



TDK DOLGOZAT

PET detektor modulok vizsgálata optikai
gerjesztéssel

Kettinger Ádám Ottó

Témavezetők: Dr. Lőrincz Emőke
egyetemi docens

Játékos Balázs
PhD hallgató

BME Fizikai Intézet
Atomfizika Tanszék

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

2012

Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani mindazoknak, akik szakmai útmutatással vagy személyes támogatásukkal segítettek a dolgozat elkészítésében. Köszönöm témavezetőimnek, Lőrincz Emőkének és Játékos Balázsnak, hogy a munkám során végig segítésemre voltak a felmerült problémák megoldásában, az átfogó elvek megértésétől a kivitelezési részletekig. Köszönöm nekik a munka nehezebb, elhúzódó szakaszaiban is kitartó türelmüket és megértésüket. Köszönöm Erdei Gábornak a ZEMAX program használatában nyújtott segítségét, és Steinbach Cecéliának a rendelkezéseimre bocsátott ZEMAX modelleket. Köszönöm Ujhelyi Ferencnek a legsürgetőbb pillanatokban nyújtott szakmai iránymutatásait. Végül, köszönöm szüleimnek, hogy a munkámhoz, és általában a szakmai fejlődésemhez szükséges feltételeket mindig megteremtették.

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés	1
2. Az optikai vizsgálatról	3
3. Az optikai mérések összeállítása	5
3.1 A modulok felépítése	5
3.2 A mérési elrendezés	5
4. A mérés megbízhatóságának vizsgálata	11
4.1 Az ellenállás-intenzitás kapcsolat reprodukálhatósága	11
4.2 A pinhole és a szűrő levétele által okozott hiba	11
4.3 A LED spektrumának stabilitása	12
4.4 A LED intenzitásának időbeli stabilitása	15
4.5 A hibaszámítás összefoglalása	16
5. A detektor modulokon elvégzett mérések és számítógépes szimulációjuk	17
5.1 A mérések céljai és módszerei	17
5.2 A vizsgált modulok	20
5.3 Mérési eredmények	21
5.4 A számítógépes szimuláció	22
6. Az eredmények értelmezése	33
7. Az eredmények alapján a modulok összehasonlítása	37
8. Összefoglalás	39
A. Az elnyelő bevonatnál lezajló totálreflexió	41
Irodalomjegyzék	44

1. Bevezetés

Az orvosi képalkotás területén az utóbbi időben egyre nagyobb igény mutatkozik a különböző képalkotó eljárások kombinálására. Fontosságában ezek közül kiemelkedik a Pozitron Emissziós Tomográfiát (PET) és a Mágneses Rezonancia Képalkotást (MRI) együttesen használó PET/MRI készülék. Egy ilyen berendezés segítségével ugyanis a beteg elmozdítása nélkül tudjuk a kétféle eljárással készült képeket felvenni, ezáltal egyesített információt kaphatunk a beteg anatómiájáról és lágyszöveteiről az MRI-képpel, és a funkcionális működésről a PET-képpel. Az ilyen, kettős információtartalmú képek nagy segítséget nyújthatnak az orvosnak a betegségek pontos diagnosztizálásában.

A PET készülékben a beteg testébe pozitronsugárzó radiofarmakont juttatnak, az ebből kilépő β^+ részecskék a beteg testének elektronjaival annihilálódnak, ennek során két γ -fotont bocsátanak ki. A gamma-fotonok a beteget körbevevő gyűrűn elhelyezett szcintillátor kristályokban elnyelődnek, azokban felvillanásokat okoznak; ezeket a felvillanásokat fotoeffektus és fotoelektron-sokszorozó (PMT) felhasználásával mérhető elektromos jelekké alakítják. Ezekből az elektromos jelekből koincidencia-vizsgálattal kiválaszthatóak azok a felvillanás-párok, amik gyakorlatilag egyszerre következtek be, azaz nagy valószínűséggel ugyanazon annihilációból származnak. Ha a két felvillanás helyét pontosan meg tudjuk határozni, akkor a két pont összekötésével megkaphatjuk a gamma-fotonok terjedési vonalát, ami az annihiláció helyét is tartalmazza. Ennek a vonalnak a meghatározása alapvető a képalkotás során, ehhez pedig arra van szükség, hogy a felvillanás helyét minél pontosabban határozzuk meg. (Itt persze figyelembe kell venni azt is, hogy a két gamma-foton haladási iránya nem pontosan 180° -os szöget zár be egymással). Ez magában foglalja azt, hogy ismernünk kell a szcintilláció helyét a szcintillátor síkjában és mélységében is. Utóbbi paramétert, azaz azt, hogy a szcintilláció a kristályban milyen mélyen következett be, DOI-nak szokás nevezni (Depth of Interaction).

Szintén fontos feladat annak megállapítása, hogy a felvillanást okozó gamma-foton közvetlenül az annihilációból érkezett a szcintillátorba, vagy Compton-szórást szenvedett a beteg testének valamelyik elektronján. Ha ugyanis az utóbbi helyzet áll fenn, akkor a foton pályája visszakövethetetlen, hiszen a Compton-szórás véletlen folyamat. Egy ilyen foton tehát nem hordoz értékes információt, a képet zajjal terheli. Annak megállapítására, hogy az adott foton Compton-szóródott-e, vagy sem, a foton energiájának meghatározása egy megbízható módszer. Ha ugyanis a foton Compton-szórást szenvedett el, akkor energiája egy részét átadta egy vagy több elektronnak, azaz a detektorba érkezéskor már nem 511 keV az energiája, mint annihiláció után közvetlenül, hanem ennél

kevesebb. Egy kisebb energiájú γ -foton kisebb intenzitású felvillanást kelt a szcintillációs kristályban, így az abból kilépő összes fényteljesítmény méréséből elvileg meghatározható a foton energiája, így az is, hogy szóródott-e már. A szcintillációs kristályból kilépő összes fényteljesítmény tehát szintén fontos paraméter a képalkotásban.

A PET/MRI készülékben a működési elv ehhez teljesen hasonló lehet, azonban az MRI-vel való kombinálás miatt felmerül egy fontos probléma. A hagyományos PET-készülékekben alkalmazott PMT-k ugyanis erősen érzékenyek a mágneses térre, az MRI-ben pedig nagyon erős mágneses térnek lesz kitéve az egész berendezés. Olyan eszközre van tehát szükség, amely a PMT-hez hasonlóan képes a fotoeffektus során keletkezett elektronokat mérhető, a kezdeti elektronok energiájával arányos jellé alakítani, de nem érzékeny a mágneses térre. Erre a posztra az egyik legígéretesebb jelöltek az ún. szilícium fotoelektron-sokszorozók, SiPM-ek [1, 2]. Ahogy nevük is mutatja, ezek szilícium technológián alapuló eszközök, és az MRI-ben való alkalmazás szempontjából nagy előnyük, hogy még erős stacionárius mágneses térre sem érzékenyek, így alkalmasak lehetnek a PMT-k kiváltására PET/MRI készülékekben. Szintén előnyös tulajdonságuk, hogy a PMT-kkel ellentétben ezek pixelezett eszközök, így lehetővé válik a PET készülékekben szokásosan használt szcintillátormátrixok helyett folytonos kristálytömbök használata. Ezek előállítása jóval egyszerűbb és olcsóbb, mint a kristálymátrixoké. Felmerül azonban a probléma, hogy amíg a kristálymátrix esetén a szcintilláció helye annyiban egyértelmű, hogy egyetlen, ismert pozíciójú kristálytűben történik a felvillanás, addig a kristálytömbök használata esetén a pixelezett detektorral mért fényeloszlásból kell következtetni a gerjesztés helyére. Az, hogy ez hogyan és milyen pontossággal tehető meg, ma is kutatás tárgyát képezi.

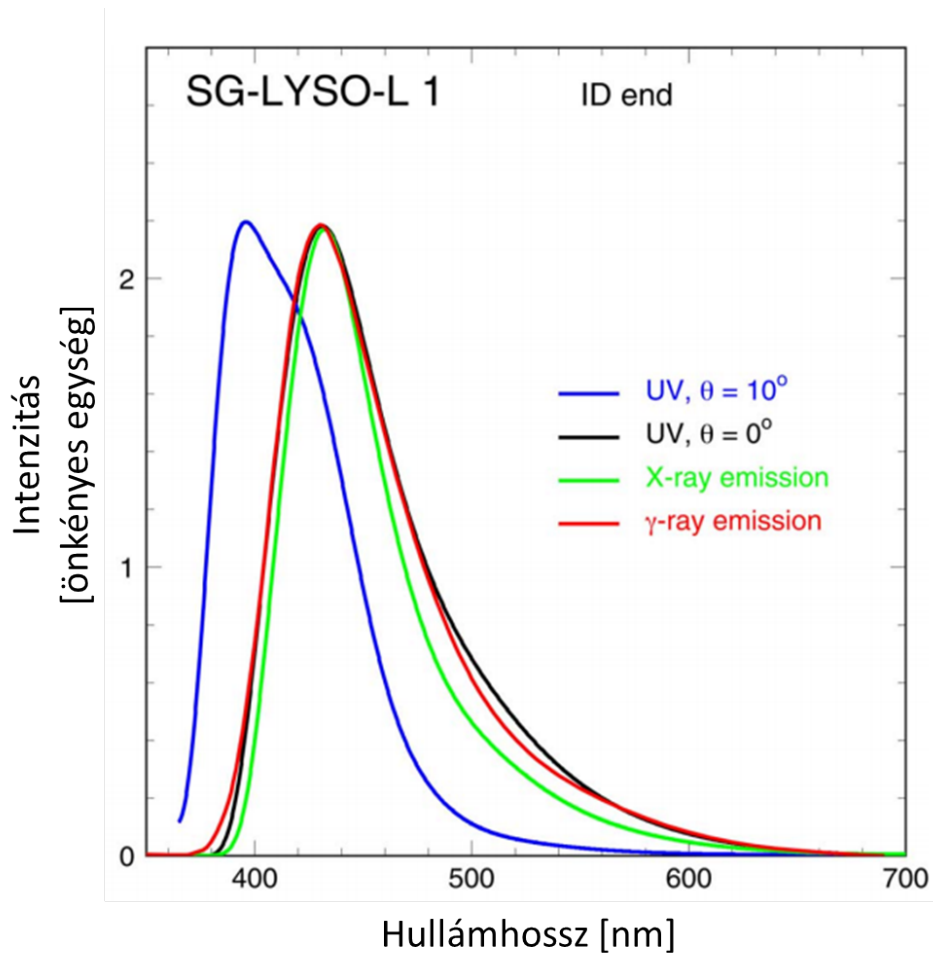
TDK munkám során ilyen folytonos tömböket vizsgáltam speciális optikai módszerrel, egy pixelezett SiPM detektor segítségével. A munkát a mérési elrendezés hibájának meghatározásával kezdtem, majd különböző alakú és borítású modulokon végeztem méréseket. Vizsgáltam a gerjesztés helye és a DOI függvényében a kilépő fény súlypontjának helyzetét, illetve a modulból kilépő összes fényteljesítményt. Az elrendezést és a méréseket számítógéppel is szimuláltam, és a kapott eredményeket összevettem a mért értékekkel. Végül az eredményeket értelmeztem, és a modulokat összehasonlítottam a PET készülékben való alkalmazásuk szempontjából.

2. Az optikai vizsgálatról

A PET detektor modulokat hagyományosan nukleáris technikával, gamma-forrás segítségével vizsgálják [2]. Ennek elsődleges oka, hogy ezzel a módszerrel jól utánozható a modulok viselkedése a tényleges PET készülékben, hiszen ott is gamma-fotonok gerjesztik a modulokban lévő szcintillációs kristályokat. A nukleáris módszer azonban több komoly hátránytól is szenved. Ezek közül az egyik legfontosabb, hogy a gamma-foton és a szcintillációs kristály közti gerjesztési kölcsönhatás mélysége, az ún. DOI (Depth of Interaction) nem meghatározott, hiszen a gerjesztés egy véletlen, csupán valószínűségekkel leírható folyamat. Ebből következően, gamma-forrás alkalmazásával a kristályt sosem egy konkrét pontban, hanem egy vonalban gerjesztjük. Ez különösen az új típusú detektormodulok esetén hátrányos, ahol a hagyományosan alkalmazott szcintillátor kristálmátrix helyett tömbi szcintillátort alkalmaznak. Ehhez kapcsolódik egy további nehézség, ugyanis ahhoz, hogy egy megfelelően vékony vonalban, azaz nagyon kis térszögben elegendő gerjesztő gamma-fotonunk, és így elegendő mérési adatunk legyen, vagy nagyon nagy aktivitású gamma-forrást kell alkalmaznunk (aminek a kezelése nagyfokú óvatosságot igényel), vagy hosszú ideig elhúzódik a mérés.

Ezen hátrányok kiküszöbölésére a detektorok vizsgálatakor nem nukleáris alapú, hanem optikai méréstechnikát alkalmaztam. Nukleáris gerjesztés helyett alkalmazhatunk fókuszált UV fényvel történő gerjesztést, mivel [3] alapján a PET detektorokban gyakran használt, cériummal adalékolt lutécium-ittrium-otroszilikát (LYSO:Ce) szcintillátorokban a kétféle gerjesztésre adott fluoreszcens válasz spektrálisan megegyezik. A különböző gerjesztésekre adott válaszok spektrumai a 2.1. ábrán láthatóak. Ezért LYSO kristály használata esetén gamma-forrás helyett valóban alkalmazhatunk UV gerjesztést, és a lumineszcens válasz vizsgálatával kapott eredmények jó közelítéssel érvényesek lesznek a gamma-szcintillációra is.

Az optikai módszer számos előnnyel bír a nukleáriséhoz képest. Az egyik nyilvánvalóan a gamma-forrás hiánya, ami elkerülhetővé teszi a nagy aktivitású radioaktív anyagok kezelésére vonatkozó szigorú óvintézkedéseket. Fontos méréstechnikai előny, hogy a nukleáris gerjesztéssel ellentétben a DOI pontosan meghatározható és kézben tartható, hiszen az UV fényt adott pontra fókuszálva a fluoreszcens felvillanás abban a pontban fog bekövetkezni. További pozitívum lehet, hogy a felvillanás során keletkező fotonok száma, és így a felvillanás mért intenzitása a megvilágító UV gerjesztés intenzitásának változtatásával állítható, így például könnyen elérhető, hogy a mért intenzitás a detektor lineáris tartományába essen.



2.1. ábra. A LYSO kristály különböző gerjesztésekre adott válaszainak spektruma [3]. A felületi normálissal $\Theta=10^\circ$ -os szöget bezáró gerjesztés esetén a lumineszcens fény nem haladt át a LYSO kristályon, így a kristály önabszorpciója ekkor nem érvényesült.

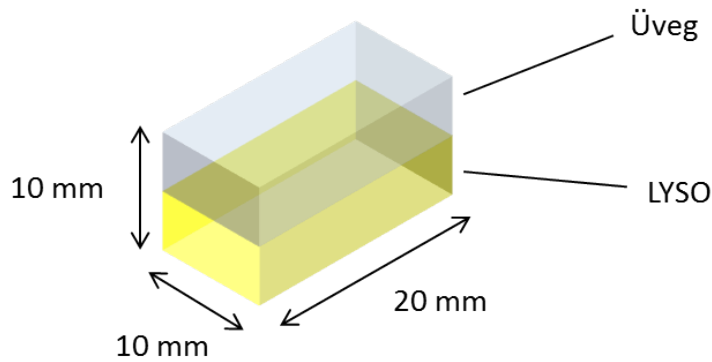
3. Az optikai mérések összeállítása

3.1. A modulok felépítése

Ahogy az előző fejezetben leírtam, az elvégzett mérések alapelve az volt, hogy a nukleáris gerjesztést optikaira cserélve a szcintilláció helyett az UV gerjesztésre adott választ vizsgáljuk. Ennek a konkrét megvalósításához azonban speciális elrendezést kellett alkalmazni. Az UV-gerjesztés adott pontba fókuszálásánál azonnal felmerül a probléma, hogy az alkalmazott LYSO kristály a gerjesztéshez használt UV tartományban nyilvánvalóan erősen elnyel, hiszen ha nem így lenne, akkor ez a tartomány alkalmatlan lenne a kristály gerjesztésére. Ebből az következik, hogy egy önmagában álló LYSO kristályt UV fény használatával csak a felületén tudnánk gerjeszteni, így viszont elveszne az a lehetőség, hogy a DOI-t szabályozni tudjuk. A problémát egy „szendvicselt” elrendezéssel oldottuk meg. A megoldás lényege, hogy a mérések során nem önmagukban álló LYSO kristályokat használtam, hanem az optikai műhely segítségével optikailag illesztve egymáshoz rögzítettünk egy LYSO kristály hasábot, és egy speciális üveghasábot. Az üveghasáb anyagát úgy választottuk ki, hogy a LYSO-nak az UV gerjesztésre adott lumineszcens válasza szempontjából a törésmutatója azonos legyen a LYSO törésmutatójával, és a kristály gerjesztésére használt UV-tartományban ne nyeljen el. Az üvegnek ez utóbbi tulajdonsága miatt lehetőség van arra, hogy az UV fényt az üvegen keresztül a LYSO kristály felszínére, az üveg-LYSO felülethatárra fókuszáljuk. Az UV fény itt a kristályt gerjeszti, létrehozza a lumineszcens felvillanást, és az abból kilépő fény az illesztett törésmutatók miatt úgy fog terjedni, mintha egy tömör LYSO kristály belsejében keletkezett volna, ily módon modellezve egy, a LYSO kristály belsejében megjelenő szcintillációt. A LYSO és az üveg hasábok vastagságával tudjuk tehát meghatározni, hogy a modulban milyen mélységben történjen meg a lumineszcens felvillanás, azaz így tudjuk beállítani a DOI-t. Az összeillesztett modul vázlata a 3.1. ábrán látható.

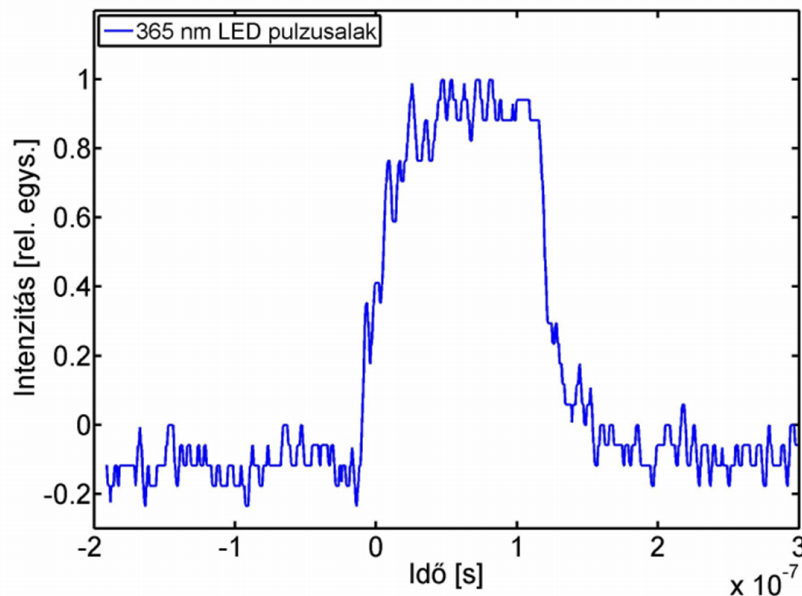
3.2. A mérési elrendezés

A mérések során az előző szakaszban ismertetett modulokat egy Thorlabs által gyártott, M365L2 típusú, 365 nm hullámhosszú LED segítségével gerjesztettem. A LED meghajtásáról az Atomfizika Tanszéken készült áramkör gondoskodott, melybe be volt építve egy potenciométer, amivel a LED-ből kijövő fény intenzitását lehetett szabályozni. A LED a 365 nm-es UV fényt kb. 180-200 ns hosszúságú impulzusokban bocsátotta ki, az ALPHA-



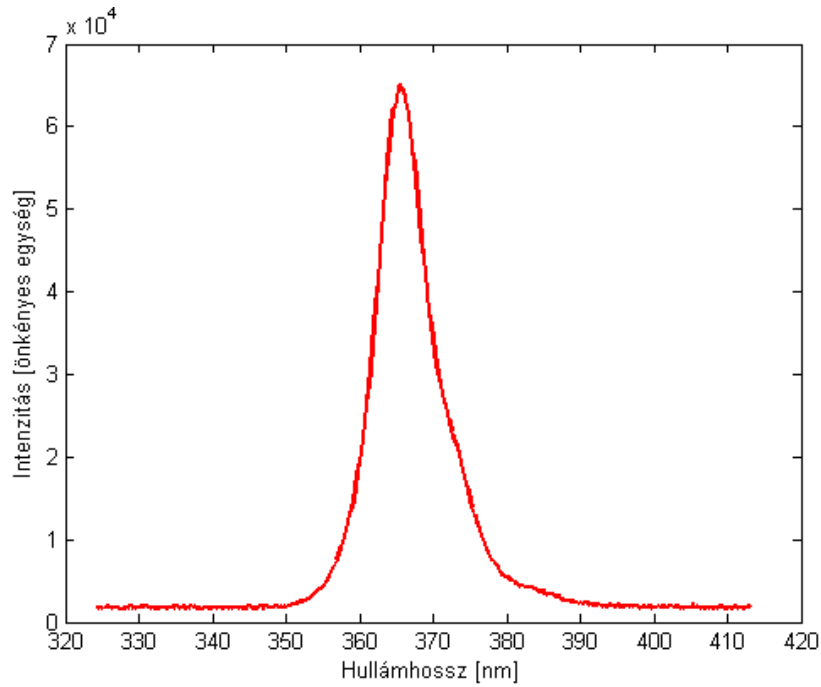
3.1. ábra. A LYSO kristályból és üveghasábból összeillesztett modul vázlata

LAS UPD-300 SP típusú fotodiódával kimért pulzusalak [4] a 3.2. ábrán, Ocean Optics USB4000 típusú szálal spektrométerrel mért spektruma pedig a 3.3. ábrán látható.



3.2. ábra. A gerjesztésre használt 365 nm-es LED pulzusalakja [4]

A kristályból és üveghasábból összeállított modulokból kilépő fényt egy SensL SPMAray2 pixelezett fotodetektor segítségével mértem meg. Ez a detektor - a lineáris tartományában - az adott pixelre érkező összes fényteljesítménnyel arányos töltést ad le a pixelhez tartozó kimenetén, ez a töltés a detektor Vertillon által gyártott elektronikája segítségével számítógéppel mérhető, így az adott pixelre adott idő alatt érkező összes fényteljesítmény meghatározható. A detektor 4×4 pixelből állt, a pixelek érzékeny területe $2.85\text{mm} \times 2.85\text{mm}$, két pixel középpontja közti távolság pedig 3.4 mm volt. A detektor

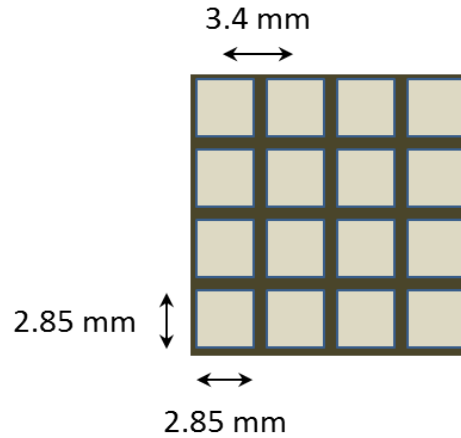


3.3. ábra. A gerjesztésre használt 365 nm-es LED Ocean Optics USB4000 típusú szálaskpektrométerrel mért spektruma

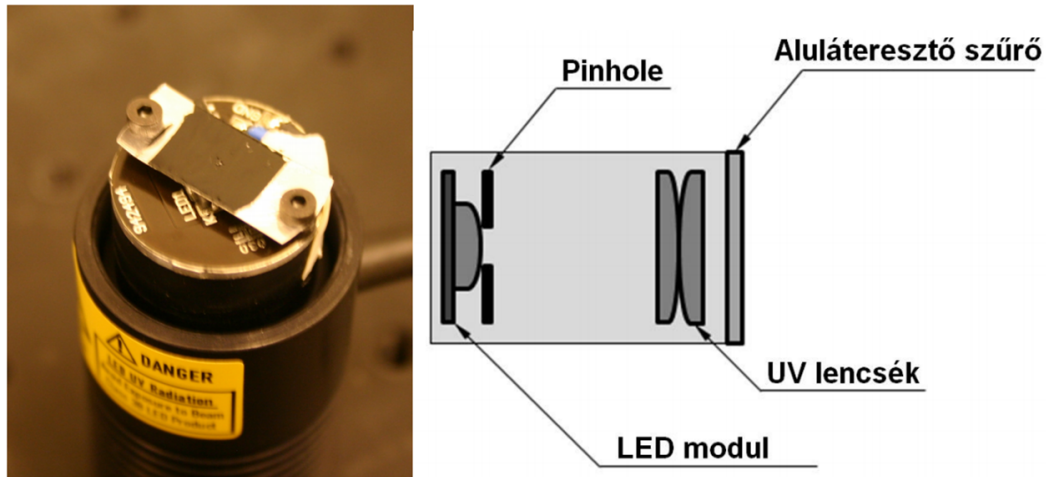
felülnézeti vázolata a 3.4. ábrán látható.

A LED spektrumának nagy hullámhosszú vége sajnos olyan összetevőket is tartalmaz, aminek hatására a detektort és a fedőüvegét egyben tartó ragasztó fluoreszkál, ezért a LED-re egy hullámhosszban aluláteresztő vékonyréteg szűrőt helyeztem, ami ezeket az összetevőket a LED fényéből kivágta. Ahhoz, hogy a modulokból kilépő fény intenzitása a detektor lineáris tartományában legyen, a LED elé egy $0.25 \mu\text{m}$ átmérőjű pinhole-t helyeztem. A LED fényét UV áteresztő anyagból készült lencsével fókuszáltam a kristályra. A pinhole-lal ellátott LED fényképe, és a LED vázolata a 3.5. ábrán látható [4].

A detektor ugyan 16 pixellel rendelkezik, azonban Kolozsi Zoltán mérései [4] alapján tudtam, hogy az egyes pixelek érzékenysége nagy mértékben különböző, azaz ugyanakkora fényteljesítményre erősen eltérő jelet adnak. Az egyes pixelek érzékenységével való utólagos korrekció nem volt alkalmazható, mert az érzékenységek oly mértékben eltértek, hogy az egyes pixelek lineáris tartománya jelentősen eltért, adott fényteljesítményre valamelyik pixel még nem adott a zajtól megkülönböztethető jelet, valamely másik pedig már telítésbe ment. Emiatt csak egyetlen pixelt, a detektor jobb felső pixelét használtam a mérések során. Ahhoz, hogy egyetlen pixellel a kristály teljes felületét végig tudjam mérni, a kristályt az egyes mérések között mozgattam a detektor egyetlen használt pixelje fölé, ily módon emuláltam egy pixelezett detektort, amelynek pixeljei garantáltan



3.4. ábra. A modulokból kilépő fény mérésére használt pixelezett detektor felülnézeti vázlatja

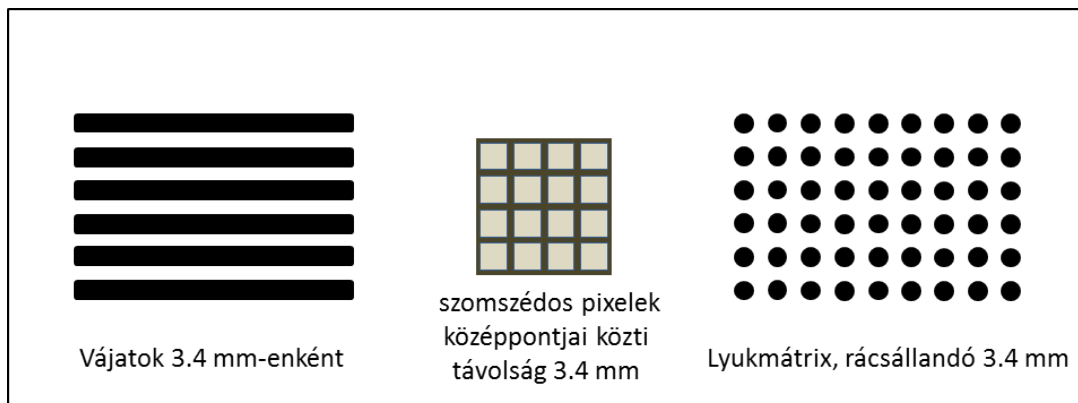


3.5. ábra. A pinhole-lal ellátott LED fényképe, és a LED elrendezésének vázlatja [4]

azonos érzékenységűek. Egy ilyen mérés elvégzéséhez szükséges, hogy az egyes különálló gerjesztésekre adott lumineszcens válaszok függetlenek legyenek egymástól, ez a feltétel esetünkben fennáll, hiszen spontán emisszióról van szó [5].

Ehhez az emulált detektoros méréshez, a kristály mozgatásához a mechanikai műhely segítségével egy lyukmátrixszal ellátott fém modult készítettünk, amelybe a kristályt magába foglaló, két fémtüskével (brezonnal) ellátott fém tartót lehetett helyezni. A lyukmátrixban a lyukak úgy voltak elhelyezve, hogy a kristály tartóját egy lyukkal arrébb rakva a kristály épp annyit mozdul el, amennyi a detektor két pixele közötti távolság. Az első mérésnél a használt pixel a kristály jobb alsó sarka alatt helyezkedett el, majd a kristályt egy lyukkal arrébb raktam, és újra elvégeztem a mérést. Ezt az eljárást to-

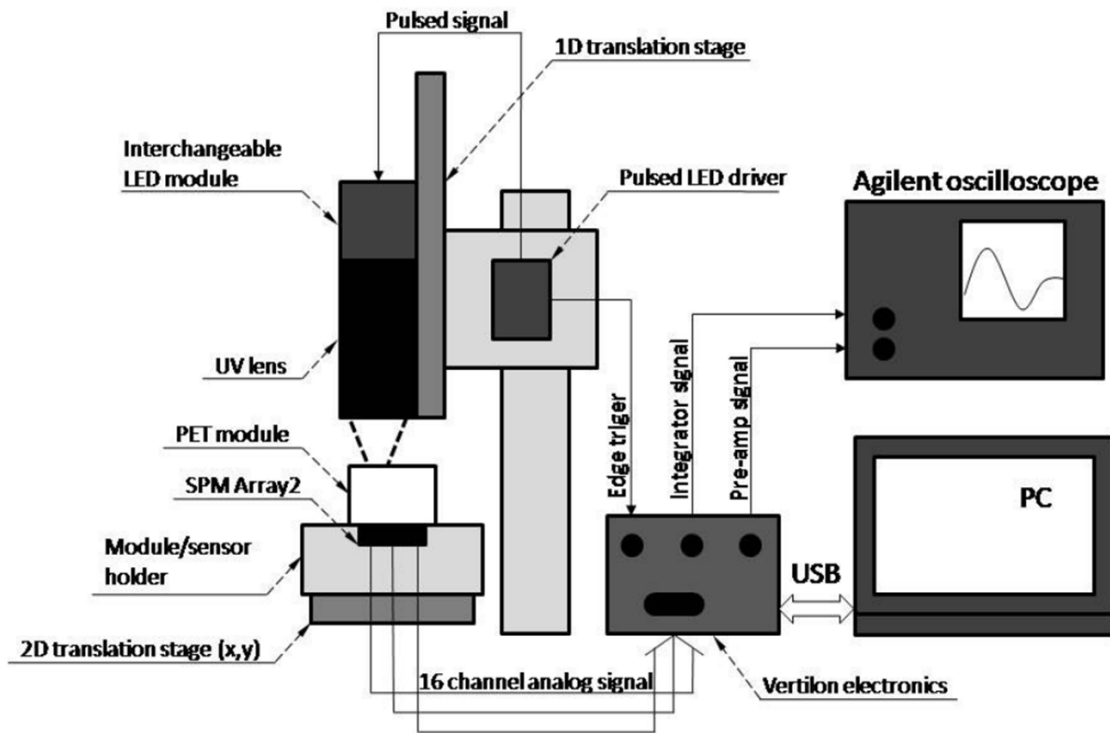
vább folytatva a kristály teljes alsó felülete megmérhető az aktív pixel 3×6 helyzetével. A lyukmátrixos modul vázlata a 3.6. ábrán látható.



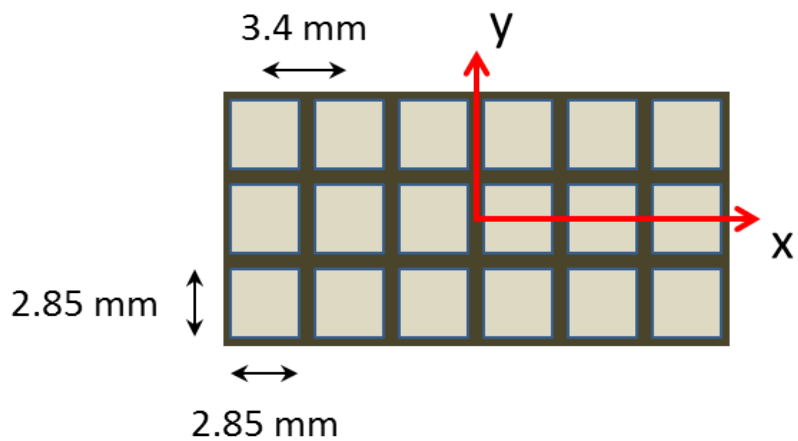
3.6. ábra. A lyukmátrixos modul vázlata a detektorral

A lyukmátrixos modult a detektor síkjában, két merőleges irányban egy-egy mikrométeres mozgatóval lehetett mozgatni, a detektor fölött lévő LED helyzetét pedig a detektor síkjára merőleges irányban lehetett egy mikrométeres mozgatóval állítani. A mérési elrendezésnek a LED-et, a detektort és a lyukmátrixos modult is magába foglaló vázlata a 3.7. ábrán látható.

A mérések értelmezéséhez egy koordinátaarendszert kellett definiálnom a rendszerben. Ennek a koordinátarendszernek az origóját a 3×6 -os emulált detektor geometriai középpére, azaz a 2. sor 3. és 4. pixele közé választottam, az x tengely az emulált detektor hosszabbik, az y tengely pedig az emulált detektor rövidebbik tengelyével párhuzamos. A koordinátaarendszert a 3.8 ábra szemlélteti.



3.7. ábra. A mérési elrendezés vázlata



3.8. ábra. Az emulált detektor felülnézetből, és az alkalmazott koordinátarendszer

4. A mérés megbízhatóságának vizsgálata

A mérési eredmények értelmezéséhez szükséges a mérés megbízhatóságának és a különböző paraméterek stabilitásának a vizsgálata. Ez természetesen az általam elvégzett mérésekre is igaz, ezért elengedhetetlen az alkalmazott elrendezés vizsgálata ilyen szempontból. A stabilitást több paraméter függvényében vizsgáltam. Megmértem, hogy a LED-ből kilépő fény intenzitása mennyire reprodukálható az intenzitást szabályozó potenciométer el- és visszaállítása, a pinhole levétele és visszahelyezése, illetve a szűrő levétele és visszahelyezése esetén; vizsgáltam, hogy a LED spektruma különbözik-e a LED bekapcsolásakor és hosszú idejű működés után; illetve mértem az intenzitás időbeli stabilitását is. Az alábbiakban ezeket a méréseket elemzem.

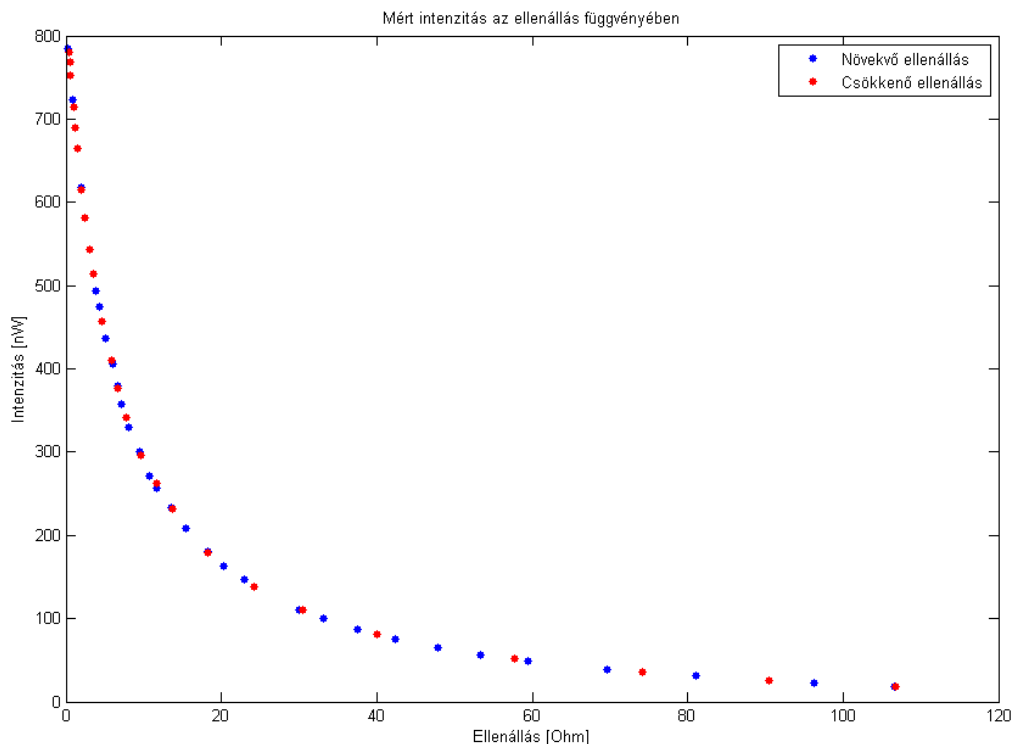
4.1. Az ellenállás-intenzitás kapcsolat reprodukálhatósága

Az ellenállás és az intenzitás kapcsolatának reprodukálhatóságát úgy vizsgáltam, hogy a potméter szélső állásai közt, sok állapotban mértem a potméter lábai közt mérhető ellenállást multiméterrel, a LED fényének intenzitását pedig minden helyzetben intenzitásmérővel mértem. A mérést csökkenő és növekvő ellenállás-értékekkel is többször elvégeztem, az esetleges hiszterézis hatásainak figyelembe vételéhez. Egy ilyen mérési sorozat ellenállás-intenzitás adatpárjai láthatók a 4.1. ábrán.

A többszöri mérések adatainak elemzésekor kiderült, hogy az intenzitás-ellenállás kapcsolat szinte tökéletesen reprodukálható, a potenciométer el- és visszaállítása után az intenzitás hibája csekély, elhanyagolható a többi paraméter által okozott hiba mellett.

4.2. A pinhole és a szűrő levétele által okozott hiba

A pinhole és a szűrő levétele, majd visszatétele a méréssorozat során, az egyes mérések között többször is szükséges, ezért a mérési eredményhez ezáltal hozzáadódó hibát is figyelembe kell vennünk. Ezt a hibát úgy számoltam, hogy előbb meghatároztam, melyik ellenállás-tartomány beállítása esetén lesz a kristályból kilépő fény a detektor aktív pixelének lineáris tartományában, ezután ezen az ellenállás-értéken (12.2Ω) mértem az intenzitást, majd a szűrőt levettem, visszaraktam, ismét mértem az intenzitást, és ezt



4.1. ábra. A LED intenzitásának függése a potenciométer ellenállásától

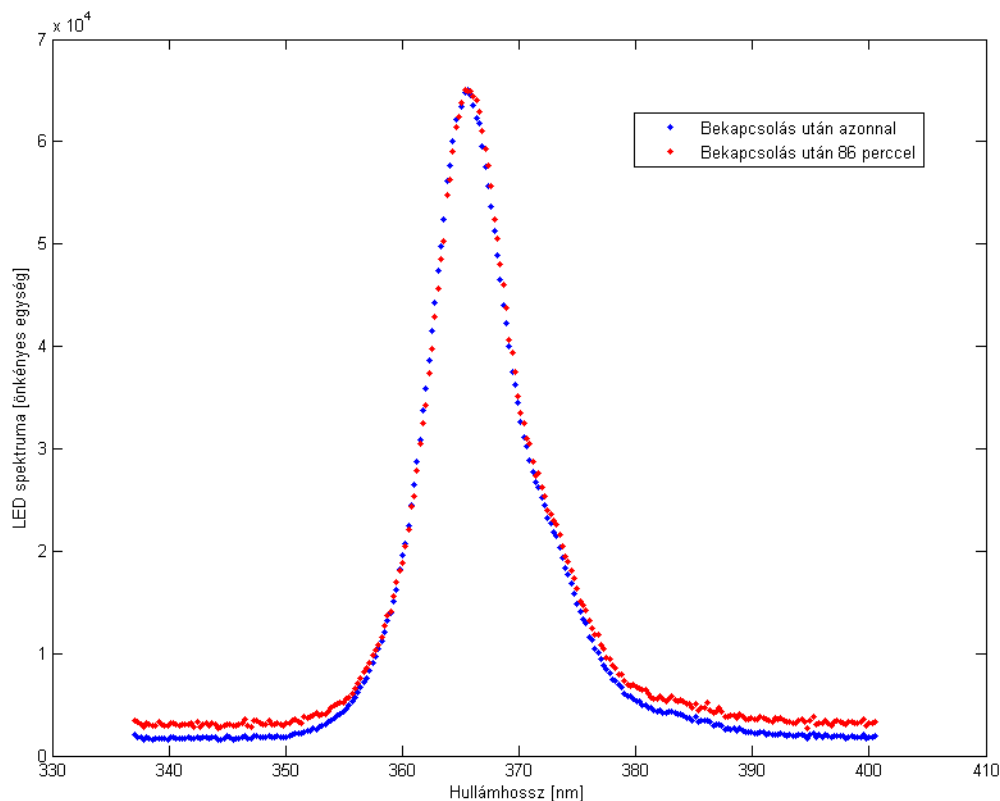
sokszor ismételttem. Az így kapott intenzitás-értékek szórását tekintem a szűrő levétele és visszarakása által okozott hibának. A pinhole levétele és visszarakása által okozott hibát hasonló módon becsültem, az alkalmazott ellenállás-értéket beállítva többször levettem a pinhole-t, majd visszaraktam, minden alkalommal mérve az intenzitást, majd az így mért intenzitásértékek szórását tekintetem hibának.

A szűrő hibájának vizsgálatakor mért értékek átlaga 7.95 nW, szórásuk 0.11 nW, relatív szórásuk 1.4 %, azaz önmagában a szűrő levétele és visszahelyezése 1.4 % relatív hibát okoz a mérésben. A pinhole hibájának vizsgálatakor mért értékek átlaga 9.17 nW, szórásuk 0.22 nW, relatív szórásuk 2.4 %, azaz önmagában a pinhole levétele és visszahelyezése 2.4 % relatív hibát okoz a mérésben.

4.3. A LED spektrumának stabilitása

Ahogy a fejezet elején említettem, mértem a LED spektrumát közvetlenül bekapcsolás után, és 86 perc folyamatos használat után is, mindkét esetben ugyanazzal az Ocean Optics USB4000 típusú szálaláspektrométerrel. A kapott spektrumok relatív egységekben

a 4.2. ábrán láthatóak.



4.2. ábra. A LED spektruma közvetlenül a bekapcsolás után, és 86 perc használat után

A 4.2. ábrán látható, hogy a két spektrum gyakorlatilag azonos, a háttér eltérő szintje abból fakad, hogy a két spektrum mérése során a szálás spektrométer fejét különböző pontossággal sikerült a LED fényébe helyezni, így a két esetben különböző intenzitásúnak mértem a LED fényét, a háttér viszont időben konstans volt, így a maximumok összekalibrálásakor a hátterekben különbség lépett fel. A két spektrum azonosságát matematikailag is vizsgáltam, kétféle eljárással. Először kiszámoltam a két spektrum korrelációját. Ez definíció szerint azt adja meg, hogy milyen mértékben lineáris függvénye egyik adatsor a másiknak. Azaz, ha a spektrumokat S_1 -el, illetve S_2 -vel jelöljük, akkor mennyire teljesül, hogy $S_2 = aS_1 + b$. Vegyük észre, hogy nekünk pontosan erre van szükségünk. Tegyük fel ugyanis, hogy a detektor által mért spektrum a valós spektrum konstansszorosából, illetve egy időben konstans háttérből áll. (A valós spektrum konstans szorzója a spektrométer fejének pontatlan beállítása miatt lép fel, emiatt tudtam csak relatív egységben mérni a spektrumot). A két mérésben a valós spektrum szorzója persze különböző, hiszen a LED-ből kilépő fényhez képest a spektrométer feje máshogy állt. Tegyük fel továbbá,

hogy a két mérés közt a valós spektrum nem változott, azaz hibamentes.

Jelöljük a háttérrel H -val, a valós spektrumot S_V -vel, a valós spektrum szorzóit pedig k_1 -gyel és k_2 -vel. Ekkor az alábbiakban írható fel a két mért spektrum:

$$S_1 = k_1 S_V + H \quad (4.1)$$

$$S_2 = k_2 S_V + H \quad (4.2)$$

Fejessük ki a valós spektrumot az első mért spektrummal:

$$S_V = (S_1 - H)/k_1 \quad (4.3)$$

Most ezt helyettesítsük be (4.2)-be:

$$S_2 = k_2(S_1 - H)/k_1 + H = \frac{k_2}{k_1} S_1 + \left(1 - \frac{k_2}{k_1}\right) H \quad (4.4)$$

Azt kaptuk, hogy ha feltevésünk helyes, azaz a mért spektrum a valós spektrum konstansszorosára plusz egy állandó háttér, és a valós spektrum változatlan, akkor a két mért spektrum egymásnak lineáris függvénye. Ilyen értelemben a két spektrum korrelációja, ami azt mondja meg, hogy a két mért spektrum mennyire lineáris függvénye egymásnak, értelmes jelzője lehet annak is, hogy a valós spektrum mennyire maradt állandó.

Az adatok elemzése azt mutatja, hogy a két spektrum korrelációja 0.9992, ami igen nagy, a két spektrum közti kapcsolat szinte tökéletesen lineáris, azaz a valós spektrum igen kis mértékben változott a két mérés között, hibája elhanyagolható a szűrő és a pinhole által okozott hiba mellett.

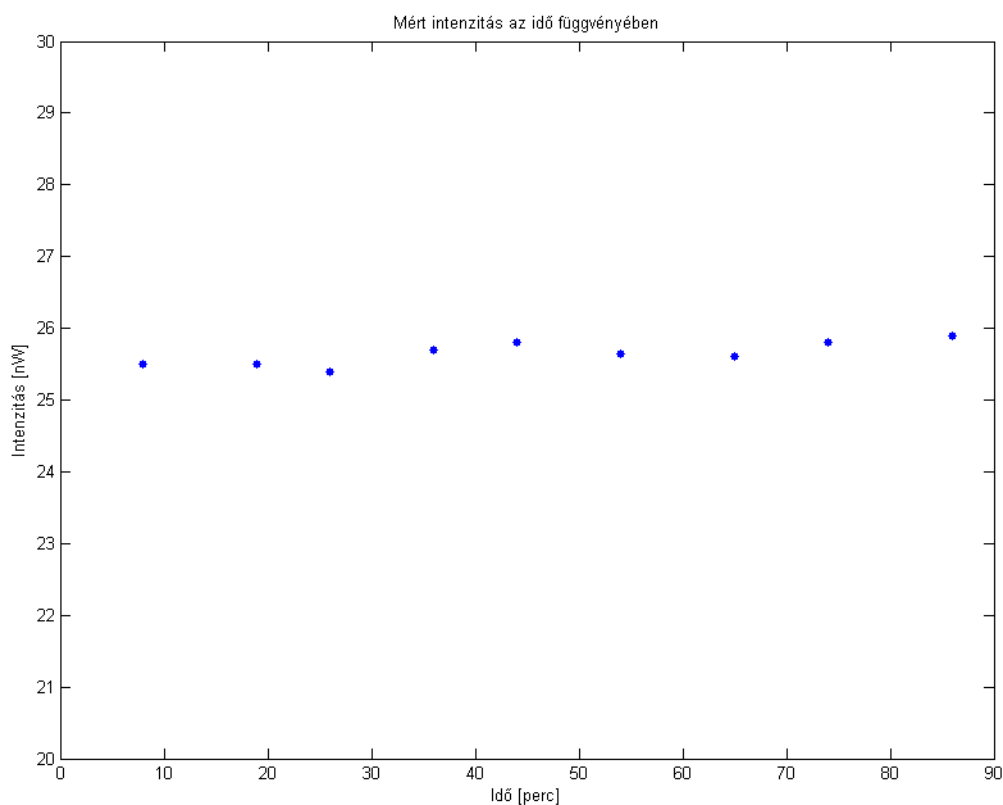
A másik matematikai módszer, amivel a két, megfelelően normált spektrumot elemeztem, az úgynevezett Kolmogorov-Smirnov próba. Ez az eljárás egy nemparaméteres statisztikai próba, amely azt a hipotézist vizsgálja, hogy két adathalmaz azonos eloszlású valószínűségi változóból vett mintavétel-e. Itt a mért spektrumot úgy tekintjük, mint egy valószínűségi változóból vett mintavételt, a valódi spektrumot pedig, mint a valószínűségi változó sűrűségfüggvényét. Úgy gondolunk tehát a spektrum mérésére, hogy folyamatosan detektáljuk a LED-ből kilépő, adott hullámhosszú fotonokat, és mérjük, hogy a hullámhossz függvényében mennyi fotont érzékeltünk, mekkora az adott hullámhosszon a mért teljesítmény. A valós spektrum pedig ebben az elképzelésben leírja, hogy egy véletlenszerűen kiválasztott foton milyen valószínűséggel lesz adott hullámhosszú

A Kolmogorov-Smirnov próbát nagyon sok szignifikanciaszint beállítása mellett elvégeztem számítógéppel, és azt kaptam, hogy a próba minden, 10^{-67} -nél nagyobb szignifikanciaszint esetében azt adja vissza, hogy a hipotézis igaz, tehát a két mért spektrum

azonos eloszlású valószínűségi változóból vett mintavétel, azaz a valós spektrum a két esetben azonos.

4.4. A LED intenzitásának időbeli stabilitása

A LED intenzitásának időbeli stabilitását úgy vizsgáltam, hogy a LED alá rögzítettem egy intenzitásmérőt, majd a LED-et bekapcsolva hagyva, időközönként leolvastam a mért intenzitást. A mérést 86 percen keresztül folytattam, a mért intenzitásértékek az idő függvényében a 4.3. ábrán láthatóak.



4.3. ábra. A LED intenzitásának időfüggése

Az intenzitásértékek relatív szórása valamivel 1% alatti, a legnagyobb relatív eltérés közöttük pedig 2%, azaz a LED időbeli instabilitása ilyen mértékű hibát ad a méréshez.

4.5. A hibaszámítás összefoglalása

A fentiekben megállapítottuk, hogy az ellenállás-intenzitás kapcsolat szinte tökéletesen reprodukálható, és a LED spektruma sem változik időben, ezek tehát nem visznek számottevő hibát az intenzitásba. A szűrő és a pinhole levétele és visszahelyezése ellenben rendre 1.4 %, és 2.4 % relatív hibával terheli az intenzitás mérését, a kettő együttes elvégzésekor pedig az összes relatív hiba a hibaterjedés alapján a két relatív hiba négyzetösszegének gyöke, azaz 2.8 %. Ehhez hozzájön még a LED intenzitásának időbeli változása, amelynek hibája 1 %, így az intenzitás teljes relatív hibája 2.8 % és 1 % négyzetösszegének gyöke, azaz 3 %.

Ez annyit jelent, hogy két olyan intenzitásértéket, amik mérése közt a szűrőt és a pinhole-t levettük és visszaraktuk, és 3 %-nál jobban eltérnek, szignifikánsan különbözöknek tekinthetünk, ellenben ha 3 %-nál közelebb vannak egymáshoz, akkor az eltérésüket nem tudtuk kimutatni, ekkor nem tudjuk megmondani, hogy valóban eltérők-e, vagy csak a mérési hiba miatt mértük őket eltérőnek.

5. A detektor modulokon elvégzett mérések és számítógépes szimulációjuk

Az alábbiakban fogom tárgyalni a munka tulajdonképpeni lényegét, a különböző PET detektor modulokon elvégzett méréseket, azok módszereit, illetve a mérések eredményeit. A tárgyalást a mérések céljainak áttekintésével kezdem, bemutatom a vizsgált modul típusokat, kitérek a modul típusok jellemző paramétereinek értelmére, és a PET készülékben játszott szerepük ismertetésére. Végül az összefoglalt és értelmezett mérési eredményeket összehasonlítom a számítógépes szimulációval kapott eredményekkel.

5.1. A mérések céljai és módszerei

Ahogy az előző fejezetekben leírtam, a munkám során optikai módszerrel vizsgáltam különböző PET detektor modulokat, egy 3×6 pixeles emulált detektor segítségével. A mérések során minden detektor modul pontszerűre fókuszált UV fényvel gerjesztettem, és vizsgáltam, hogy a modul alatt lévő (emulált) detektor az egyes gerjesztések esetén milyen fényeloszlást mutatott. Ahogy fentebb, a mérési elrendezés ismertetésénél is leírtam, a fényeloszlást a detektor egyetlen pixelét használva mértem meg, ezáltal elkerülhetetlen volt a detektor elmozdítása a modulhoz képest az egyes mérések között. A detektort ezért nem lehetett optikailag a kristályhoz illeszteni, a mérések során a detektor és a modulok közti távolság kb 0.7 mm volt, ebből 0.5 mm a detektor fedőüvege. A modul és a detektor optikai illesztése természetesen megváltoztatná az elrendezés optikai tulajdonságait, így egy ilyen elrendezésben az általam tapasztaltaktól eltérő fényteljesítmény-értékeket és fényeloszlást lehetne mérni.

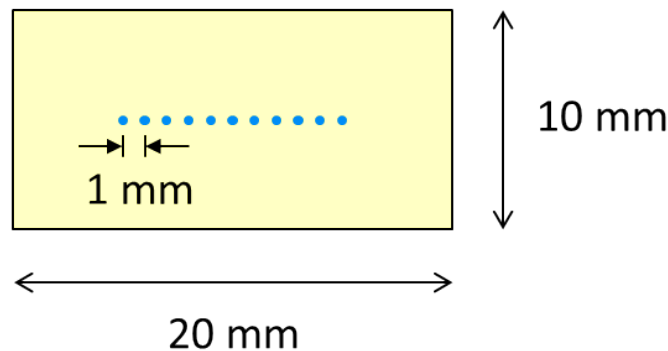
A mérési adatokból a modulok alábbi tulajdonságaira akartam fényt deríteni:

- A detektorral mért fényeloszlásból mennyire számolható vissza a gerjesztés tényleges helye?
- Adott intenzitású UV gerjesztés esetén összesen mekkora fényteljesítmény mérhető a modul alatti detektorban?
- A fenti problémák hogyan függenek a DOI-tól és a modul paramétereitől?

A fenti kérdések egy PET készülék gyakorlati használata során lényeges szerepet játszanak. A gerjesztés helyének, azaz a gamma-foton detektálási helyének meghatározása

kulcsfontosságú a torzítatlan képalkotás szempontjából, hiszen a pontatlan helymeghatározás a gamma-foton kiindulási helyének eltévesztését, és így hamis képinformáció rögzítését jelenti. Az adott gerjesztés hatására mérhető összes fényteljesítmény a PET készülék energiafelbontásában játszik fontos szerepet, hiszen több szcintillációból származó foton esetén kisebb hibával határozható meg az eredeti gamma-foton energiája, azaz nagyobb biztonsággal tudjuk megmondani, hogy a foton közvetlenül az annihilációból került a detektorba, vagy már energiája egy részét Compton-szórásban leadta, így nem veendő figyelembe a képalkotáskor. A DOI meghatározására pedig a parallaxis hiba csökkentése miatt van szükség [4]. Végezetül, a modul paramétereitől való függés tanulmányozása során esetleg megtalálhatunk olyan ideális, vagy jobban teljesítő konstrukciót, ami a PET képalkotást pontosabbá, hatékonyabbá teheti.

A fent felsorolt célok elérése érdekében a következőkben részletezett méréseket hajtottam végre az egyes modulokon. Minden modult a hosszabbik oldalával párhuzamos szimmetriatengelye mentén, 11 különböző pontban gerjesztettem, oly módon, hogy ezek a pontok egymástól 1 mm-re, a kristály hosszabbik oldala mentén szimmetrikusan helyezkedtek el (lásd az 5.1. ábrát). A kristály hosszabbik oldala mentén a kristály széléhez azért nem mentem közelebb, mert némelyik modul geometriája ezt nem tette lehetővé, így a szélén mért eredmények nem lettek volna minden modul esetében összehasonlíthatók.



5.1. ábra. A gerjesztések pozíciói a kristályokon, felülnézetből. A gerjesztéseket kék pöttyök jelzik.

Minden gerjesztési helyen, minden pixel helyén 10000 impulzus adatait vettem fel, majd ezek átlagával számoltam. Mivel az egyes gerjesztő impulzusokra adott fluoreszcens válaszok függetlenek [5], így a kapott átlag szórása a 10000 impulzusból külön-külön kapott értékek szórásának $\frac{1}{\sqrt{10000}} = \frac{1}{100}$ -ad része. Az ily módon pixelenként kapott fényteljesítmény-adatokból kiszámoltam a detektorra jutó fényeloszlás súlypont-

ját. A súlypont két koordinátáját úgy kaptam meg, hogy minden pixel koordinátáit megsoroztam az ott mért fénytéljesítménnyel, ezt a szorzatot minden pixelre összeadtam, majd elosztottam a pixelek által mért fénytéljesítmények összegével. A korábban definiált koordináta-rendszer miatt a súlypont az emulált detektor geometriai közepéhez képest értendő.

Ezt a súlypontszámítást minden gerjesztési pont esetében végrehajtottam, és a modulok hosszabbik oldala menti súlypont-koordinátákra egyenest illesztettem. Az egyenes meredeksége azzal függ össze, hogy a mért súlypontból milyen pontossággal számolható vissza a gerjesztés eredeti helye. Ha ugyanis az illesztett egyenes lapos, azaz a detektor közepétől távoli gerjesztés esetén is a detektor közepéhez közeli súlypontot kapunk a mérésből, akkor a gerjesztés helyének bizonytalansága nagyobb, hiszen a mért súlypont kis változása a gerjesztés számolt helyének jóval nagyobb változásával jár. Az egyenes meredeksége tehát a gerjesztés eredeti helyének visszszámolási pontosságát jellemzi, minél nagyobb a meredekség, annál pontosabban számolható a gerjesztés eredeti helye. Az illesztett egyeneseket és paramétereiket a következő szakaszban, a többi eredménnyel együtt ismertetem.

A modulok rövidebb oldala menti súlypont-koordináták szórása is információt hordoz. A modulok ugyanis a detektor szimmetriatengelyével párhuzamosak voltak, a gerjesztés helye pedig nem változott a rövidebb oldal mentén, így az ezen oldal menti súlypont-koordináták szórása a súlypont mérési bizonytalanságát jellemzi. Az értékeket a következő szakaszban ismertetem.

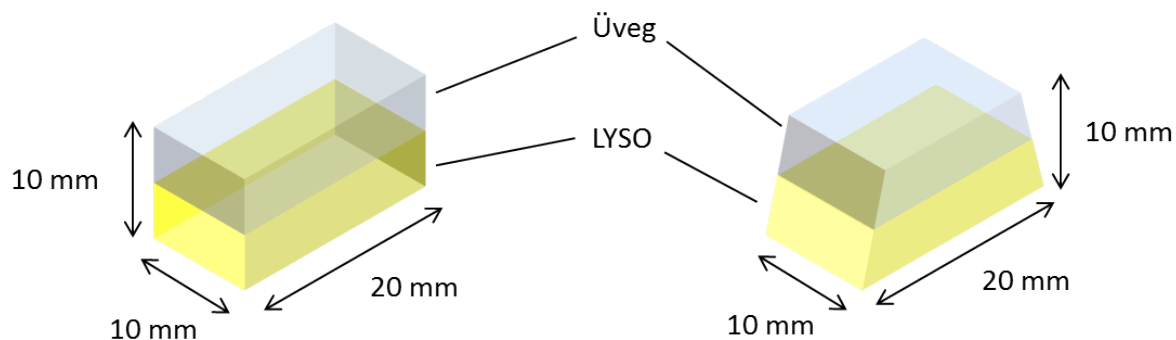
A súlypont-koordináták kiszámításakor is felhasznált, de önmagában is információértékű adat az adott intenzitású, különböző helyen alkalmazott UV gerjesztés esetén mért összes fénytéljesítmény, hiszen ennek meghatározása az egyes modulokra a célok között szerepelt. Itt egyszerűen összeadtam az adott helyen gerjesztett modul esetén az emulált detektor pixelei által mért fénytéljesítményeket. Mivel egységnyi intenzitású gerjesztésre a kibocsátott fotonszám és össztéljesítmény ismeretlen, ezért az összes fénytéljesítmény csak relatív érték, de így is alkalmas a modulok közti összehasonlításra. Az összes mért fénytéljesítmény, ahogy fentebb is említettem, az energiafelbontásban játszik szerepet, nagyobb érték esetén jobban el tudjuk különíteni a közvetlenül annihilációból érkező, és a már Compton-szórt gamma-fotonokat.

A célok között szerepelt az eredmények DOI-tól és a modulok egyéb paramétereitől függésének a meghatározása is. A 3. fejezetben már leírtam, hogy a DOI-t úgy tudjuk szabályozni, hogy a kristály és a vele összeillesztett üveghasáb vastagságát változtatjuk, a DOI az üveghasáb vastagságával fog egyezni. A DOI-tól, illetve a modulok többi para-

méterétől való függést 8 különböző modul vizsgálatával határoztam meg. Az alábbiakban a vizsgált modulokat ismertetem.

5.2. A vizsgált modulok

A mérések során összesen 8-féle detektor modult vizsgáltam meg, a modulok egymástól alakban, az oldalsó felületükre rakott borításban, illetve a LYSO és üveg rétegek vastagságában tértek el. Alak szempontjából kétféle modulon végeztem méréseket. Az egyik típus téglatest alakú, $20\text{ mm} \times 10\text{ mm} \times 10\text{ mm}$ méretű volt, a másik pedig trapéz alapú hasáb alakú. Ez utóbbinál a trapéz oldalai a függőlegestől 18° -kal voltak megdőntve. A kétféle modul vázlatát az 5.2. ábrán látható.



5.2. ábra. A téglatest alakú, és a trapéz alapú hasáb alakú modulok vázlatai

A LYSO és az üveghasáb vastagsága alapján szintén kétféle modult vizsgáltam. Az egyik fajtán a LYSO vastagsága 3 mm, az üveg vastagsága 7 mm, a másik fajtán a LYSO vastagsága 6 mm, az üveg vastagsága 4 mm volt. Ily módon mindkét típus magassága 10 mm volt.

Borítás szempontjából több csoportra lehet osztani az általam vizsgált modulokat. A gerjesztési oldal (gamma oldal), és a detektor felőli oldal minden esetben fedetlen volt. A maradék 4 oldal közül a 2 hosszabb minden modul esetén 1.5-ös törésmutatójú elnyelő borítással volt bevonva. Ennek célja, hogy erre az oldalra merőleges irányban „végtelen” kristályt szimuláljunk, ugyanis az ezeken az oldalakon elnyelődő fény tekinthető úgy, mintha a végtelen kristályban tovább terjedt volna. Természetesen a szimuláció nem tökéletes, ugyanis a LYSO és az üveg törésmutatója 1.82 körüli, így totálreflexió léphet fel a modul és az 1.5-ös törésmutatójú elnyelő borítás között. Azonban meggondolható, hogy ha egy fénysugár ezen az oldalon totálreflexiót szenved, akkor csak akkor juthat be a detektorba, ha közvetlenül a felvillanásból kiindulva ez volt az első totálreflexiója, ez

pedig a gerjesztések szélektől mért távolsága miatt nem következik be (az indoklásd lásd: A. függelék). A megmaradt 2 oldal borítása a vizsgált moduloknál háromféle volt: szintén 1.5-ös törésmutatójú elnyelő borítás, légréssel elhelyezett 3M tükör, illetve légréssel elhelyezett, Lambert-szóró lumirror fólia. Az 1.5-ös törésmutatójú elnyelő borítás az ebben az irányban is „végtelen” kiterjedésű kristályt hivatott szimulálni, a tükör és a lumirror fólia célja pedig, hogy a kristály oldalirányban elhagyó fénysugarakat visszatükrözze vagy visszaszórja a kristályba, abban a reményben, hogy a detektor az így visszajuttatott sugarat is képes lesz érzékelni, ezáltal megnövelve a detektor által összegyűjtött összes fény mennyiségét.

A téglatest alakú modulokból megvizsgáltam mind a 6-félét (2-féle LYSO- és üvegvastagság, 3-féle oldalbevonat), a trapéz alapú hasáb alakú modulokból pedig a 2-féle típuson végeztem méréseket, a már leírt kétféle LYSO- és üvegvastagsággal, mindkét esetben 3M tükör oldalbevonattal.

A következő részben a fent részletezett mérések eredményeit fogom egyben ismertetni.

5.3. Mérési eredmények

A mérési eredményeket az egyes modulok mérés kori pozícióinak felsorolásával kezdem. A modul pozícióját úgy mértem meg, hogy a modul szélét gerjesztve, és a modult mozgatva figyeltem, mikor tűnik el a detektor jele, azaz a gerjesztés mikor érte el a kristály szélét. Ezt mindkét irányban mindkét szél esetén elvégeztem, és a kapott értékek átlaga adja a kristály középpontjának helyét a koordináta-rendszerben. A mért adatok az 5.3. ábra táblázatában láthatók.

Modul típusa	3 mm LYSO + 7 mm üveg		6 mm LYSO + 4 mm üveg	
	középpont x koordinátája [mm]	középpont y koordinátája [mm]	középpont x koordinátája [mm]	középpont y koordinátája [mm]
Téglatest elnyelő borítással	0,045	-0,625	0,055	-0,835
Téglatest 3M tükör borítással	0,145	-0,555	0,125	-0,965
Téglatest lumirror borítással	0,075	-0,505	0,125	-1,075
Trapéz alapú hasáb 3M tükör borítással	1,245	-0,925	1,025	-1,515

5.3. ábra. Az egyes modulok geometriai középpontjának koordinátái az emulált detektorhoz rögzített koordináta-rendszerben

Az ilyen módon elvégzett pozíció-mérések hibája kb. 0.05 mm, így a táblázatban

látható értékek bizonytalansága is ennyi.

Az eredmények felsorolását az egyes modulok esetében mért összes fénytjeljesítmények bemutatásával folytatom. A téglatest alakú modulok esetében mért összes fénytjeljesítmények az 5.4. ábrán, a trapéz alapú hasáb alakú modulok esetében mért értékek pedig az 5.5. ábrán láthatóak. A grafikonokon a detektor által mért összes töltést ábrázoltam, de ez - mivel a detektor lineáris tartományában vagyunk [4] - arányos a detektor pixeleit ért összes fénytjeljesítménnyel, amit úgyis csak relatíve tudunk meghatározni.

Annak érdekében, hogy a kétféle alakú modulok esetében mérhető összes fénytjeljesítmény jobban összehasonlítható legyen, egyben is ábrázolom a tükörrel borított oldalú modulokból a kétféle alakúakat, azonos skálán. Ez látható az 5.6. ábrán.

A továbbiakban a hosszabbik oldal mentén mért súlypont-koordinátákra illesztett egyeneseket, és azok paramétereit ismertetem az egyes moduloknál. A téglatest alakú modulokon mért eredmények az 5.7. ábrán, a trapéz alapú hasáb alakú modulokon kapott eredmények pedig az 5.8. ábrán láthatóak.

A számszerű mérési és szimulációs eredményeket az 5.14. ábrán látható táblázat foglalja össze.

Az eredmények értelmezése előtt röviden bemutatom a számítógépes szimuláció főbb jellemzőit, illetve az eredményeit, a mérési eredmények értelmezésében pedig összehasonlítom a mért és a szimulációból kapott eredményeket.

5.4. A számítógépes szimuláció

Ahogy azt a fejezet bevezetésénél is leírtam, a detektor modulokon végzett méréseket ZEMAX program [6] segítségével számítógéppel is szimuláltam. A szimulációban a két hasábból összeillesztett modult tömör testnek tekintettem, a hasábok szélein található fazettákat elhanyagoltam. A modulok hosszabb oldalait fedő elnyelő bevonatot úgy modelleztem, mintha a modul oldalára egy 1.5-ös törésmutatójú, vékony üveglap lenne optikailag illesztve, melynek a modultól távolabbi felülete tökéletesen elnyelő bevonattal van ellátva.

A modulok rövidebbik oldalát borító 3M tükör, illetve lumirror fólia a modellben egy, a modultól 0.1 mm-re lévő, az oldallap síkjával párhuzamos felületként jelenik meg, melynek optikai tulajdonságait a Zemax programban Játékos Balázs, illetve Steinbach Cecília korábban digitálisan kidolgozták, és a rendelkezésemre bocsátották.

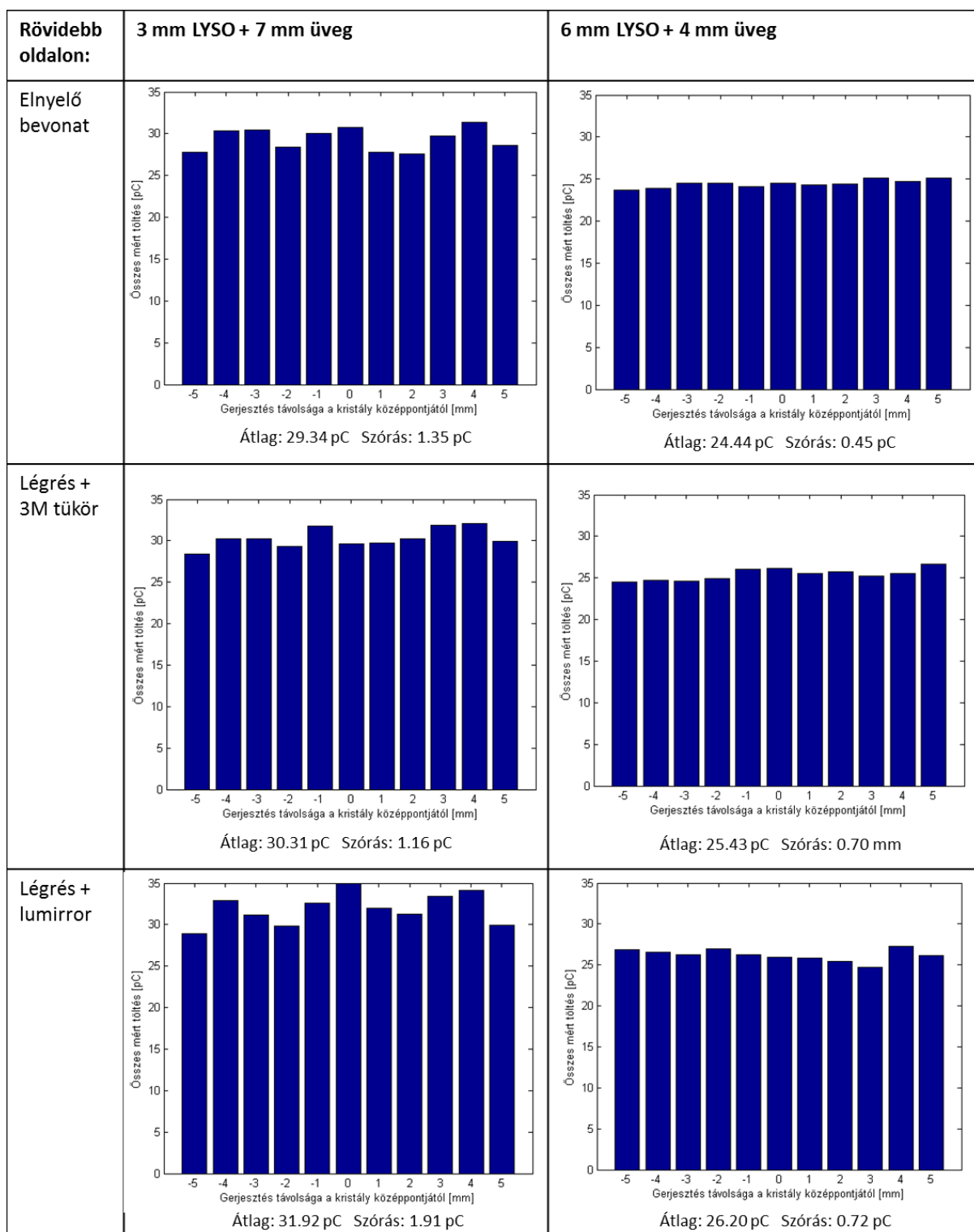
Az emulált detektort egy 3×6 pixelből álló ideális detektorral modelleztem, amely elé egy négyzet alakú lyukakkal ellátott, tökéletesen elnyelő felületet helyeztem. Ez a felület

volt hivatott szimulálni a detektor holttereit, a rajta lévő, négyzet alakú lyukak pedig a detektor érzékeny területeit. A valós detektoron lévő 0.5 mm vastag fedőüveget BK7-es üveglappal, a pontszerű gerjesztést pedig ideális, 4π térszögben sugárzó pontforrással modelleztem. A szimulációt minden esetben 500000 sugár indításával végeztem el, és a kristályok detektorhoz képest vett pozícióit a valós kristályok mért pozícióival azonosnak választottam.

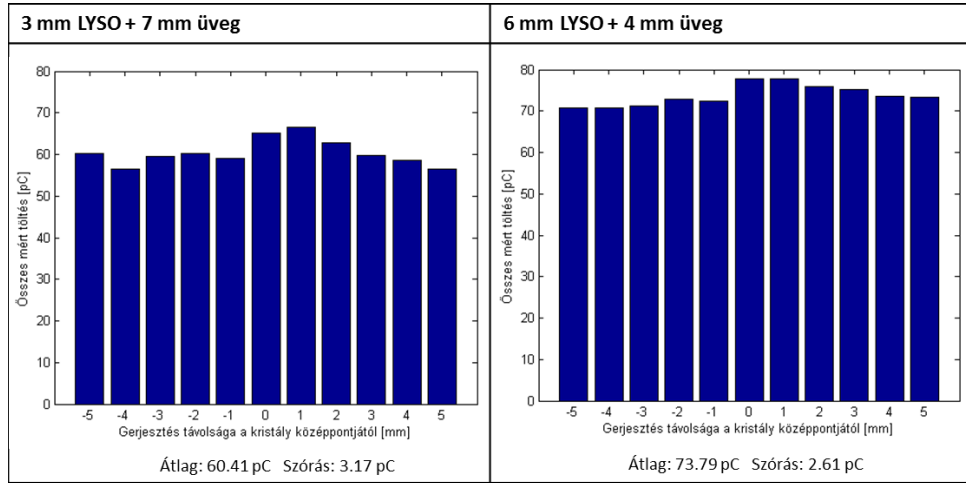
A kapott eredményeket a mérési eredményekhez hasonló módon, összefoglalva közlöm. Az összes fénytjeljesítményekre kapott eredmények téglatest alakú modulokra az 5.9. ábrán, trapéz alapú hasáb alakú modulokra pedig az 5.10. ábrán láthatóak. A jobb összehasonlíthatóság kedvéért az 5.11. ábrán egymás mellett tüntettem fel a 3M tükörrel borított oldalú, kétféle alakú modulokra kapott eredményeket, azonos skálán.

Az eredmények ismertetését a modulok hosszabb oldala mentén kapott súlypontok, és az ezekre illesztett egyenesek bemutatásával folytatom. Az ezekre kapott értékek láthatók az 5.12. ábrán a téglatest alakú modulok, illetve az 5.13. ábrán a trapéz alapú hasáb alakú modulok esetében.

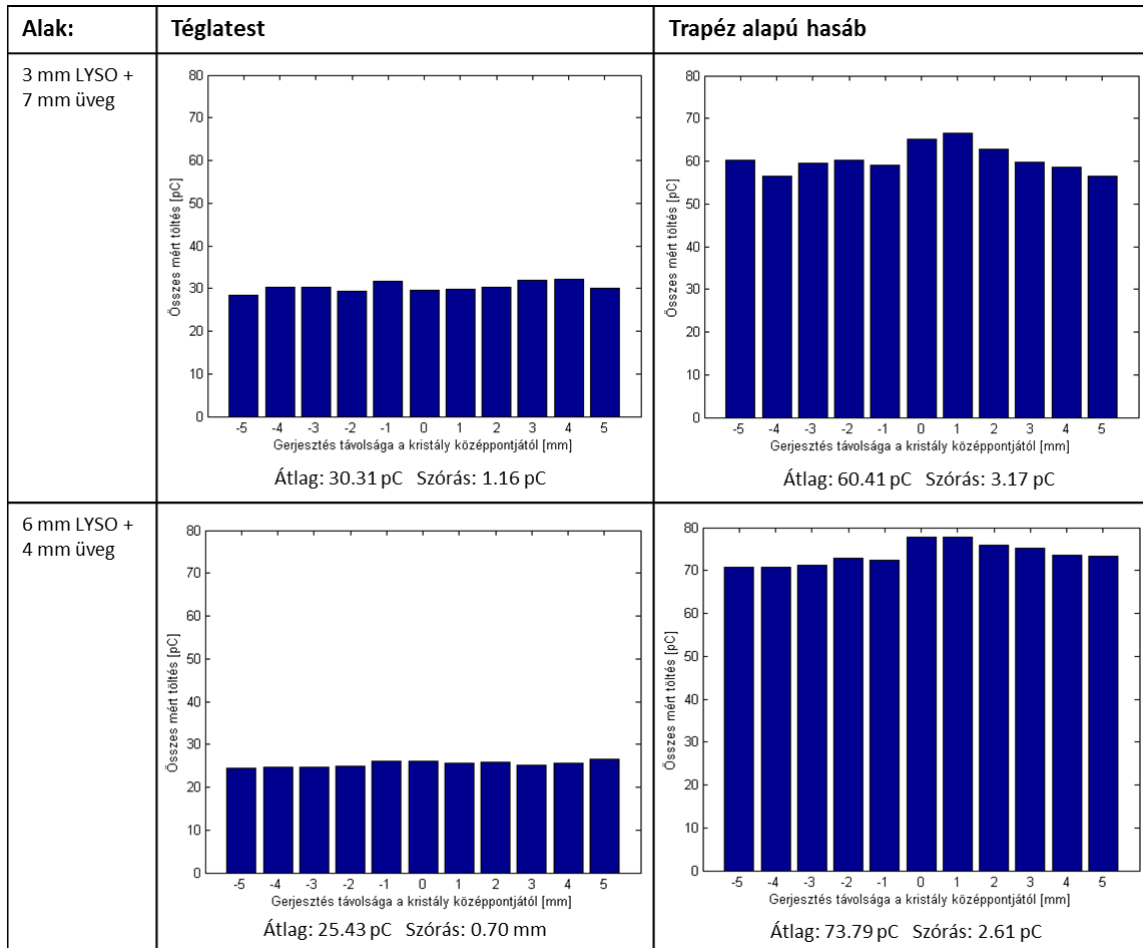
A mért és szimulált számszerű eredményeket az 5.14. ábra táblázata foglalja össze.



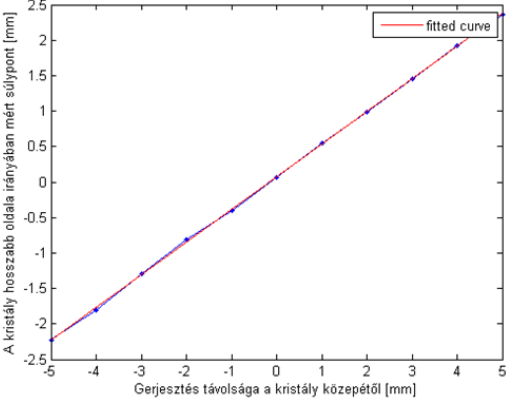
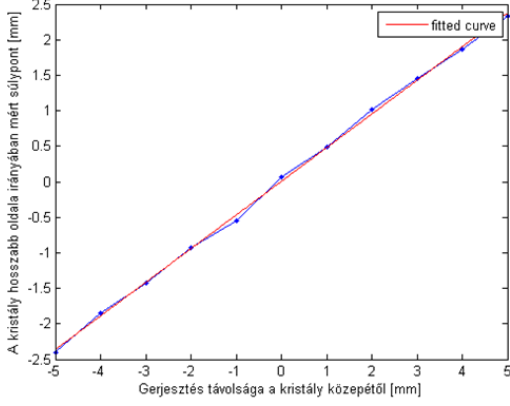
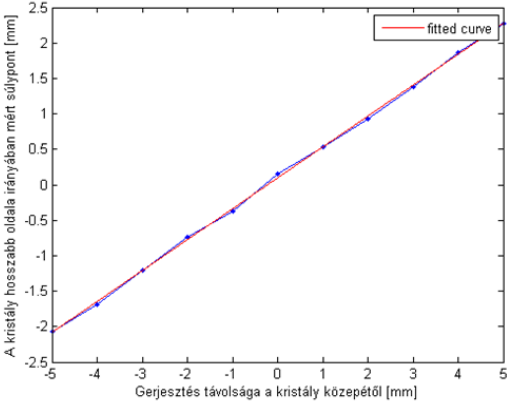
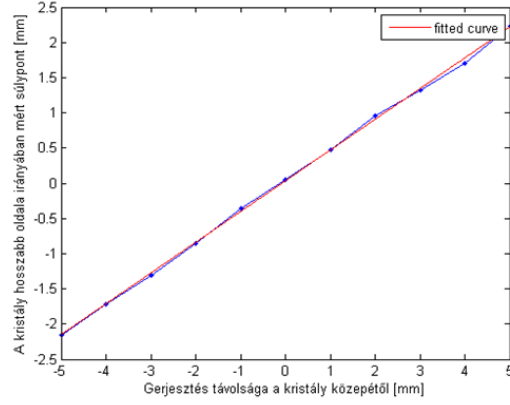
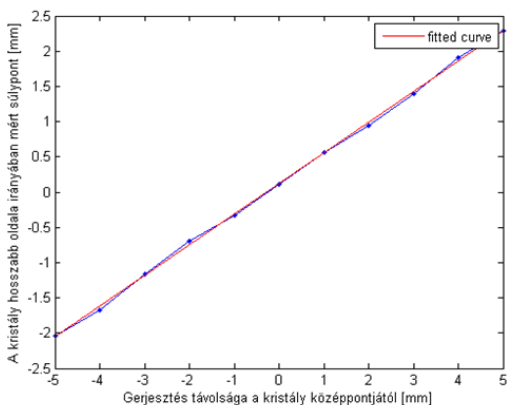
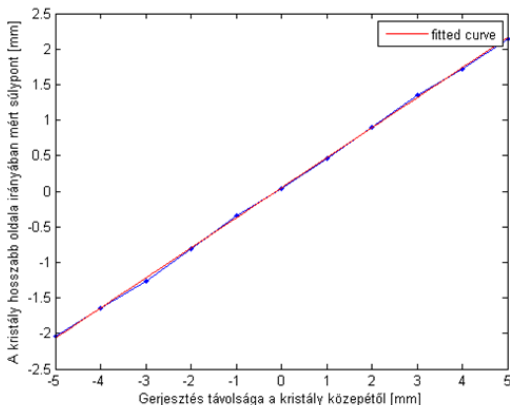
5.4. ábra. A gerjesztési pozíció függvényében mért összes fénytelsítmény a téglatest alakú modulok esetén



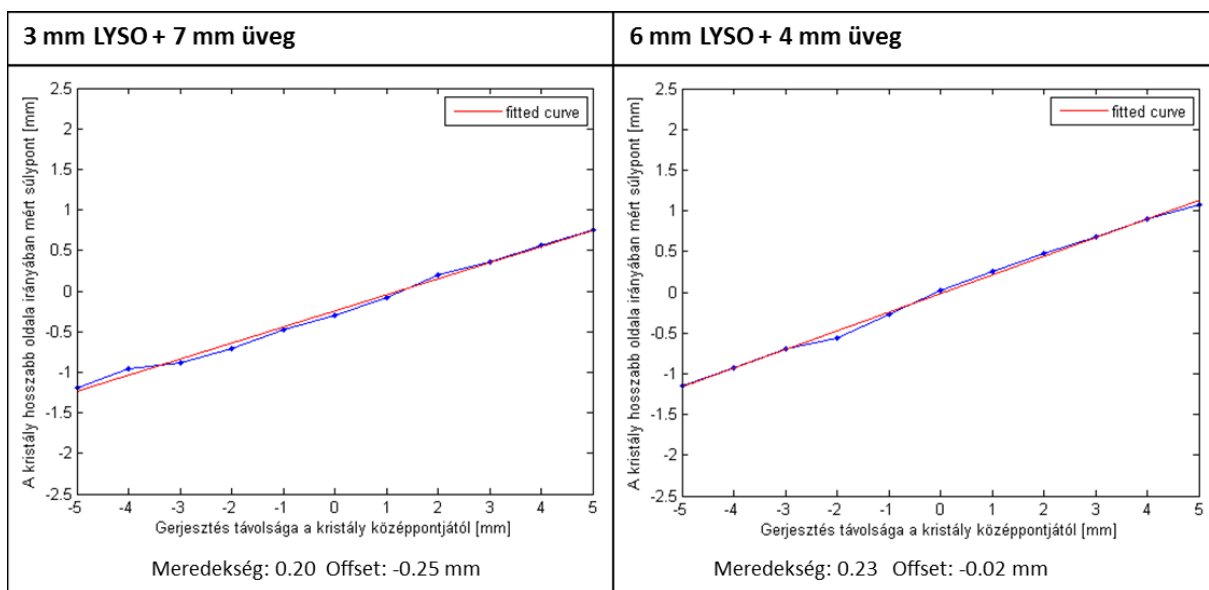
5.5. ábra. A gerjesztési pozíció függvényében mért összes fénytjeljesítmény a trapéz alapú hasáb alakú modulok esetén



5.6. ábra. A gerjesztési pozíció függvényében mért összes fénytjeljesítmény a tükörrel borított oldalú modulok esetén

Rövidebb oldalon:	3 mm LYSO + 7 mm üveg	6 mm LYSO + 4 mm üveg
Elyelő bevonat	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában mért súlypont [mm]</p> <p>Gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.46 Offset: 0.07 mm</p>	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában mért súlypont [mm]</p> <p>Gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.47 Offset: 0.00 mm</p>
Légrés + 3M tükör	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában mért súlypont [mm]</p> <p>Gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.44 Offset: 0.09519 mm</p>	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában mért súlypont [mm]</p> <p>Gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.44 Offset: 0.03 mm</p>
Légrés + lumirror	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában mért súlypont [mm]</p> <p>Gerjesztés távolsága a kristály középpontjától [mm]</p> <p>Merekség: 0.43 Offset: 0.12 mm</p>	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában mért súlypont [mm]</p> <p>Gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.42 Offset: 0.05 mm</p>

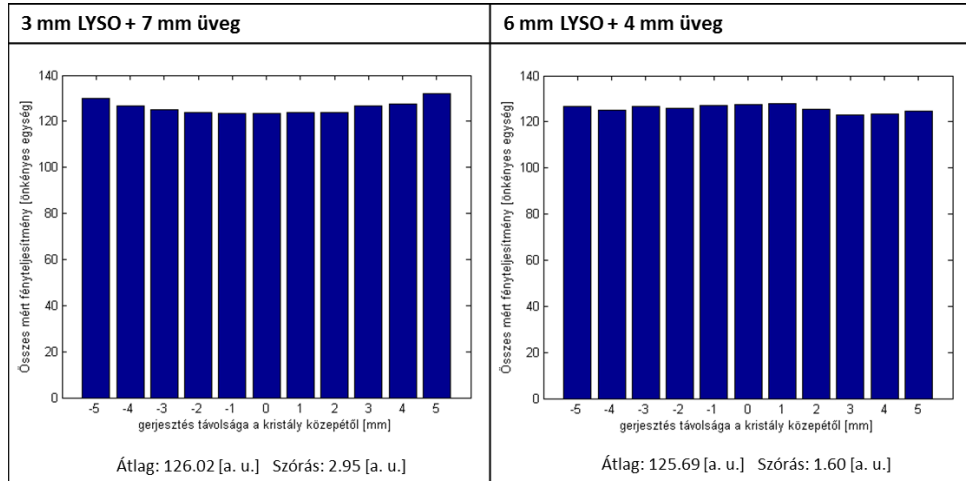
5.7. ábra. A hosszabb oldal mentén mért súlypont-koordináták az illesztett egyenesekkel, és az egyenesek paraméterei a téglatest alakú modulok esetén



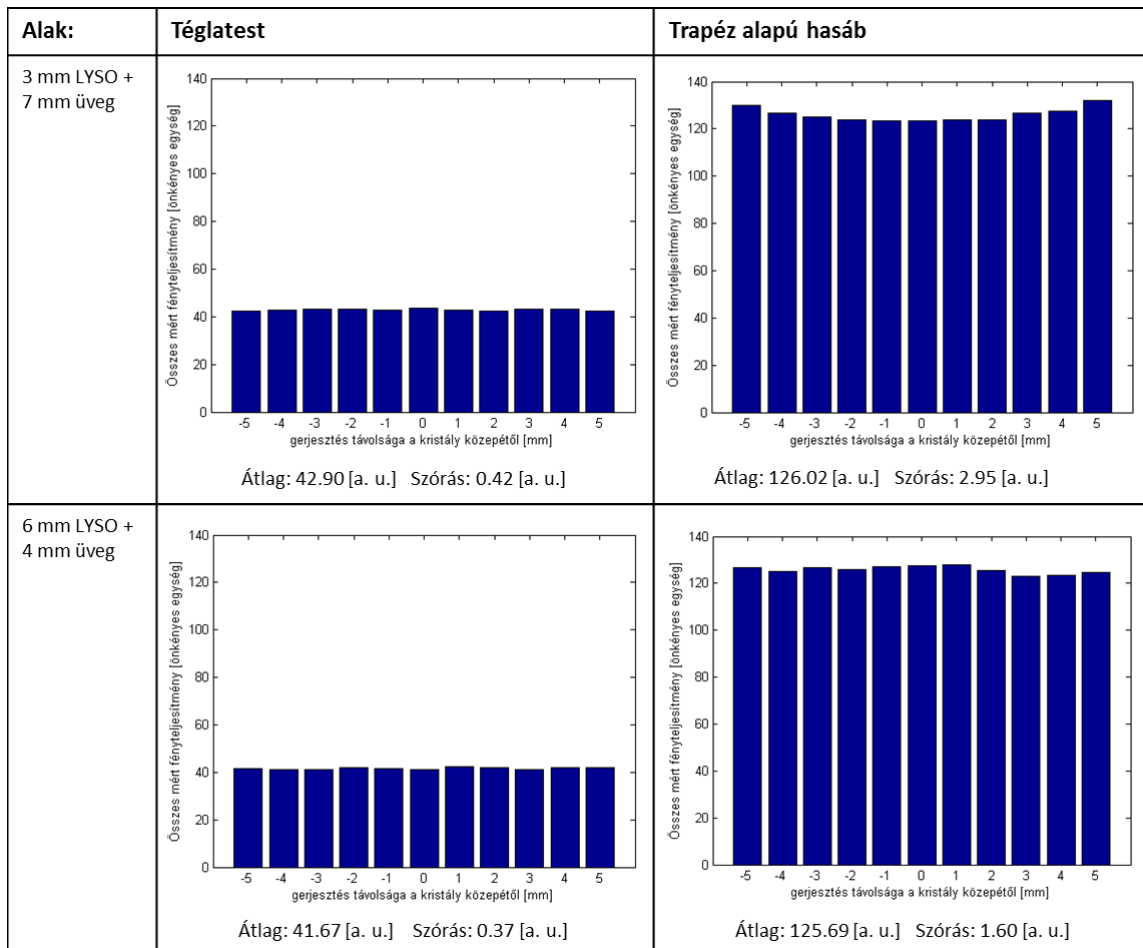
5.8. ábra. A hosszabb oldal mentén mért súlypont-koordináták az illesztett egyenesekkel, és az egyenesek paraméterei a trapéz alapú hasáb alakú modulok esetén

Rövidebb oldalon:	3 mm LYSO + 7 mm üveg	6 mm LYSO + 4 mm üveg
Elnyelő bevonat	<p>Átlag: 39.63 [a. u.] Szórás: 0.32 [a. u.]</p>	<p>Átlag: 38.78 [a. u.] Szórás: 0.29 [a. u.]</p>
Légrés + 3M tükör	<p>Átlag: 42.90 [a. u.] Szórás: 0.42 [a. u.]</p>	<p>Átlag: 41.67 [a. u.] Szórás: 0.37 [a. u.]</p>
Légrés + lumirror	<p>Átlag: 41.49 [a. u.] Szórás: 0.28 [a. u.]</p>	<p>Átlag: 39.87 [a. u.] Szórás: 0.23 [a. u.]</p>

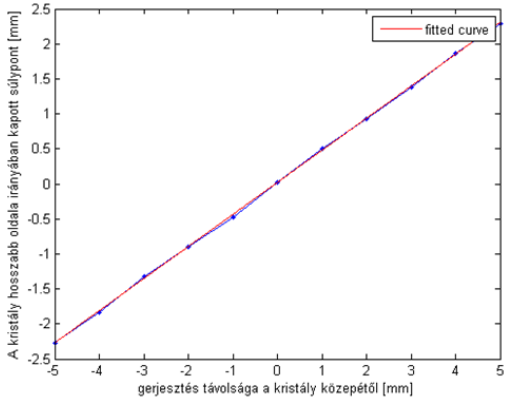
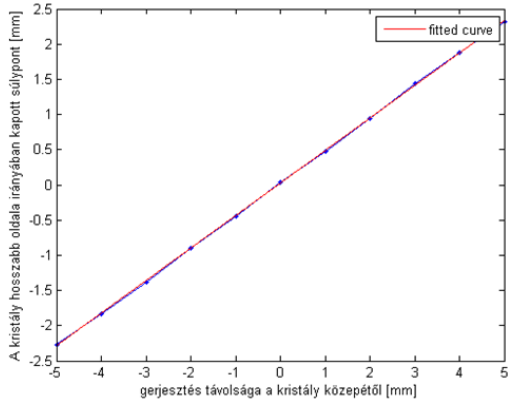
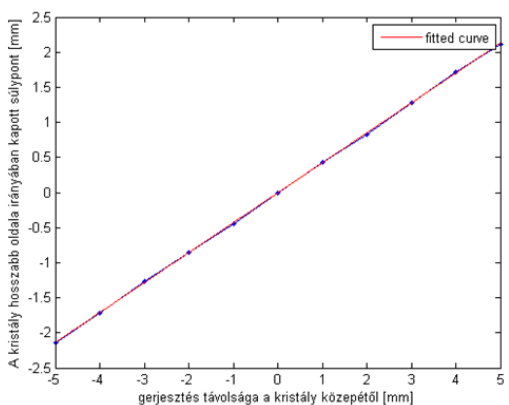
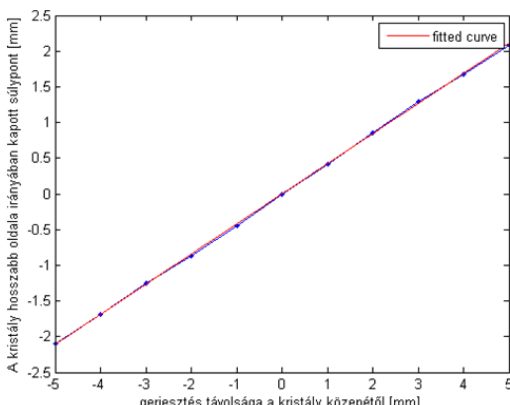
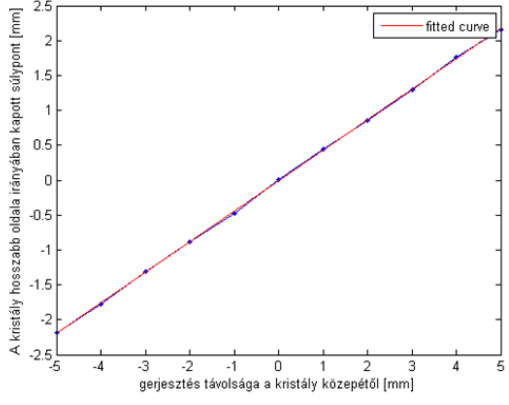
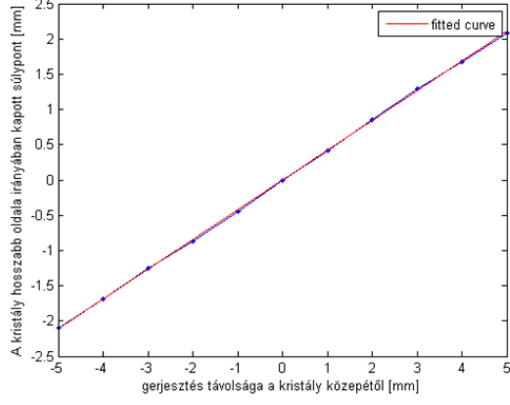
5.9. ábra. A szimulációból kapott összes fénytéljesítmény a gerjesztési pozíció függvényében, a téglatest alakú modulok esetén



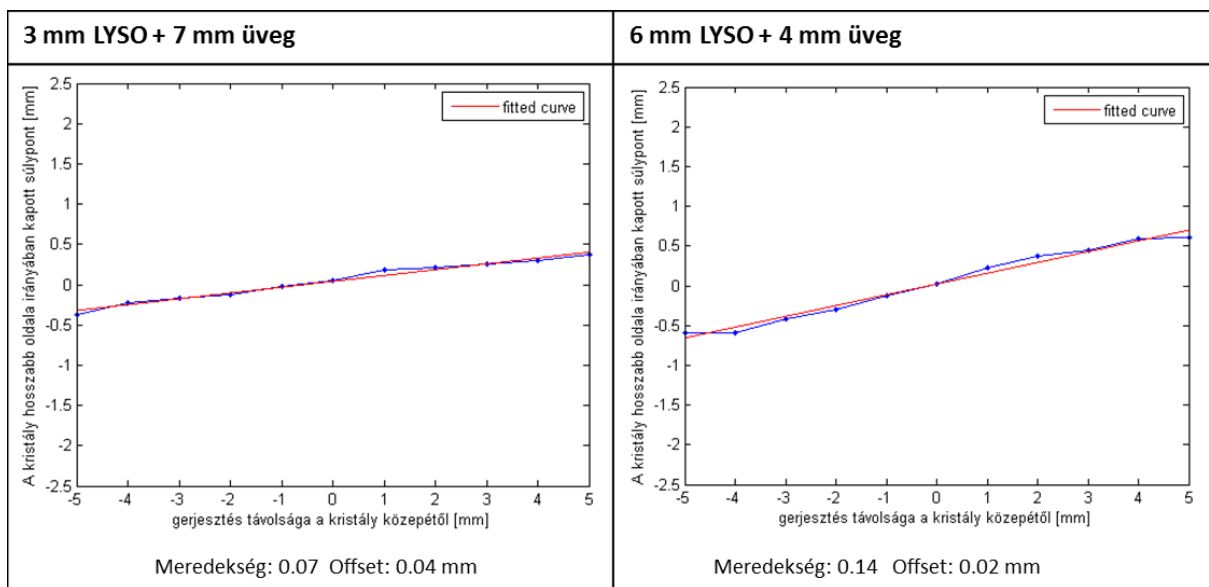
5.10. ábra. A szimulációból kapott összes fénytjeljesítmény a gerjesztési pozíció függvényében, a trapéz alapú hasáb alakú modulok esetén



5.11. ábra. A szimulációból kapott összes fénytjeljesítmény a gerjesztési pozíció függvényében, a tükörrel borított oldalú modulok esetén

Rövidebb oldalon:	3 mm LYSO + 7 mm üveg	6 mm LYSO + 4 mm üveg
Elyelő bevonat	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában kapott súlypont [mm]</p> <p>gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.46 Offset: 0.02 mm</p>	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában kapott súlypont [mm]</p> <p>gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.46 Offset: 0.02 mm</p>
Légrés + 3M tükrös	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában kapott súlypont [mm]</p> <p>gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.43 Offset: -0.01 mm</p>	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában kapott súlypont [mm]</p> <p>gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.42 Offset: 0.00 mm</p>
Légrés + lumirror	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában kapott súlypont [mm]</p> <p>gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.44 Offset: -0.01 mm</p>	 <p>A kristály hosszabb oldala irányában kapott súlypont [mm]</p> <p>gerjesztés távolsága a kristály közepétől [mm]</p> <p>Merekség: 0.44 Offset: -0.01 mm</p>

5.12. ábra. A hosszabb oldal mentén a szimulációból kapott súlypont-koordináták az illesztett egyenesekkel, és az egyenesek paramétereit a téglatest alakú modulok esetén



5.13. ábra. A hosszabb oldal mentén a szimulációból kapott súlypont-koordináták az illesztett egyenesekkel, és az egyenesek paraméterei a trapéz alapú hasáb alakú modulok esetén

Mérés	3 mm LYSO + 7 mm üveg			6 mm LYSO + 4 mm üveg		
	Σ töltés [pC]	súlypont hosszanti [mm]	súlypont rövid [mm]	Σ töltés [pC]	súlypont hosszanti [mm]	súlypont rövid [mm]
Tégla elnyelő	29,34±1,35	M 0,46; O 0,07	-0,14±0,01	24,44±0,45	M 0,47; O 0,00	-0,27±0,05
Tégla 3M	30,31±1,16	M 0,44; O 0,10	-0,05±0,08	25,43±0,70	M 0,44; O 0,03	-0,55±0,02
Tégla Lu	31,92±1,91	M 0,43; O 0,12	-0,07±0,04	26,20±0,72	M 0,42; O 0,05	-0,64±0,04
Trapéz 3M	60,41±3,17	M 0,20; O -0,25	-0,32±0,03	73,79±2,61	M 0,23; O -0,02	-0,72±0,04

Szimuláció	3 mm LYSO + 7 mm üveg			6 mm LYSO + 4 mm üveg		
	Σ töltés [a.u.]	súlypont hosszanti [mm]	súlypont rövid [mm]	Σ töltés [a.u.]	súlypont hosszanti [mm]	súlypont rövid [mm]
Tégla elnyelő	39,63±0,32	M 0,46; O 0,02	0,50±0,01	38,78±0,29	M 0,46; O 0,02	0,64±0,02
Tégla 3M	42,90±0,42	M 0,43; O -0,01	0,42±0,01	41,67±0,37	M 0,42; O 0,00	0,71±0,01
Tégla Lu	41,49±0,28	M 0,44; O -0,01	0,39±0,01	39,87±0,23	M 0,44; O -0,01	-0,80±0,01
Trapéz 3M	126,02±2,95	M 0,07; O 0,04	0,47±0,01	125,69±1,60	M 0,14; O 0,02	0,78±0,01

Modul típusa	3 mm LYSO + 7 mm üveg		6 mm LYSO + 4 mm üveg	
	Σ töltés mért	Σ töltés szimulált	Σ töltés mért	Σ töltés szimulált
Tégla elnyelő	1,20	1,02	1	1
Tégla 3M	1,24	1,11	1,04	1,07
Tégla Lu	1,31	1,07	1,07	1,03
Trapéz 3M	2,47	3,25	3,02	3,24

5.14. ábra. A mért és szimulált eredmények táblázatos összefoglalása. A rövidítések: M: meredekség; O: Offset, 3M: 3M tükör, Lu: Lumirror fólia. Az utolsó táblázatban az összes fénytjelzési mértény relatív értékei láthatóak, az elnyelő borítással ellátott, téglatest alakú modulhoz viszonyítva.

6. Az eredmények értelmezése

Az eredményekből több következtetést is levonhatunk. Megállapítható, hogy az összes mért fénytéljesítmény kimutatható DOI-függést mutat. Téglatest alakú modulok esetén a vékonyabb LYSO kristály hasábot tartalmazó moduloknál a mért összes fénytéljesítmények átlaga nagyobb, mint a vastagabb LYSO kristály hasábot tartalmazó moduloknál. Trapéz alapú hasáb alakú modulok esetében viszont fordított a helyzet, ott a 6 mm vastag LYSO kristályt tartalmazó modulon mértem magasabb értéket. Ebből megállapíthatjuk, hogy nagyobb DOI, azaz mélyebben lezajló szcintilláció téglatest alakú modul esetén nagyobb kilépő fénytéljesítményt eredményez, trapéz alapú hasáb alakú modul esetén viszont épp ellenkezőleg, csökkenti a mérhető fénytéljesítményt. Érdekes azt is megfigyelni, hogy a 3 mm-es kristályt tartalmazó modulok esetében az összes fénytéljesítmény értékeinek nagyobb a szórása, és a relatív szórása is, azaz a nagyobb DOI megnöveli az összes kilépő fénytéljesítmény bizonytalanságát; ez az eredmény mindkét féle alakú modulra igaz.

A téglatest alakú modulok esetében a szimulációs eredmények hasonlóak, itt is teljesül, hogy a 3 mm-es LYSO kristályos moduloknál mért összes fénytéljesítmény nagyobb, mint a 6 mm-es modulok esetében, noha az eltérés nem annyira szembeszökő, mint a mérési eredményeknél. Ha a szimulált fénytéljesítmény-értékek hibáját a szórásukkal becsülhetjük, akkor elmondható, hogy a 3 mm-es moduloknál a fénytéljesítmények szóráson kívül, azaz szignifikánsan nagyobbak a 6 mm-es moduloknál kapott értékeknél. Trapéz alapú hasáb alakú modulok esetében a szimuláció a méréstől eltérő eredményt adott, itt a két modulnál kapott fénytéljesítmény-értékek jóval a szóráson belül azonosak, azaz köztük szignifikáns különbséget a szimuláció nem mutatott ki. A szimulációban is megfigyelhető, hogy a 3 mm-es modulok esetén az összes fénytéljesítmény szórása nagyobb, mint a 6 mm-es moduloknál, ugyanakkor a relatív szórások minden esetben majdnem egy nagyságrenddel kisebbek, mint a mérési eredmények relatív szórásai. Ennek oka lehet, hogy a mérés során az egy UV impulzusra keletkező lumineszcens teljesítmény értéke nem állandó, hanem kissé ingadozik, bár az ebből származó szórást a 10000 impulzusból való átlagolás jelentősen csökkenti. Oka lehet az is, hogy a szimulációban 500000 sugarat indítottam el minden alkalommal, a lumineszcens válaszkor viszont ennél jóval kevesebb foton keletkezik, így nem tudunk elég fotont detektálni a fénytéljesítmény pontos méréséhez.

Az összes mért fénytéljesítmény oldalborítástól való függéséről elmondható, hogy a fénytéljesítmények átlaga a rövidebb oldalon is elnyelő bevonattal ellátott modulok esetén a legalacsonyabb, a rövidebb oldalon légréssel 3M tükörrel bevont modulokon ennél

nagyobb, a lumirror fóliával bevont modulokon pedig még nagyobb. Ezek az értékek azonban meglehetősen közel esnek egymáshoz, a nagyság szerint szomszédos értékek közötti eltérés a mérés 3 %-os relatív hibájához közeli, némely esetben azt sem éri el, ezért az összes fénytjeljesítmény oldalborítás-függését nem tudtuk igazolni. A szimulációból kapott értékek hasonlóan azt mutatják, hogy az elnyelő bevonatot kapott modulnál a legkisebb az összes fénytjeljesítmény, de a méréstől eltérően a szimuláció szerint a tükörrel borított oldalú modulok nagyobb kilépő teljesítményt mutatnak. A különböző borításokra kapott átlagértékek szóráson kívül eltérnek egymástól, azaz szignifikáns eltérés mutat a szimuláció a különböző oldalborítások fénytjeljesítmény-értéke között. Ennek oka nyilvánvalóan az, hogy a szimulált fénytjeljesítmény relatív szórása, amivel a hibát becsültük, jóval kisebb, mint a mérés relatív hibája, így már kis eltérések is szignifikánsnak mutatkoznak.

Fontos, és a szimuláció által is megerősített eredménye a mérésnek, hogy a modul oldalafalainak bedöntése, azaz trapéz alapú hasáb alakú modul használata az összes fénytjeljesítményt drasztikusan megemeli, 2-3-szorosára növeli. Egy ilyen konstrukció alkalmazása tehát a PET készülék energiafelbontását jelentősen javíthatja. Megjegyzésre érdemes, hogy a 3 mm-es LYSO kristályt tartalmazó modulnál a szimulációból kapott fénytjeljesítmény-értékek nagyfokú szimmetriát mutatnak a modul közepén történő gerjesztésre nézve. Ez azt sejteti, hogy a gerjesztési pozíciótól való függést itt nem csupán az értékek szórása adja, hanem fizikai jelenség miatt növekszik meg a fénytjeljesítmény, ahogy a gerjesztéssel a modul széléhez közelítünk.

A modulok hosszabbik oldala irányában kapott súlypontokat, illetve az azokra illesztett egyeneseket szemlélve a téglatest alakú modulok esetében nagyfokú hasonlóságot láthatunk a mért és a szimulált eredmények között. Az azonos modulok esetében az illesztett egyenesek meredekségei közti relatív különbség egyik téglatest alakú detektornál sem éri el az 5 %-ot. A szimuláció és a mérés alapján is azt láthatjuk, hogy a lumirrorral, illetve a tükörrel borított modulok esetében a meredekségek nagyon közel esnek egymáshoz, közöttük szignifikáns különbség nincs. Az elnyelő borítást kapott modul esetében az illesztett egyenes meredeksége nagyobb, ami fizikailag várható, hiszen a tükörrel, vagy lumirrorral borított moduloknál a modul oldalán kilépő fény visszaszóródik, és az így visszaszórt fény eloszlása valószínűleg alig függ a gerjesztés helyétől, így ez az elkent háttér hozzáadódik a fényeloszláshoz. Ez a háttér összerántja, középre húzza a súlypontot, ezáltal kisebb lesz az illeszthető egyenes meredeksége, mint az elnyelő borítással ellátott modul esetében. Elmondható tehát, hogy a gerjesztés helyének visszaszámolhatósága szempontjából, téglatest alakú modulok esetén a lumirrorral, illetve a tükörrel borított oldalú modulok gyakorlatilag azonosnak tekinthetők, az elnyelő bevonattal rendelkező modulnál az ere-

deti hely valamivel jobban visszaszámolható, de ez az eltérés nem túl jelentős, továbbá a súlyponti torzításban nincs szignifikáns DOI-függés.

A trapéz alapú hasáb alakú modulok esetében már más a helyzet. A mért adatokból látható, hogy a súlypontokra illesztett egyenes meredeksége a felére esett vissza, azaz ilyen modulok esetén nehezebb visszaszámolni a gerjesztés eredeti helyét. Ezt természetesen vártuk is, hiszen ahogy a fénytéljesítmény-adatoknál láttuk, az ilyen modul nagyon nagy mennyiségű plusz fényt juttat ki magából a téglatest alakúhoz képest, és az így kijutott fény szintén a súlypontot középte húzó háttérként viselkedik. Az egyenesek meredekségében itt sincs jelentős DOI-függés. A szimuláció itt mást mutat, az ott kapott adatok szerint az egyenesek meredeksége még kisebb, ráadásul egy számottevő DOI-függés is megmutatkozik. A méréstől való ezen eltérésre eddig nem találtam magyarázatot.

Végül a modulok rövidebb oldala mentén mért és szimulált súlypontokat vegyük szemügyre. A mért súlypontokat megfigyelve látható, hogy a szórásuk egyik esetben sem éri el a 0.1 mm-t, így a fényeloszlás mért súlypontjának hibája is 0.1 mm körüli, tehát a fényeloszlás súlypontját meglehetősen pontosan tudjuk mérni. Ezen kívül azt is megállapíthatjuk ebből, hogy a gerjesztés másik irányú pozíciójától a rövidebb oldal menti súlypont nem függ, hiszen ha azzal változna, akkor a szórása nagyobb lenne. A szimulációban és a mérésben kapott, rövidebb oldal menti súlypontokat összehasonlítva egy elsőre különös dolgot fedezhetünk fel, ugyanis a súlypontok átlaga a szimulációban és a mérésben néhány tized milliméterrel eltér, de mindig ugyanabba az irányba, és a szimulációs és mért adatok láthatóan nem függetlenek, ha az egyik nagyobb abszolút értékű, akkor a másik is. Ennek a jelenségnek az oka a mérés technikájában rejlik. A mérés során ugyanis, mivel csak a detektor jobb felső pixelét használtam, a detektorra volt helyezve egy négyzet alakú lyukkal ellátott fémlap, amely a többi pixelt elfedte. Ezt azért helyeztem a detektorra, hogy az első pixel által mért adatokat esetleg hibával terhethető optikai, vagy elektronikus áthallásokat csökkentsem, azáltal, hogy a többi pixel nem kap jelet. A fémlapon lévő lyuk azonban asszimmetrikusan helyezkedett el a használt pixel felett, és nagyobb is volt annál. Az alsó oldalon, ahol a többi pixel volt, a lyuk széle kb. a pixel szélével esett egybe, a felső oldalon viszont a lyuk jóval a pixel szélén túl ért véget. A fémlap a detektor fedőüvegére volt rakva, tehát 0.5 mm-nél mindenképp messzebb volt a detektortól, kb. 0.6-0.7 mm-re lehetett tőle. Ezáltal a fémlap a ferdén, nem a detektorra merőlegesen érkező fénysugarakból azokat, amik a többi pixel irányából jöttek, nem engedte át, amik viszont a másik irányból, azokat igen, így ez az ilyen irányú súlypont számolásánál hibát okozhatott. További hibára utal, hogy amikor a koordináta-rendszer definiálásához megmértem a detektor használt pixelének helyét a rögzített LED-hez ké-

pest, a detektor jelének eltűnését figyelve, akkor a pixel alsó szélének helyére 0.3 mm-rel eltérő eredményeket kaptam attól függően, hogy a fémlap fel volt-e rakva, vagy sem. Ez szintén hozzájárulhat az ilyen irányú súlypontok közti eltéréshez.

7. Az eredmények alapján a modulok összehasonlítása

A mérési eredmények segítségével képet kaptunk arról, hogy a modulok jellemző paraméterei a képalkotás során fontos jellemzőket hogyan befolyásolják. Az alábbiakban ezt felhasználva összehasonlítjuk a modulokat a PET készülékben való alkalmazás szempontjából, elemezzük az egyes konstrukciók előnyeit és hátrányait.

A téglatest alakú modulokról összességében elmondható, hogy az optikailag nem illesztett oldalborítás az alkalmazhatóságot nem befolyásolja jelentősen. A mérés során az oldalborításnak az összes fénytjeljesítményre gyakorolt hatását a mérés hibahatára és az értékek szórása miatt nem tudtuk egyértelműen kimutatni, ez a hatás tehát legfeljebb néhány százalékpontos lehet. A gerjesztés helyének meghatározása az elnyelő bevonattal ellátott modulok esetében valamivel pontosabban lehetséges, de ez sem jelentős, a mért súlypontokra illesztett egyenesek meredeksége az elnyelő és a tükröző borítással ellátott modulok esetében kb. 10 % különbséget mutat. Minden borítás esetén az egyenesek meredeksége 0,42-0,47 között mozog, ebből elég pontosan számolható a gerjesztés helye.

Ennél szignifikánsabb az összes fénytjeljesítmény DOI-függése. A téglatest alakú modulok esetében a 3 mm LYSO + 7 mm üveg felépítésű modulokkal, azaz 7 mm-es DOI mellett mért összes fénytjeljesítmény 20 %-kal meghaladta a 6 mm LYSO + 4 mm üveg konstrukció mellett, azaz 4 mm-es DOI esetén mért értékeket. Ez lehetőséget ad arra, hogy az összes fénytjeljesítmény méréséből az energiafelbontáson kívül a DOI-ra is következtethessünk, ami a parallaxishiba csökkentésében fontos szerepet játszik.

A trapéz alapú hasáb alakú modulok a téglatest alakúakhoz képest ugrásszerű, 2-3-szoros fénytjeljesítmény-növekedést mutattak, ezáltal a PET készülék energiafelbontását nagymértékben javíthatják, lehetővé téve a Compton-szóródáson átesett, a képet zajjal terhelő fotonok pontosabb elkülönítését és kiszűrését. Az összes fénytjeljesítmény DOI-függése itt is jelentős, hasonlóan 20 % körüli fénytjeljesítmény-növekedést tapasztalunk, csak épp fordított DOI-függésben: a teljesítmény akkor nő, ha a DOI-t 7 mm-ről 4 mm-re csökkentjük. A DOI-függésnek köszönhetően ezen modulok esetén is lehetőség van a fénytjeljesítményből a DOI számolására. Ezeknél a moduloknál ugyanakkor csökkent a súlypontokra illesztett egyenesek meredeksége, azaz nőtt a súlyponti torzítás. Ez pontatlanabbá teheti a gerjesztés helyének meghatározását, jó hír azonban, hogy az ekvidisztáns gerjesztések esetén mért fényeloszlások súlypontjai itt is jól illeszkednek egy egyenesre, nincs torzulás a széleken sem. A trapéz alapú hasáb alakú modulokat csak tükröző borí-

tással vizsgáltam, így itt a borítástól való függés nem ismert.

Összességében elmondható, hogy a trapéz alapú hasáb alakú modulok használata előnyösebbnek látszik egy PET készülékben. Adott gerjesztésre a mérhető összes fénytéljesítmény egy ilyen modulnál többszöröse a téglatest alakú modulnál mérhetőnek, a fénytéljesítmény DOI-függése pedig nagyon hasonló mindkét modulnál. Ezáltal a trapéz alapú hasáb alakú modul jóval nagyobb energiafelbontást jelenthet, miközben a DOI meghatározhatósága a hasonló DOI-függés miatt nem romlik el. Az ilyen modulok hátránya az lehet, hogy a súlyponti torzítása nagyobb, azaz a súlypontokra illesztett egyenes meredeksége kisebb, azonban gerjesztés helyétől függő súlypontok továbbra is jól illeszkednek egy egyenesre, így a gerjesztés helye itt is visszaszámolható.

Megjegyzendő, hogy a trapéz alapú hasáb alakú modulok nyilvánvaló geometriai előnnyel is bírnak a téglatest alakúakkal szemben. A modulok ugyanis egy PET készülékben körben helyezkednek el, így az egymás mellett lévők szöget zárnak be egymással. Az oldalafalak megfelelő mértékű bedöntése, azaz trapéz alapú hasáb alakú modulok használata megoldja ezt a problémát, ekkor a szomszédos modulok oldalai egymáshoz illeszkednek. Azt, hogy mi a megfelelő mértékű bedöntés, a körben lévő modulok „n” száma dönti el, a függőlegestől való megdöntés szöge $180^\circ/n$. Az általam vizsgált modulok oldalai a függőlegeshez képest 18° -kal voltak megdöntve, azaz 10 ilyen modulból tudnánk egy kört felépíteni, ami egy tipikus kisállat PET-nek felel meg.

8. Összefoglalás

Munkám során különböző PET detektor modulokat vizsgáltam optikai gerjesztés alkalmazásával. Célom volt, hogy meghatározzam, hogy a képalkotás szempontjából fontos paraméterek, mint a modulból kilépő összes fényteljesítmény, illetve a fényeloszlás súlypontja, hogyan függenek a modulok tulajdonságaitól. Dolgozatom elején bemutattam az optikai vizsgálati módszer elvét és alkalmazhatóságát, majd részletesen ismertettem a vizsgálandó modulok felépítését és a mérési elrendezést. A modulok az optikai vizsgálat elvégezhetősége érdekében szendvicsszerű szerkezetűek voltak, egy LYSO szcintillátor rétegből, és egy ehhez törésmutatóban és optikailag illesztett üvegrétegből.

A munkát a mérés megbízhatóságának vizsgálatával, a mérés hibájának meghatározásával folytattam. Megállapítottam, hogy a gerjesztéshez használt LED spektruma időben stabil, és a LED intenzitásának beállítására szolgáló potméterrel is reprodukálhatóan állítható be a kívánt intenzitás. Megmértem, hogy a LED spektrumának beállítására használt szűrő, illetve az intenzitás csökkentését szolgáló pinhole eltávolítása és visszahelyezése mekkora hibát ad a méréshez, illetve meghatároztam a LED intenzitásának időbeli stabilitását. Mindezekből az adatokból kiszámoltam, hogy az intenzitás relatív hibája 3 %.

A mérések célja volt, hogy meghatározzam, hogy a modulok tulajdonságaitól és a DOI-tól függően a mért fényeloszlásokból mennyire számolható a gerjesztés tényleges helye; illetve adott intenzitású gerjesztés esetén összesen mekkora fényteljesítmény mérhető. Ezen célok elérése érdekében az egyes modulokat 11 különböző helyen gerjesztettem, és a fényeloszlásokat egy pixelezett SiPM detektor egyetlen pixelét használva, és a detektort mozgatva egy 3×6 pixelből álló emulált detektorral mértem meg.

A vizsgált modulok ismertetésével folytattam. Vizsgáltam téglatest alakú, illetve trapéz alapú hasáb alakú modulokat, mindkét esetben kétféle szerkezettel, 3 mm LYSO + 7 mm üveg, illetve 6 mm LYSO + 4 mm üveg konstrukcióban, különböző, optikailag nem illesztett borításokkal. Megállapítottam, hogy a téglatest alakú modulok esetében az összes mérhető fényteljesítmény nem függ kimutatható mértékben a modul borításától, a gerjesztés helyének visszaszámolhatósága pedig kismértékben változik attól függően, hogy a modulra elnyelő bevonatot vagy tükröző/szóró borítást helyezünk, és nem változik a DOI függvényében. Megmértem, hogy a téglatest alakú modulok esetén az összes fényteljesítmény jelentős DOI-függést mutat, a DOI növelésével növekszik.

A trapéz alapú hasáb alakú modulokat csak tükröző bevonattal vizsgáltam, megállapítottam, hogy az összes mérhető fényteljesítmény 2-3-szor nagyobb, mint a téglatest

alakú moduloknál volt, ezért a nagyobb energiafelbontás lehetőségét rejti magában, és szintén szignifikáns DOI-függést mutat, de az ellenkező irányban, a DOI csökkentésével nő a fénytéljesítmény. A trapéz alapú hasáb alakú modulok esetében nagyobb a súlyponti torzítás, a gerjesztés eredeti helye kevésbé pontosan számolható vissza, de ez a torzítás itt sem mutat jelentős DOI-függést.

A dolgozatom végén a modulokat összehasonlítottam a PET készülékben való alkalmazásuk alapján, és megállapítottam, hogy a trapéz alapú hasáb alakú modulok használata előnyösebb lehet, a többször akkora fénytéljesítménynek, és az ezáltal elérhető nagyobb energiafelbontásnak köszönhetően, illetve a puszta geometriai tény miatt, hogy a körben elhelyezett modulok jobban illeszkednek, ha oldaluk ferde, megdőntött.

Dolgozatom elkészítése során az Atomfizika Tanszék kutatócsoportjának munkájába kapcsolódtam be, a méréseket és a szimulációkat a Tanszék optikai laboratóriumában végeztem el. Munkám kapcsolódik egy, részben az Európai Unió által finanszírozott, SPAD-net nevű nemzetközi projekthez, melynek célja új típusú, szilícium technológián alapuló PET készülékek kifejlesztése. Az eredményeim a 2012-es, Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference nevű nemzetközi konferencián is bemutatásra kerültek [7].

A. Függelék

Az elnyelő bevonatnál lezajló totálreflexió

Az alábbiakban azt fogjuk belátni, hogy egy, a LYSO-elnyelő határfelületen totálreflexiót szenvedő fénysugárnak már volt megelőző totálreflexiója a modul egy másik oldalán, akkor nem jut be a detektorba.

Határozzuk meg először a két határfelületre jellemző határszöget! A jól ismert Snellius-Descartes törvény alapján a határszög a kétoldali törésmutatók hányadosának arcsinusza:

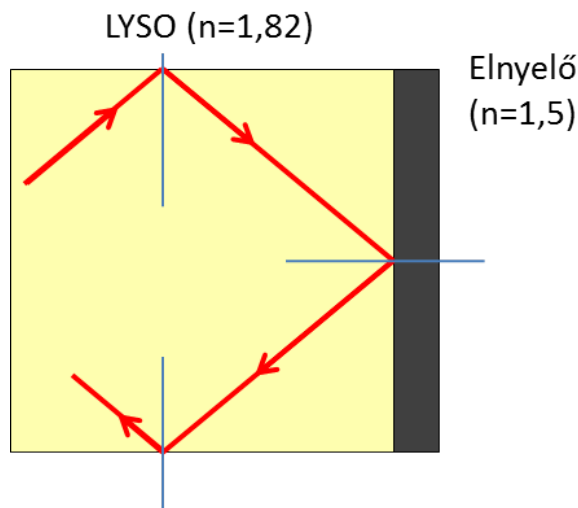
$$\alpha_{h1} = \arcsin(n_{elnyelo}/n_{LYSO}) = \arcsin(1.5/1.82) = 55.51^\circ \quad (\text{A.1})$$

$$\alpha_{h2} = \arcsin(n_{levegő}/n_{LYSO}) = \arcsin(1/1.82) = 33.33^\circ \quad (\text{A.2})$$

A továbbiakban figyelmen kívül hagyom, hogy a modulok nem tömör LYSO-ból állnak, hiszen az üveg törésmutatóban illetve, a fény ugyanúgy halad, mintha tömör LYSO-ban terjedne, épp ez volt a mérések egyik alapelve.

Tegyük fel, hogy a fénysugár az elnyelő-LYSO határfelület normálisa, és a LYSO-levegő határfelület normálisa által meghatározott síkban halad. Ezzel a számunkra legkedvezőtlenebb helyzetet választottuk ki, hiszen ha ettől eltérő síkban halad a fénysugár, akkor ugyanolyan LYSO-elnyelő beesési szög esetén a LYSO-levegő határfelületre az így számoltnál laposabb szögben fog megérkezni. Elegendő tehát az ebben a síkban terjedő sugarakat vizsgálni, hiszen ha az ilyen síkban terjedő sugár a LYSO-levegő határfelületen totálreflexiót szenved el, akkor minden más síkban terjedő sugárral is ez fog történni.

Tételezzük fel, hogy a fénysugár totálreflexiót szenvedett a modulnak egy, az elnyelővel borított oldallal szomszédos oldalán, amely levegővel határos. Ebből következik, hogy a visszaverődési szöge a határszögnél, azaz 33.33° -nál nagyobb. Az A.1. ábrán a fénysugár és a meghosszabbított beesési merőlegesek által alkotott felső háromszöget megfigyelve látható, hogy a LYSO-levegő, és a LYSO-elnyelő határfelületeken vett beesési szögek 90° -ra egészítik ki egymást. Ebből következik, hogy a LYSO-elnyelő határfelületen a beesési szög kisebb, mint $90^\circ - 33.33^\circ = 56.67^\circ$. Ez alig valamivel nagyobb, mint a LYSO-elnyelő határfelületre jellemző határszög, az ilyen módon ide kerülő fénysugár tehát nagy valószínűséggel nem totálreflektálódik, hanem kijut az elnyelő bevonatba. Azok a fénysugarak



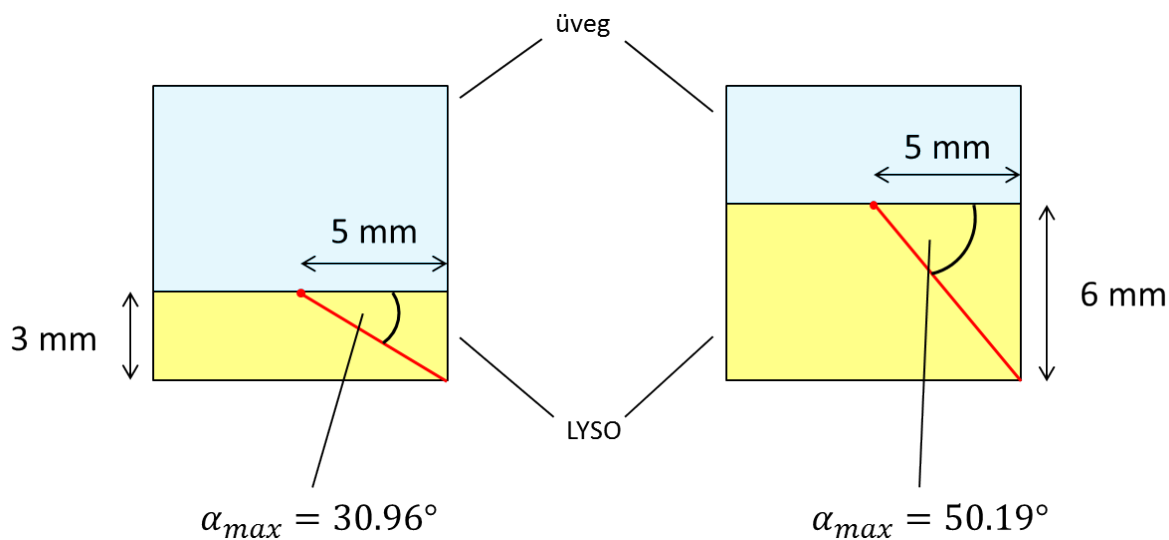
A.1. ábra. Totálreflexiók a modul különböző oldalain

azonban, amik 55.51° és 56.67° közötti beesési szöggel érkeznek, totálreflexiót szenvednek itt. Az A.1. ábrán most a jobb alsó háromszöget megfigyelve látható, hogy a LYSO-elnyelő, illetve a LYSO-levegő határfelületeken vett beesési szögek szintén 90° -ra egészítik ki egymást. Ezért a LYSO-elnyelő határon totálreflektálódó sugarak beesési szöge az alsó LYSO-levegő határon nagyobb, mint $90^\circ - 56.67^\circ = 33.33^\circ$. Tehát ezek itt is totálreflektálódni fognak, és így tovább, minden egyes oldalhoz érve totálreflektálódni. Ez persze nyilvánvaló abból, hogy a modulok keresztmetszeti képe téglalap (négyzet), így egy olyan fénysugár, ami két szomszédos oldalon totálreflektálódott, a többin is mindig ezt fogja tenni, hiszen beesési szögei a szemközti oldalakon azonosak.

Beláttuk tehát, hogy egy megelőző totálreflexiót elszenvedő fénysugár vagy kijut az elnyelő bevonatba, vagy folyamatosan totálreflektálódik a modul oldalain. Megtörténhet-e azonban az az eset, hogy egy fénysugár közvetlenül a felvillanásból indulva először a LYSO-elnyelő határfelületen totálreflektálódik? Az következőkben megmutatom, hogy a válasz: nem.

Annak oka, hogy ez az esemény nem történhet meg, az elrendezés geometriájában, és a gerjesztések helyében keresendő. Két esetet különböztethetünk meg: A közvetlenül a felvillanásból jött fénysugár totálreflektálódhatna a modulok hosszabbik oldalán, vagy a rövidebbik oldalon, azon modulok esetén amiknél ezt is elnyelő bevonat borította. Kezdjük az előbbi esettel. A gerjesztések minden alkalommal a modulok hosszabbik szimmetriatengelye mentén történtek, lásd az 5.1. ábrát. Mivel a modul mérete a rövidebbik oldal mentén 10 mm, ezért a gerjesztések a modul mindkét hosszabbik oldalától 5 mm távolságban voltak. Ahhoz, hogy a hosszabbik oldalon történő totálreflexió megtörtén-

jen, a beesési szögnek nagyobbnak kell lenni, mint 55.51° . Az A.2. ábrát tanulmányozva azonban látható, hogy ez sem a 3 mm LYSO + 7 mm üveg, sem a 6 mm LYSO + 4 mm üveg konstrukció esetében nem lehetséges, a közvetlenül a felvillanásból induló fénysugár a rendszer geometriája miatt képtelen 55.51° -nál nagyobb szögben elérni az oldalfalat. Az első esetben a maximális elérhető szög 30.96° , a másik esetben pedig 50.19° .



A.2. ábra. A közvetlenül a felvillanásból induló fénysugár nem totálreflektálódhat a modul oldalán

A modul rövidebbik oldalán történő totálreflexió esetén ugyanez a helyzet, ugyanis a legszélső gerjesztés épp 5 mm-re volt a rövidebbik oldaltól, és az előbb láttuk, hogy már így sem lehetséges a közvetlen totálreflexió, a rövidebbik oldaltól még távolabbi gerjesztésekre ez persze ugyanígy teljesül.

Elmondható tehát, hogy a LYSO-elnyelő határfelületen történő totálreflexió nem juttat fényt a detektorba, azaz ezzel az elnyelő borítással jól modellezhető az adott irányban „végtelen” kristály.

Irodalomjegyzék

- [1] Habib Zaidi: *Recent developments and the future trends in nuclear medicine instrumentation*, Z. Med. Phys., Vol. 16, 5-17 (2006)
- [2] D. R. Schaart, H. T. Dam, S. Seifert, R. Vinke, P. Dendooven, H. Löhner and F. J. Beekman: *A novel, SiPM-array-based, monolithic scintillator detector for PET*, Phys. Med. Biol. 54 (2009), 3501–3512.
- [3] R. Mao, L. Zhang, Ren-Yuan Zhu: *Emission Spectra of LSO and LYSO Crystals excited by UV Light, X-Ray and γ -ray*, IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 55, No. 3, (2008).
- [4] Kolozsi Zoltán: *Új típusú, MR kompatibilis PET detektor modulok vizsgálata*, BME diplomamunka, 2012
- [5] Bahaa E. A. Saleh, Malvin Carl Teich: *Fundamentals of Photonics*, John Wiley & Sons, Inc. (1991), ISBN: 0-471-83965-5
- [6] ZEMAX: Software For Optical System Design, <http://www.zemax.com>
- [7] B. Játékos, Á. Kettinger, E. Lőrincz, F. Ujhelyi and G. Erdei: *Evaluation of light extraction from PET detector modules using gamma equivalent UV excitation*, IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 2012