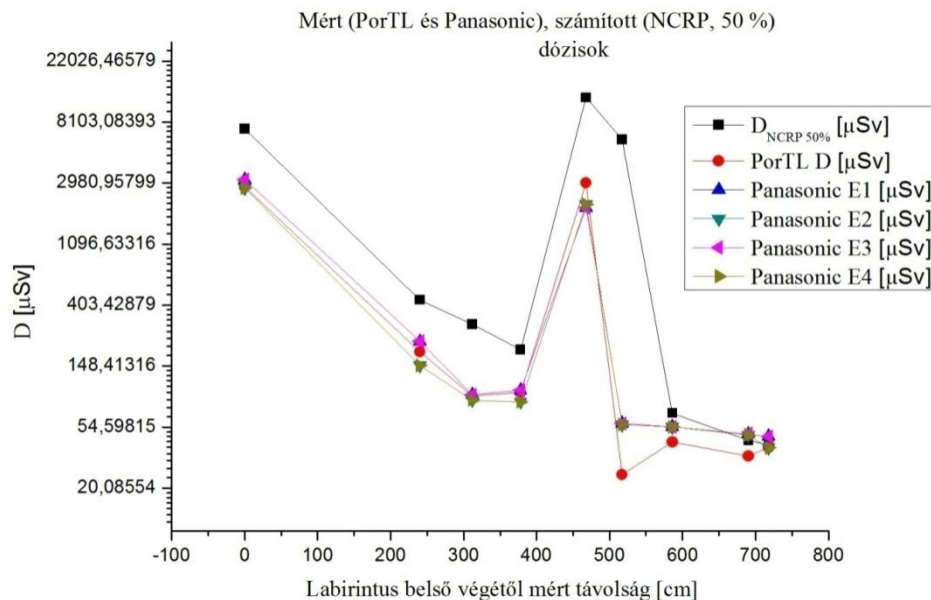
Mindkét ábrán megfigyelhető, hogy a számolt és becsült foton-dózis értékek jelentősen nagyobbak, mint a TL-detektorokkal mért tiszta foton-dózisok, tehát a mind a becslés, mind az NCRP kalkuláció konzervatív.

A mért-számolt és becsült dózisok korrelációja a kiszóró ponttól eltekintve minden esetben meghaladta a 0,95-öt.

A kiszóró pont feltehetően valamilyen, a bunker tervrajzától való eltérésből adódhat. Megvizsgálva az alaprajzot, azt tapasztaltuk, hogy a kérdéses mérési ponthoz (468 cm a pengéfalon) tartozó, sugárnyaláb a betonba ágyazott vaslemezen áthalad, de egészen a lemez peremén. Mivel az eltérés a tiszta foton-dózisokban is megmutatkozik, nem a vaslemezben keletkező fotoneutronok esetleges helytelen vagy hiányos árnyékolásában érdemes keresni a magyarázatot, hanem éppen az feltételezhető, hogy a tervrajzzal ellentétben a kérdéses ponton a valóságban már nem található vaslemez, vagyis ezen a kiszóró ponthoz tartozó primer nyalábot mindössze egy másodlagos árnyékolás gyengíti.

A tervrajz alapján azonban észrevehető, hogy a szemközti falon 517 cm-nél lévő mérési pont és a kiszóró pont az izocentrumból nézve egy egyenesen helyezkedik el, vagyis ha valóban nem áll a vaslemez a nyaláb útjában, akkor 517 cm-nél kihelyezett

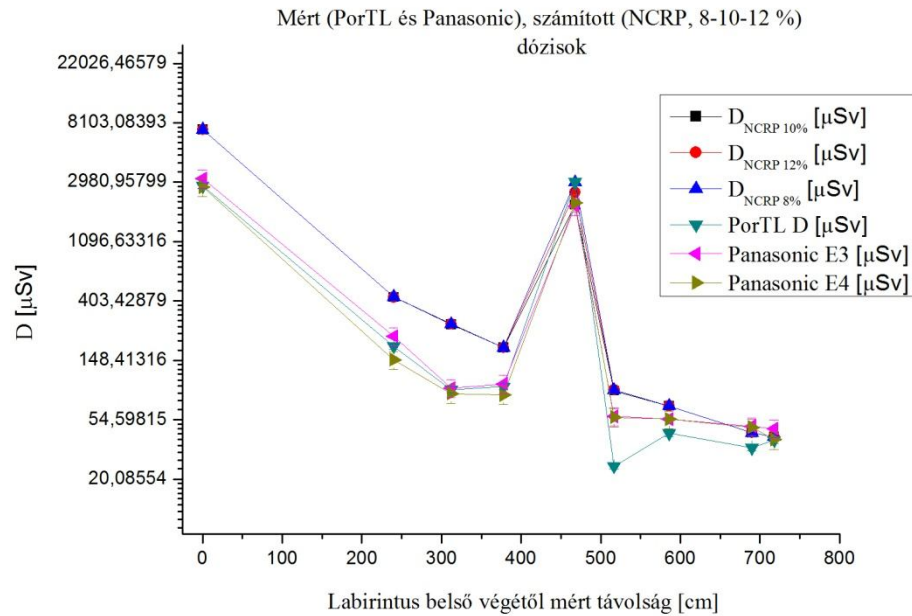
detektoroknak is jelentősen magasabb értéket kellett volna mérniük. (39. ábra) Az 517 cm-es mérési pont normális dózisa nem magyarázható a nagyobb távolság okozta gyengüléssel, így feltételeznünk kell, hogy erre a pontra érkező nyaláb a primer árnyékoláson halad át.



**39. ábra Mért és számolt dózisok, áteresztett primer (50 %), szórt és szivárgó sugárzásra,  
3. bunker, kiszóró pont nélkül, logaritmikus skála**

Ez a szituáció akkor jöhet létre, ha a primer nyaláb alulról fölfelé vetül a pengéfalra (90° és 180° közötti gantry-állásból.). A detektorok a pengéfalon és a szemközti falon azonos, ~140 cm-es magasságban helyezkedtek el. Ennek megfelelően a távolabbi mérési pontba érkező nyaláb jóval alacsonyabban halad át a pengéfalon, mint a pengéfalra kihelyezett detektorba érkező nyaláb. A ferde beesés miatt azonban a pengéfalra vetülő mező alulról fölfele szélesedik, vagyis elképzelhető, a szemközti falhoz érkező nyaláb még áthalad a primer árnyékolás vaslemezén, míg a pengéfali detektorba érkező nyaláb már nem.

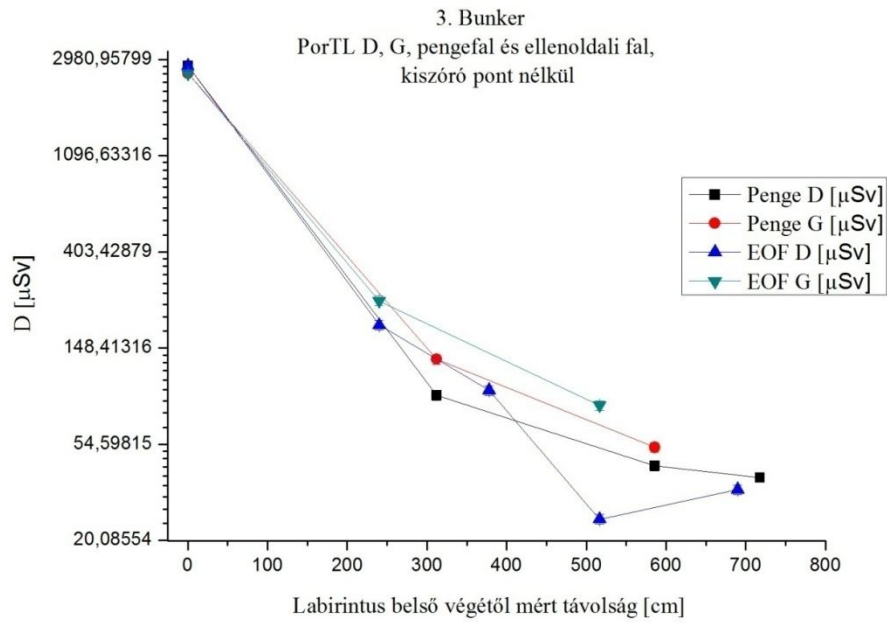
Az előző ábráról (39. ábra) az is leolvasható, hogy 50 %-ban a pengéfalra vetülő primer nyalábot feltételezve kiszóró pont dózisénaál jóval nagyobb dózis adódik. Elvégezve a számolást különböző primer-nyaláb arányokra a kapott eredmények alább láthatóak. (40. ábra).



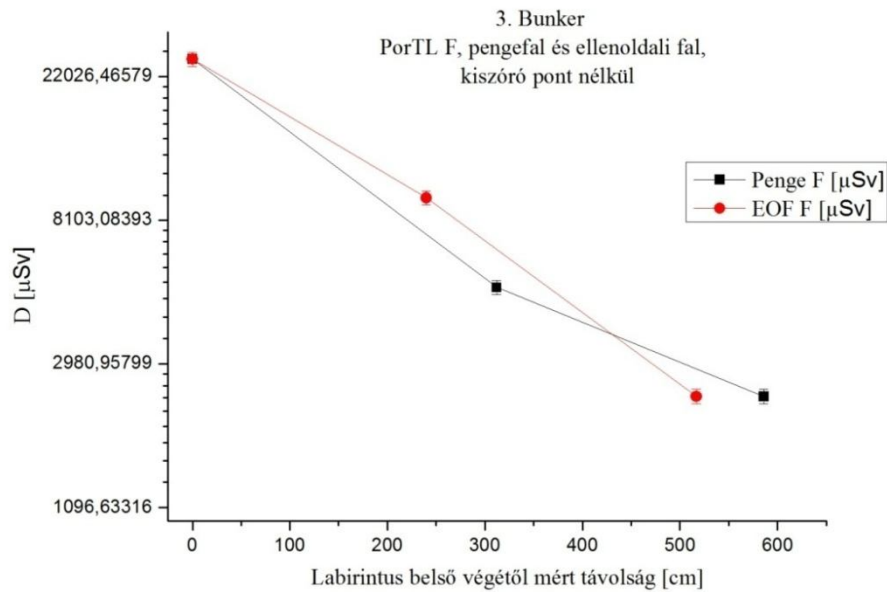
**40. ábra Mért és számolt dózisok, változó részarányú átteresztett primer, szórt és szivárgó sugárzásra,  
3. bunker, kiszóró pont nélkül, logaritmikus skála**

Méréseink alapján a kiszóró pontban mért dózis akkor valósulhat meg, ha a primer nyaláb a kezelési idő átlagosan ~10 %-ában vetül a pengfalra. Az NCRP számítás a szórt és szivárgó sugárzást természetesen továbbra is konzervatívan becsüli.

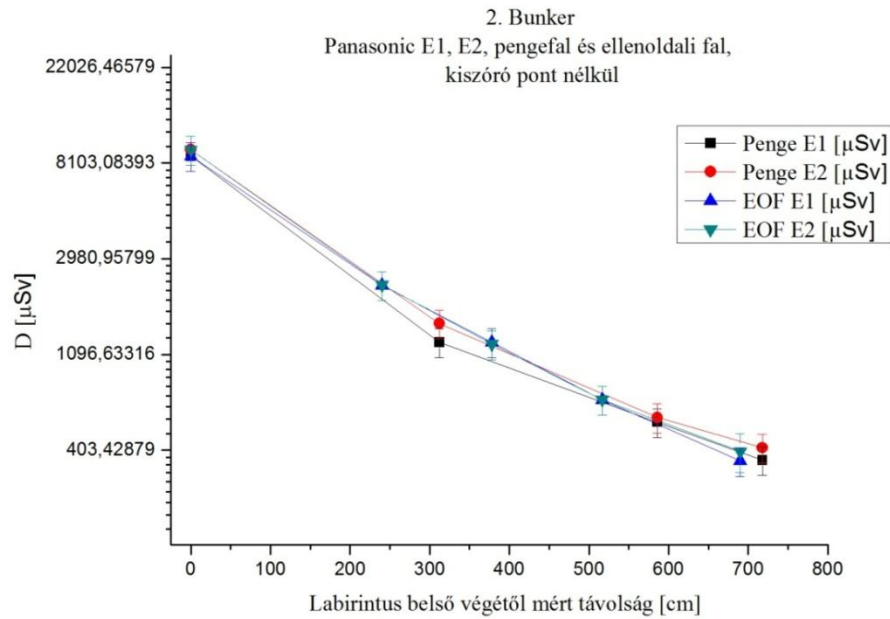
A továbbiakban a labirintus két falán mért dózisok közötti eltérést vizsgáltuk, melyet sem a becslés, sem az NCRP-számítás nem tükröz. Ehhez külön görbén ábrázoltuk a pengfalra és a szemközti falra kihelyezett azonos típusú TL-detektorok által mért dózisokat, a könnyebb átláthatóság érdekében a kiszóró pontot elhagyva. A mért görbék az alábbi ábrákon (41. ábra – 44. ábra) láthatóak.



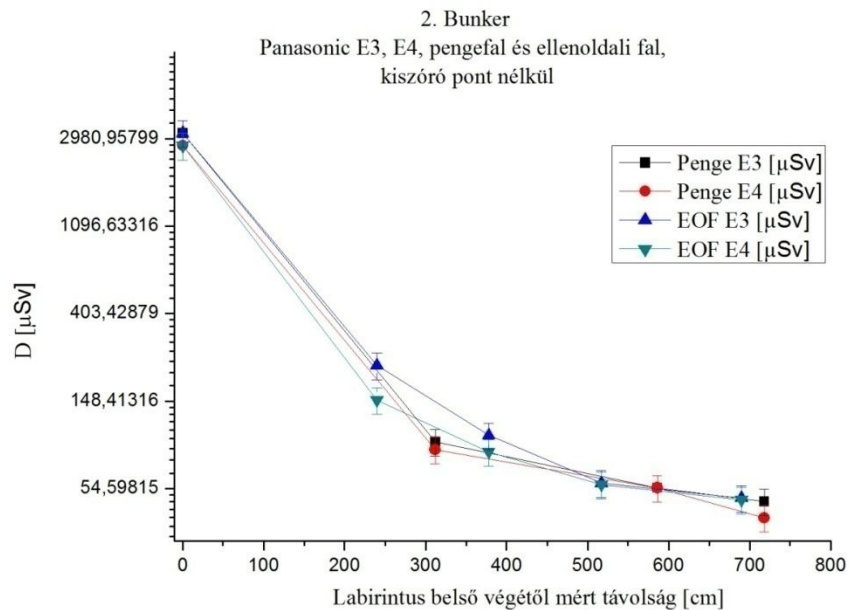
41. ábra A pengefalon és a szemközti falon mért PorTL dózisek (foton),  
3. bunker, kiszóró pont nélkül, logaritmikus skála



42. ábra A pengefalon és a szemközti falon mért PorTL dózisek (foton, n),  
3. bunker, kiszóró pont nélkül, logaritmikus skála



43. ábra A pengéfalon és a szemközti falon mért Panasonic dózisok (foton, n),  
3. bunker, kiszóró pont nélkül, logaritmikus skála



44. ábra A pengéfalon és a szemközti falon mért Panasonic dózisok (foton, n),  
3. bunker, kiszóró pont nélkül, logaritmikus skála

Megállapítható, hogy a Panasonic detektorok esetében, a labirintus bejáratait leszámítva, a szemközti fal dózisa kis mértékben, de meghaladja a pengéfal dóziséját. Figyelembe véve azonban a görbék eltérő alakját, valószínű, hogy ez a különbség a laminált árnyékolás áteresztett primer nyálábra gyakorolt hatása miatt jelenik meg.



A PorTL detektorok esetében a D és F detektorok esetében nem mutatható ki szisztematikus eltérés a két fal dóziszgörbéje között. A G detektor esetében a szemközti fal dózisa minden esetben nagyobb, mint a pengefalak dózisa, ám a mérési pontok száma túl kevés ahhoz, hogy szisztematikus különbséget feltételezzünk.

### 5.3. További neutron-mérések

A harmadik bunkerben további méréseket végeztünk a neutron-dózisteljesítmény vizsgálatára. Az NCRP ajánlás szerint a neutron-sugárzás forrásai a gantry nagy rendszámú elemei, például a kollimátor, valamint a mezőméret csökkenésével a neutron dózis növekszik, ezért az ide vonatkozó sugárvédelmi méréseket zárt kollimátor mellett célszerű végezni.

Ennek megfelelően vizsgáltuk a neutron-dózisteljesítményt a Varian-gyorsítónál teljesen nyitott (40 x 40 cm<sup>2</sup>) és teljesen zárt kollimátor-állások mellett.

Az alábbi eredményeket kaptuk 0°-os gantry állással, 3 és 6 Gy/perc beállításával, 15 MV feszültség mellett, antropomorf fantommal mérve:

$$D' (3 \text{ Gy/perc}) = 87,5 \text{ } \mu\text{Sv/óra}$$

$$D' (6 \text{ Gy/perc}) = 195 \text{ } \mu\text{Sv/óra}$$

Fantom nélkül mérve:

$$D' (3 \text{ Gy/perc}) = 90 \text{ } \mu\text{Sv/óra}$$

$$D' (6 \text{ Gy/perc}) = 190 \text{ } \mu\text{Sv/óra}$$

Azonos mérési feltételekkel, antropomorf fantommal mérve:

$$D' (3 \text{ Gy/perc}) = 120 \text{ } \mu\text{Sv/óra}$$

$$D' (6 \text{ Gy/perc}) = 245 \text{ } \mu\text{Sv/óra}$$

Fantom nélkül mérve:

$$D' (3 \text{ Gy/perc}) = 120 \text{ } \mu\text{Sv/óra}$$

$$D' (6 \text{ Gy/perc}) = 250 \text{ } \mu\text{Sv/óra}$$

Látható tehát, hogy a neutron-dózisteljesítmény teljesen zárt kollimátor-állás mellett szignifikáns növekedést mutat a teljesen nyitott kollimátor-állás mellett mérhető dózishoz viszonyítva.

Ennek értelmében érdemes lehet a bunkerek méretezésénél zárt kollimátor-állásra méretezni a neutron-sugárzás elleni védelmet, mivel így a becslés konzervatív lesz.

## 6. Összefoglalás

A vizsgálat célja a lineáris gyorsítóval felszerelt orvosi besugárzó helyiségek sugárvédelmi szempontból történő dozimetriai vizsgálata termolumineszcencia elvén működő detektorokkal.

A méréseket az AEKI PorTL berendezésével valamint a Panasonic UD-802AT típusú dózismérőivel végeztük Siemens és Varian berendezéseken. A vizsgálatokat a besugárzó helyiségekben és az ezekhez kapcsolódó labirintusokban elhelyezett detektorokkal végeztük. A PorTL-rendszerhez  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $^6\text{LiF}$  és  $^7\text{LiF}$  tartalmú detektorokat, míg a Panasonic UD-802AT esetében  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ , illetve  $\text{CaSO}_4$  elemeket tartalmazó személyi dózisegyenérték-mérőt alkalmaztunk. Az egyes labirintusokban meghatároztuk a röntgen- és neutron dózisteljesítmények értékét Victoreen 450P, illetve „Digipig” 2222A típusú műszerekkel, az egyes gyorsítók különböző beállításai mellett.

A Varian gyorsítónál neutron-dózisteljesítmény mérésekor magasabb neutron-dózist mértünk teljesen zárt kollimátor-állás mellett, mint teljesen nyitott kollimátor-állással, azonos mérési feltételekkel.

A Panasonic és a KFKI gyártmányú PorTL dózismérők eredményei, relatív összehasonlításban 0,95-t meghaladó korrelációt mutatnak, függetlenül a sugárzás minőségétől. Az ionkamrával és neutrontózis-teljesítmény mérő készülékekkel mért adatok jó egyezést mutatnak a különféle TL dózismérők által mért értékekkel, figyelembe véve a besugárzási időt. A TL dózismérők által mért értékek jó egyezést mutatnak az NCRP 151 ajánlás alapján számított elméleti dózissal, figyelembe véve a besugárzási időt és mérések időtartama alatt végzett kezelések paramétereit. A labirintus pengéfalán és a szemközti falom mért dózissal között nem találtunk szignifikáns különbséget.

A neutron-dózis becslésére szolgáló a módosított Kersley-becslés egyezést mutat a Panasonic dózismérőkkel és a „Digipig” dózisteljesítmény mérő eszközzel kapott értékekkel, míg a Kersley-becslés többnyire konzervatív. A neutron-érzékeny PorTL F detektor minden egyéb detektornál érzékenyebbnek mutatkozott.

Az eredmények alapján megállapítható, hogy a megfelelően előkészített TL rendszerek alkalmasak lehetnek gyorsítók sugárvédelmi ellenőrzésére. Ennek kiemelt jelentősége van, mivel a 10 MV felett működtetett lineáris gyorsítók keltenek fotoneutronokat is, ugyanakkor a legtöbb sugárterápiás centrum nincs felszerelve neutrontózis-teljesítmény mérő eszközzel.

## 7. Rövidítések jegyzéke

AAPM	American Association of Physicists in Medicine; Amerikai Orvosfizikusok Szövetsége
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
CT	Computed Tomography
ELFT	Eötvös Lóránd Fizikai Társulat
IAEA	International Atomic Energy Agency; Nemzetközi Atmenergia Ügynökség
ICRP	International Commission on Radiation Protection; Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements; Radiológiai Egységek és Mérések Nemzetközi Bizottsága
IDR	Instantaneous Dose Rate; Pillanatnyi dózisteljesítmény
KFKI AEKI	Központi Fizikai Kutatóintézet Atomenergia Kutatóintézet
LINAC	Linear Accelerator; lineáris gyorsító
NCRP	National Council on Radiation Protection & Measurements; Amerikai Egyesült Államok Sugárvédelmi Tanácsa
OAH	Országos Atomenergia Hivatal
OOI	Országos Onkológiai Intézet
OSSKI	Országos " <i>Frédéric Joliot-Curie</i> " Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet
PET	Positron Emmission Tomography
SAD	Source–Axis (isocentre) Distance; forrás–izocentrum távolság
TADR	Time Averaged Dose Rate; Időátlagolt dózisteljesítmény
TL	termolumineszcens
TVL	Tenth Value Layer; tizedelő rétegvastagság

## 8. Forrásjegyzék

- [1] 16/2000. (VI. 8.) EüM rendelet az atomenergiáról szóló 1996. évi CXVI. törvény egyes rendelkezéseinek végrehajtásáról
- [2] MSZ 62-4 Ionizáló sugárzás elleni védelem. Sugárvédelem nagy aktivitású gamma-távbesugárzó berendezések és orvosi lineáris gyorsítók alkalmazásakor.
- [3] NCRP Report No. 151 Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X-ray and Gamma-ray Radiotherapy Facilities
- [4] IAEA Safety Report Series No. 47 Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities
- [5] Zaránd Pál: Teleterápiás besugárzókészülékek, Orvosi Fizika Tankönyv. (Szerk. Kári B. – Légrády D.), BME NTI, 2012 Budapest
- [6] Gyarmathy L.: Ötven éves a telekobalt-terápia Magyarországon. Magyar Onkológia 2008;52:299-304 o.
- [7] Köteles György: Biológiai ismeretek és sugárvédelmi szabályozás, Fizikai Szemle, 2004/7, 216. o.
- [8] Apáthy István és mtsai: PorTL – A földre szállt Pille, Híradástechnika, LXI. évf, 2006/4, 23-27 o.
- [9] Fehér István: A sugárvédelem tudományág története; Sugárvédelem, (Szerk.: Fehér István), ELTE Eötvös Kiadó, Budapest, 2010. 17-27 o.
- [10] Köteles György: Mérföldkövek. Néhány fontosabb külföldi és hazai történeti esemény. Sugáregészségtan, (Szerk.: Köteles György), Medicina Könyvkiadó Zrt., 2002.
- [11] Pesznyák Csilla: Sugárterápia fizikai alapjai jegyzet, BME NTI, 2012.
- [12] Zagyvai Péter: Sugárvédelem az orvosi fizikában jegyzet, BME NTI, 2011.
- [13] Fehér István: Meghatározások; Sugárvédelem, (Szerk.: Fehér István), ELTE Eötvös Kiadó, Budapest, 2010. 563-572 o.

## 9. Köszönetnyilvánítás

Ezúton mondok köszönetet mindazoknak, akik segítségükkel és támogatásukkal lehetővé tették e munka elvégzését.

Köszönöm témavezetőimnek, dr. Pesznyák Csillának és dr. Ballay Lászlónak, a diplomamunkám készítése során nyújtott szakmai iránymutatást, értékes tanácsaikat és emberi támogatásukat.

Köszönöm továbbá Országos "*Frédéric Joliot-Curie*" Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézetnek, Elek Richárdnak és Sebestyén Zsoltnak a mérések során nyújtott segítségüket.

Köszönet illeti dr. Major Tibort, Kontra Gábort és Varjas Gézát a munkám során nyújtott szakmai segítségért és tanácsokért.

Köszönet illeti továbbá az Országos Onkológiai Intézetet, Prof. dr. Kásler Miklós főigazgató urat és Prof. dr. Polgár Csaba centrumvezető főorvos urat, valamint a Szegedi Tudományegyetem, Onkoterápiás Klinikáját, dr. Szil Elemért és dr. Fekete Gábort, amiért mérési lehetőséget biztosítottak számomra a diplomamunka elkészítéséhez.