

TDK DOLGOZAT

# Proton CT–új diagnosztikai eszköz a rákos daganatok kezeléséhez

*Készítette:*

Sudár Ákos

BME GPK Gépészeti fejlesztő

Természettudományi Kar TDK szekció



*Témavezető:*

Varga-Kőfaragó Mónika, PhD.

Wigner FK, RMI Nagyenergiás Fizikai Osztály

## Kivonat

A rákos megbetegedések kezelésében fontos szerepet játszik a radioterápia. Ennek során általában fotonokkal sugározzuk be a tumort, azonban töltött részecskékkel (például protonokkal) végezve a kezelést kevesebb a mellékhatás, így kritikus szervek közelében is használható az eljárás. A kezelés egy lényeges kérdése, hogy hogy an alkotunk képet a betegről. Először azt kell eldöntenünk, hogy milyen részecskét használjunk. Esetünkben a választás a protonra esett, mivel, ezzel szeretnénk a sugárterápiát is végezni. Ennek észleléséhez egy speciális detektorra van szükségünk. A műszerrel szeretnénk a részecske pályáját nyomon követni, és az energiáját is mérni. Így valójában egy jó felbontású kaloriméterre van szükségünk, ami lehetővé teszi, hogy sok, egyszerre beérkező részecske energiáját külön-külön meghatározzuk. Dolgozatom során ennek a kaloriméternek a prototípusát teszteltem, elsősorban proton nyalábos mérésekben. Ezekből a mérésekből a detektor határfokát, helyfelbontását és a protonok által átlagosan megszólaltatott pixelek számát vizsgáltam. Ezen paraméterek ismerete elengedhetetlen az orvosi felhasználás során is.

# Tartalomjegyzék

<b>1. Bevezető</b>	<b>3</b>
1.1. Ionok energialeadása . . . . .	3
1.2. Sugárterápia . . . . .	4
1.3. Proton komputertomográfia . . . . .	8
1.4. Szilícium pixel detektorok . . . . .	9
1.5. Monolitikus aktív pixel szenzorok . . . . .	10
1.6. ALPIDE . . . . .	11
<b>2. Mérés</b>	<b>12</b>
2.1. Az adatok felvétele . . . . .	13
2.2. Analízis . . . . .	13
2.3. A zajos pixelek szűrése . . . . .	15
2.4. Klaszterek keresése . . . . .	16
2.5. A többször megszólaló klaszterek szűrése . . . . .	16
2.6. A detektorrétegek pontos pozíciójának meghatározása . . . . .	17
2.7. Részecskepályák meghatározása . . . . .	18
2.8. A részecske pályák és az észlelt beütések összehasonlítása . . . . .	19
<b>3. Eredmények</b>	<b>22</b>
3.1. A detektor hatásfokának vizsgálata . . . . .	22
3.2. Klaszter méret vizsgálata . . . . .	25
<b>4. Összefoglalás</b>	<b>28</b>
<b>5. Kitekintés</b>	<b>30</b>
<b>6. Köszönetnyilvánítás</b>	<b>31</b>

# 1. Bevezető

## 1.1. Ionok energialeadása

A részecskék energia leadása azok pillanatnyi energiától függ(a dolgozat során egy ion energiája alatt annak egy részecskére jutó energiája értendő). Ezt a függés a Beteg egyenlettel írható le:

$$-\left\langle \frac{dE}{dx} \right\rangle = K z^2 \frac{Z}{A} \frac{1}{\beta^2} \left[ \frac{1}{2} \ln \frac{2m_e c^2 \beta^2 \gamma^2 T_{max}}{I^2} - \beta^2 - \frac{\delta\gamma}{2} \right] \quad (1)$$

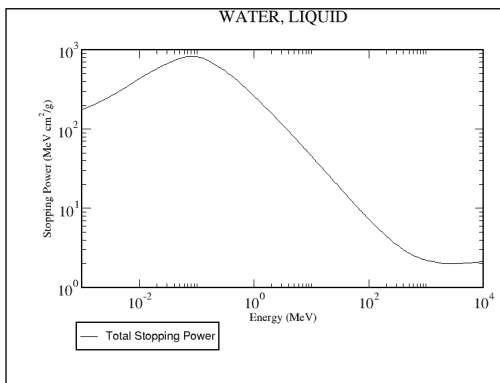
Ahol a  $\frac{dE}{dx}$  az útegységre jutó energialeadás,  $K = 4\pi N_A r_e^2 m_e c^2$ ,  $Z$  a részecske rendszáma,  $A$  a részecske tömegszáma,  $\beta$  a részecske és a fény sebességének aránya,  $m_e$  az elektron tömege,  $c$  a fénysebesség,  $\gamma = \frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}}$ ,  $T_{max}$  a maximális energiaátadás a vizsgált részecske és egy szabad elektron között,  $I$  a részecske impulzusa és  $\delta(\beta\gamma)$  a sűrűség korrekciót figyelembe vevő tag.

A maximális energia átadás a vizsgált részecske és egy szabad elektron között:

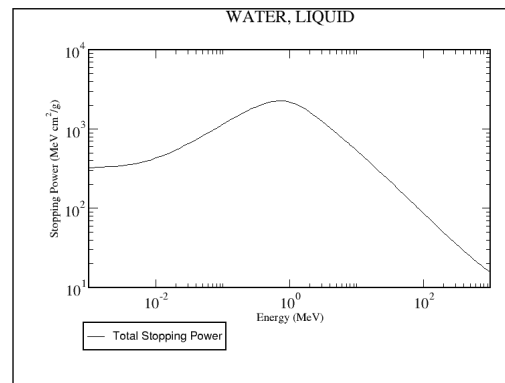
$$T_{Max} = \frac{2m_e c^2 \beta^2 \gamma^2}{1 + \frac{2\gamma m_e}{M} + \left(\frac{m_e}{M}\right)^2} \quad (2)$$

Ahol  $M$  a bejövő részecske tömege.

A proton ionok energialeadása vízben



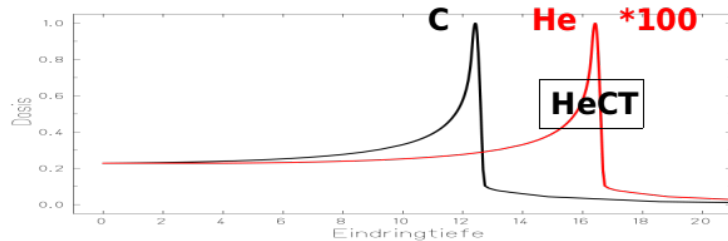
1. ábra. A proton energialeadása vízben [7].



2. ábra. A hélium ion energialeadása vízben [7].



Az 1. és a 2. ábrákon a proton és a hélium ion részecskék energialeadása látható azok energiájának függvényében, az általunk vizsgált energiatartományon. A 3. ábrán a szén és a He ion energialeadása látható a hely függvényében. Ezen az ábrán jól megfigyelhető az ionok energialeadására jellemző Bragg-csúcs.



3. ábra. Bragg- csúcs szén és hélium ionok esetén [14].

## 1.2. Sugárterápia

A sugárterápia alap gondolata, hogy a rákos tumort a sugárzás sejtpusztító hatásával szüntetjük meg, vagy tartjuk kontroll alatt. A radioterápiát három módon használják az orvostudományban [9] [11]:

- Elsődleges kezelésként. Ilyenkor a tumor elpusztítását kizárólag sugárkezelés alkalmazásával érjük el.
- Kiegészítő kezelésként sebészeti vagy kemoterápiás kezelés mellett.
- A fájdalmak, szövődmények csökkentésére. Erre a megoldásra akkor kerül sor, ha nem tudjuk a meggyógyítani a beteget, de egy adott daganat növekedését sugárkezeléssel lassítani, korlátozni lehet.

Sugárkezelés alatt általában háromféle kezelést értünk [11]:

- Külső sugárforrással történő kezelés. Ilyenkor a beteg testén kívülről sugározzuk be a tumort.

- Belső sugárkezelés (Brachytherápia) esetén a beteg testébe juttatjuk a szilárd sugárforrást, például egy testüregbe.
- Radioizotóp kezelés esetén egy izotópot juttatunk a beteg szervezetébe, leggyakrabban injekció formájában.

Jelenlegi dolgozatom keretén belül a külső sugárforrással történő kezeléssel foglalkoztam, így a továbbiakban ennek részleteit fejtem ki.



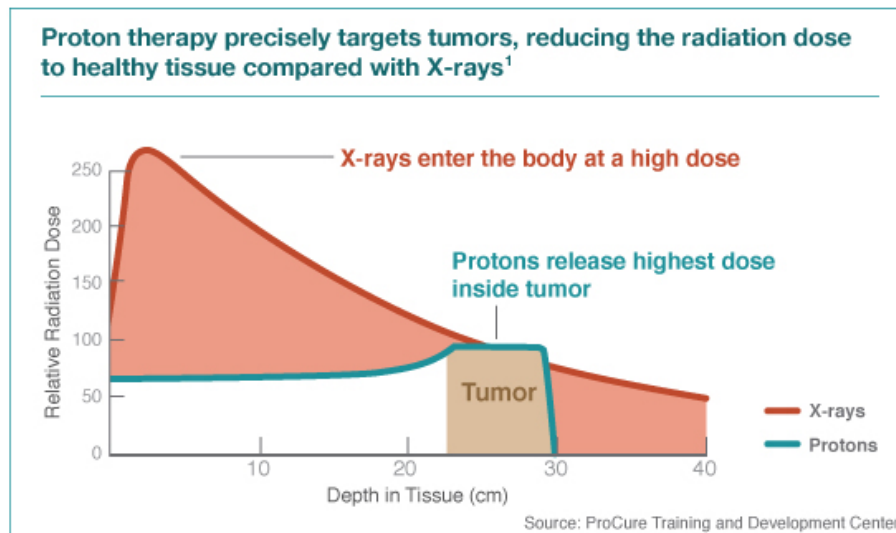
4. ábra. Egy proton kezeléshez használt készülék. A képen megfigyelhető, a beteget egy minden irányba mozgathatni képes robotkar, és a háttérben látható egy komputertomográf is [3].

A sugárterápia során a sugárzás közvetlen és közvetett sejtpusztító hatását használjuk fel [11]. A közvetlen hatás alatt a sugárzás eredményeképp a biológiai szempontból fontos molekulákön keletkezett sérüléseket értjük. Ezek közül a legjelentősebb a DNS károsodása. A sugárzás közvetett hatása, hogy a víz molekulák ionizálódnak, és gyökök keletkeznek, és később ezek roncsolják a beteg sejteket.

A külső sugárterápia egyik lényeges kérdése, hogy milyen részecskével sugározzuk be a beteget. Az alábbiakban az általában szóba jövő részecskéket, s a velük történő besugárzás előnyeit

és hátrányait sorolom fel.

Napjainkban az elektromágneses besugárzás a legelterjedtebb [9]. Ezen sugárzás legfőbb előnye, hogy könnyen előállítható, így a kezelés viszonylag olcsón megvalósítható. A foton részecske használatának legfőbb hátránya annak elnyelődési görbéjében rejlik (lásd az 5. ábrán). A foton az alábbi ábrán látható módon az elnyelő anyag első néhány centiméterében adja le fajlagosan a legnagyobb energiát. Ez azt jelenti, hogy egy mélyebben elhelyezkedő tumor esetében, egy nyaláb nem a tumor helyén fogja leadni a legnagyobb energiát, így az ép szövetben is jelentős károsodás keletkezik. Ennek csökkentésére a tumort több irányból szokták besugározni [9] [11] (lásd az 5. ábrán). Ezen kívül még az eljárás jelentős hátránya, hogy a foton egy része nem nyelődik el a szövetben, így a tumor mögötti szerveket is éri besugárzás. Ez a jelenség miatt nehezen használható ez a részecske kritikus szervek közelében.

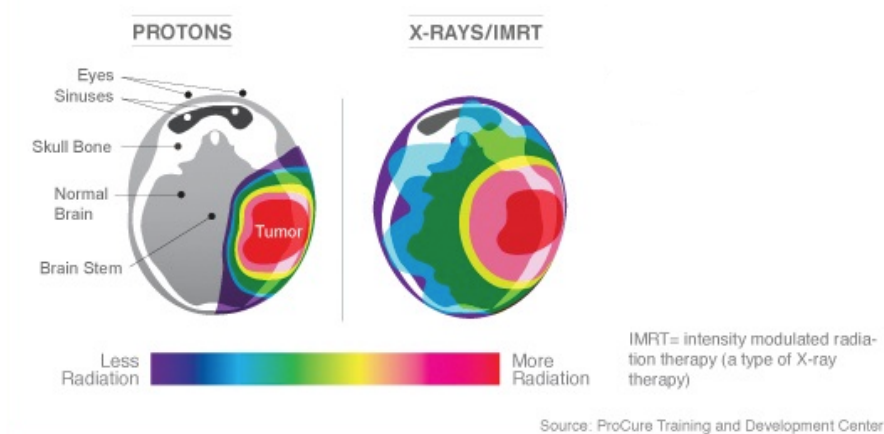


5. ábra. Fotonok (röntgen- sugarak) és protonok energialeadása az anyagsmélység függvényében [13].

A protonok és nehézionok fajlagos energialeadási görbéi sokkal előnyösebbek a fotonokénál [9] [11] (lásd az 5. ábrán). Az ionok pillanatnyi energiájuk függvényében változó fajlagos energialeadással rendelkeznek. Ennek köszönhetően a részecske egy bizonyos mélységben fogja a legnagyobb fajlagos energiát leadni. A görbe ezen részét Bragg- csúcsnak nevezzük. A részecske kezdeti energiájának függvényében ennek a csúcsnak a helye más-más mélységbe kerül, így jól

szabályozható, hogy az ion milyen mélységben adja le az energiájának nagy részét.

Az ionokkal történő besugárzás jelentős előnye, hogy a maximális energialeadás helyén el is nyelődik a részecske, így a tumor mögötti szöveteket nem károsítja (lásd a 6. ábrán). Ennek köszönhetően jobban használható kritikus szervek közelében, mint az elektromágneses sugárzás. Az ionokkal történő sugárkezelés betegszobában található berendezései a 4. ábrán láthatók. A kezelés során egyszerűbb a beteget mozgatni, mint a nyalábot, ezért a beteget egy minden irányba mozgatható robotkar tartja. Ha a kezelőszobában elhelyezünk egy komputertomográfot (a 4. képen bemutatott esetben fotonokkal működőt), akkor a beteget egy pozícióban rögzítve, és a robotkarral mozgatva, a képalkotás és a besugárzás is elvégezhető, anélkül, hogy a betegnek meg kellene változtatnia a testhelyzetét.



6. ábra. A testet ért besugárzás foton és proton terápia esetén [13].

Az ionokkal történő besugárzásnak számtalan előnye mellett néhány jelentős hátránya is van. Ezek közül talán a legfontosabb, hogy nagy méretű gyorsító építését igényli, így sokkal drágább az elektromágneses besugárzásnál [9] [11]. Másik jelentős problémája, hogy jelenleg az emberi testről foton komputertomográfal (lásd a 7. ábrán) alkotnak képet, és az alapján következtetnek a protonok energialeadására. Ez az átszámítás azonban jelentős hibával terhelt. Ez a hiba egy energiás foton komputertomográfal végezve a vizsgálatot 7,4%, ami 1cm bizonytalanságot okoz a Bragg- csúcs helyének nyaláb irányú meghatározásakor. Két energiás foton komputertomográf alkalmazásával ez a hiba 1,7%-ra csökkenthető. Ez a bizonytalanság to-

vább csökkenthető 0,3%-ra proton komputertomográf alkalmazásával [10]. Ez előbb felsoroltak alapján érdemes foglalkozni a proton komputertomográf fejlesztésével, mivel ennek alkalmazása jelentős pontosság növekedést okozhat a proton sugárterápia alkalmazásakor, így csökkenthető az ép szöveteket érő sugárterhelés, és bővíthető a kezelés felhasználhatósága.



7. ábra. Egy komputertomográf [4].

### 1.3. Proton komputertomográfia

A proton komputertomográfia alap gondolata nagyon hasonlít a hagyományos tomográfiához. A beteget sok oldalról átvilágítva térbeli képet kaphatunk a szervezetének energiaelnyelő képességéről. Lényeges különbség az elektromágneses röntgen sugarakkal működő komputertomográfokhoz képest, hogy itt a részecskék elhanyagolható százaléka nyelődik csak el, így nem az elnyelődő részecskék arányából, hanem az áthaladó részecskék energiájából következtetünk az átvilágított test belső szerkezetére. Ehhez ismernünk kell, hogy milyen energiájú ionokkal sugároztuk be a részecskéket a szervezetbe, illetve mérnünk kell azt is, hogy a részecske milyen energiával lépett ki a testből, amit egy kaloriméterrel mérhetünk. A kaloriméterben szenzorok és alumínium rétegek fogják egymást követni, és a részecske energiáját alapján véve az alap-

ján lehet eldönteni, hogy hányadik rétegig jutott el. Mivel egyszerre sok részecskével világítunk át, célszerű egy jó helyfelbontású kalorimétert használni, hogy el tudjuk különíteni a különböző részecskéket.

Az átvilágításhoz ugyanolyan ionokat használunk, mint a besugárzáshoz, de sokkal nagyobb energián. Ennek köszönhetően a Bragg-csúcs a beteg mögé a kaloriméterbe kerül, így nem károsítja annyira a szöveteket, mint maga a kezelés. Annak köszönhetően, hogy ugyanazzal a részecskével világítjuk át a beteget, mint amivel a besugárzást is fogjuk végezni pontosabb képet kapunk a beteg adott részecskére vonatkozó energiaelnyelő képességéről. Így jobban tudjuk pozicionálni a besugárzás hatását, ezzel csökkentjük a mellékhatások mértékét, és kritikus szervekhez közelebb eső tumorokat is tudunk kezelni.

Tehát a kezelés menete úgy néz ki, hogy először a betegről nagy energiájú ionokkal készítünk egy térbeli felvételt. Ez alapján meghatározzuk, hogy milyen irányból vagy irányokból és milyen energiájú részecskékkel kell végezni a kezelést. Emellett meghatározzuk, hogy az adott besugárzási szögből a nagy energiás átvilágításhoz használt részecskéknek mennyi energiát kell veszíteniük. Ez után kezdődik maga a sugárterápia. Ennek során a korábban meghatározott energiájú részecskékkel sugározzuk be a tumort. Eközben meghatározott időközönként nagyobb energiájú részecskékkel is át lehet világítani a kezelés helyén a beteget, és így mérhető, hogy a részecskék mennyi energiát veszítettek. Ha ez hibán kívül eltér a várt értéktől, akkor ha van lehetőségünk korigáljuk a besugárzás helyét. Ha ez nem lehetséges, akkor leállítjuk a besugárzást, s újrakezdjük az egész folyamatot.

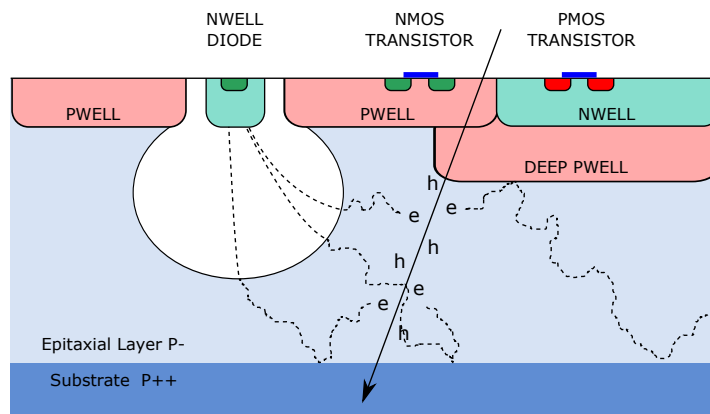
#### **1.4. Szilícium pixel detektorok**

A szilícium detektorok működésének alapelve az, hogy egy n típusú félvezetőből és egy p típusú félvezetőből egy diódát hozunk létre. Erre a diódára záróirányú feszültséget kapcsolunk, így a két réteg között egy kiürített réteg jön létre. Amikor a részecske áthalad a detektoron ebben a rétegben elektron- lyuk párokat kelt. Az elektromos térerősség hatására az elektronokat a pozitív, a lyukakat a negatív pólus vonzza magához. Az így felhalmozódott töltést egy kiolvasó elektronika erősíti, digitalizálja, majd ezt a digitális jelet továbbítja egy jelfeldolgozó egység felé.

Egy detektort akkor nevezünk pixel detektornak, ha az érzékeny része fel van osztva kis egységekre, és az egységek térbeli kiterjedése a két irányban nagyságrendileg azonos. Azonban az nem jól definiált, hogy mennyire kell kicsinek lennie az egységeknek, hogy már pixelekről beszélhessünk [16].

## 1.5. Monolitikus aktív pixel szenzorok

Hagyományos detektorok esetében a detektor érzékeny rétegét és a jelfeldolgozó elektronikát külön rétegen helyezik el [12]. Ezzel szemben a monolitikus aktív pixelszenzorok (továbbiakban MAPS) újdonsága abban rejlik, hogy a részecskék észlelése és a jelfeldolgozó elektronika egy rétegen helyezkedik el. Így sokkal vékonyabb szenzor hozható létre, és ezért kevésbé szóródnak rajta a részecskék. A 8. képen látható egy MAPS típusú szenzor pixelének a keresztmetszeti ábrája. Az ábrán látható halványzöld (NWELL DIODE) feliratú n típusú félvezető, és a halványkékkel jelölt p típusú érzékeny réteg együtt egy diódát alkotnak, amely kiürített réteget a fehér rész jelöli. A halványpiros (NWELL) és halványzöld (NWELL) részek p és n típusú félvezetők, feladatuk az érzékeny réteg és a kiolvasó elektronika elválasztása. Az ábrán látható, ahogy egy részecske végighalad a pixelen, elektron- lyuk párokat kelt, melyek diffúzió útján elérik a kiürített réteget.



8. ábra. Monolitikus aktív pixel szenzor keresztmetszeti ábrája és főbb részei [12].

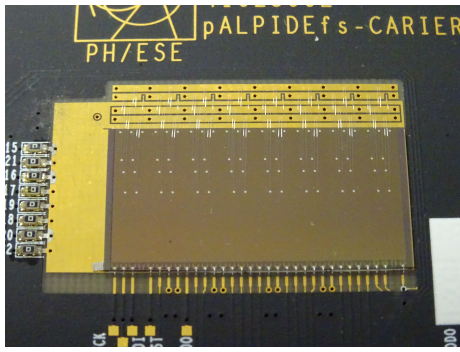
## 1.6. ALPIDE

Az ALPIDE szenzort eredetileg az ALICE kísérlet jelenlegi belső nyomkövető detektorának lecserélésére fejlesztették ki [12] (lásd a 9. és a 10. ábrák). Ez egy  $512 \times 1024$  pixelből álló,  $15 \times 30$  mm-es szenzor, amely  $29,24\mu\text{m} \times 26,88\mu\text{m}$  pixelmérettel rendelkezik. A szenzor fontosabb tulajdonságai [12]:

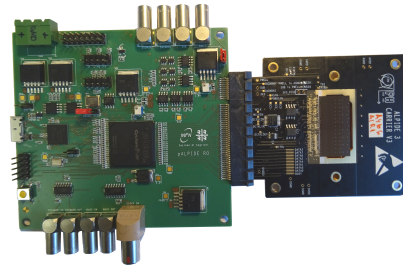
- Ez egy monolitikus aktív pixel szenzor, így vékonyabb ( $50\mu\text{m}$ ) a hasonló hagyományos szilícium detektoroknál. Ez azért előnyös, mert kevésbé szóródnak rajta az áthaladó részecskék.
- Ez egy digitális szenzor, ami azt jelenti, hogy minden pixelből csak annyit tudunk kiolvasni, hogy az adott eseményben volt-e benne beütés. Ezen kívül a szenzor olyan kiolvasó rendszerrel rendelkezik, amelyben a pixelek jelzik, hogy volt-e bennük beütés, s így elég csak a megszólaló pixeleket kiolvasni. Az előző két tulajdonságnak köszönhetően a szenzort gyorsan ki lehet olvasni (50kHz), és kisebb a fogyasztása, így kevésbé melegszik, mint a hasonló feladatokra használható hagyományos detektorok. A második tulajdonság azért lényeges, mert sok esetben így elég a detektort levegővel hűteni, amivel el tudjuk kerülni, hogy a vizsgált részecskék a hűtésrendszer elemein is szóródjanak.
- A detektor jó felbontással ( $5\mu\text{m}$ ) rendelkezik, így a részecskék pályája is pontosan meghatározható vele.
- A detektor hatásfoka 99% fölött van, míg a detektor zaja  $10^{-6}$  hamis beütés eseményenként és pixelenként. Ennek köszönhetően ha egy részecske áthalad a detektoron azt nagy valószínűséggel észleljük, míg, ha beütést olvasunk ki a detektorból akkor ott nagy valószínűséggel tényleg részecske haladt át.

A kiürített réteg mérete, ahogyan a 8. ábrán is látható nem egyezik meg a teljes érzékeny réteg méretével. A nagyobb kiürített réteg nagyobb záró irányú feszültséggel érhető el. A záró irányú feszültség növelésével, viszont növekszik a diódán keresztül szivárgó áram, ami növeli a detektor zaját.





9. ábra. ALPIDE szenzor [1].



10. ábra. ALPIDE szenzor kiolvasókártyával [1].

## 2. Mérés

A kutatás célja, hogy eldöntsük, hogy a proton komputertomográf kaloriméteréhez használható-e az ALPIDE szenzor. Ehhez kapcsolódva, a jelenlegi dolgozat célja, hogy jobban megismerjük a detektor és a detektáláshoz használt algoritmusok működését. A kutatásnak két célja van: az egyik a klaszterek méretének és alakjának vizsgálata a detektoron átmenő részecske fajtájának és energiájának függvényében. Klaszter alatt egy részecske által, egy detektorrétegben megszólaltatott pixelek halmazát értjük. A másik cél pedig a részecskék nyomkövetésének tanulmányozása. Itt az a fő kérdés, hogy mennyire pontosan tudjuk megmondani, hogy az egymás utáni detektorokban melyik klasztert melyik részecske hagyta. A második feladatot nagyban nehezíti az, hogy a végső elrendezésben a detektorrétegek között alumínium rétegek lesznek, hogy elnyeljék a részecskék energiájának egy részét. Viszont ezeken a rétegeken a részecskék szóródni is tudnak, ezért nem egyértelmű, hogy ha ismerjük, hogy a részecske egy rétegen hol ment át, akkor meg tudjuk mondani, hogy a következőn hol kell keresni a részecskéhez tartozó klasztert.

A mérés során proton és hélium nyalábot használtunk. Az előbbinek az a jelentősége, hogy a ma használatos berendezések nagy része ezzel működik. A hélium pedig azért fontos, mert ugyanaz a töltés- tömeg aránya, mint a szénnek. Így azzal egyszerre gyorsítható egy gyorsítóban, viszont míg a szén elnyelődik az emberi testben, addig azonos energián a hélium átmegy rajta, így a hélium ionokat egy detektorral lehet észlelni a beteg mögött, és az energiájukból

következtetni a besugárzás helyes, vagy helytelen voltára [15].

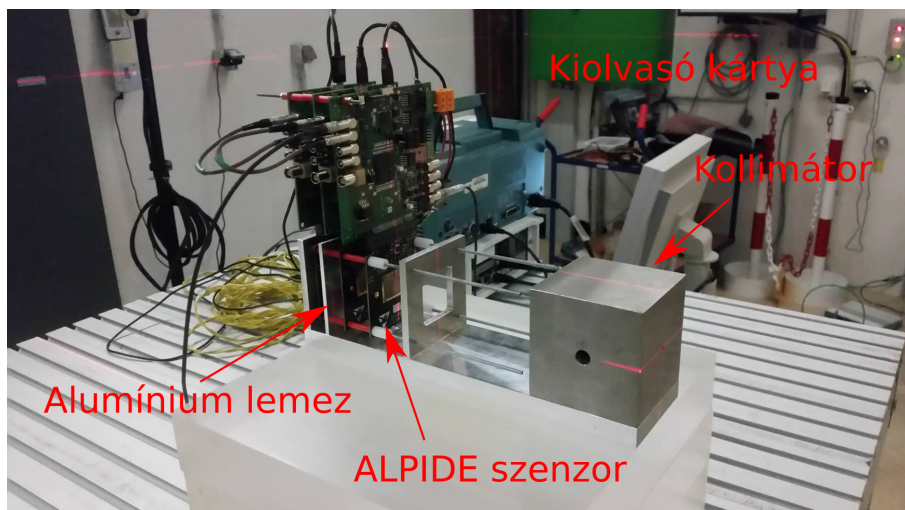
Végeztünk méréseket három detektorréteggel önmagában, illetve úgy, hogy a harmadik detektor elé egy alumínium lemezt helyeztünk. Az első elrendezésnek az volt a célja, hogy vizsgáljuk a részecskék által a detektorban keltett klaszterek méretét. Emellett referenciamérésül is szolgál a második mérésnek. Az alumíniumlemezes elrendezéssel végzett mérés fő célja az volt, hogy megvizsgáljuk, hogy mennyire működik jól a nyomkövető algoritmus alumínium réteg jelenlétében.

## 2.1. Az adatok felvétele

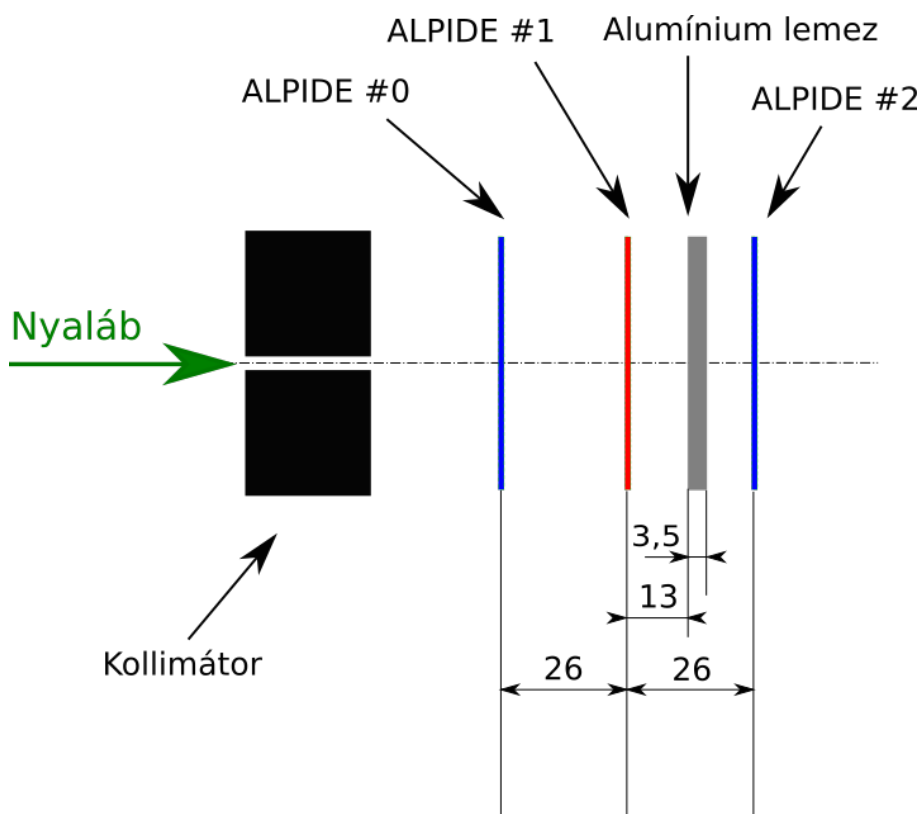
Az adatok felvétele a Heidelbergi proton sugárterápia központban vettük fel [8]. A mérési elrendezéssel a 11. ábrán, míg annak vázlata a 12. ábrán látható. A kollimátor segítségével szűrtük a nyalábtól eltérült részecskéket, hogy azok ne okozzanak fölösleges zajt a detektorokban. A részecskéket három detektorréteggel mértük, ezekből kettőt a részecske pályák illesztésére használtuk, a harmadikat pedig vizsgáltuk. Mivel ezek azonos típusú és beállítású detektorok, ezért mérés után is tetszőlegesen megválasztható, hogy melyik réteget szeretnénk majd vizsgálni. Végeztünk méréseket úgy, hogy a mérési elrendezésen ( 12. ábra) látható alumínium lemezt a detektorok közé helyeztük, és úgy is, hogy onnan eltávolítottuk. A mérés során protonokkal és hélium ionokkal végeztünk méréseket 50 MeV energiától 220 MeV energiáig, lépésenként változtatva az energiát. Egy mérési elrendezéssel és energián felvett összes esemény a 13. ábrán látható. Ennek és a hasonló ábráknak az a célja, hogy mérés közben lehessen ellenőrizni, hogy a nyaláb tényleg a tervezett helyen megy-e át a detektorokon, illetve össze lehet hasonlítani a három detektor ábráját. Alumínium réteg nélkül azt várjuk, hogy a három ábra jellegre azonos, és a beütések száma is hasonló.

## 2.2. Analízis

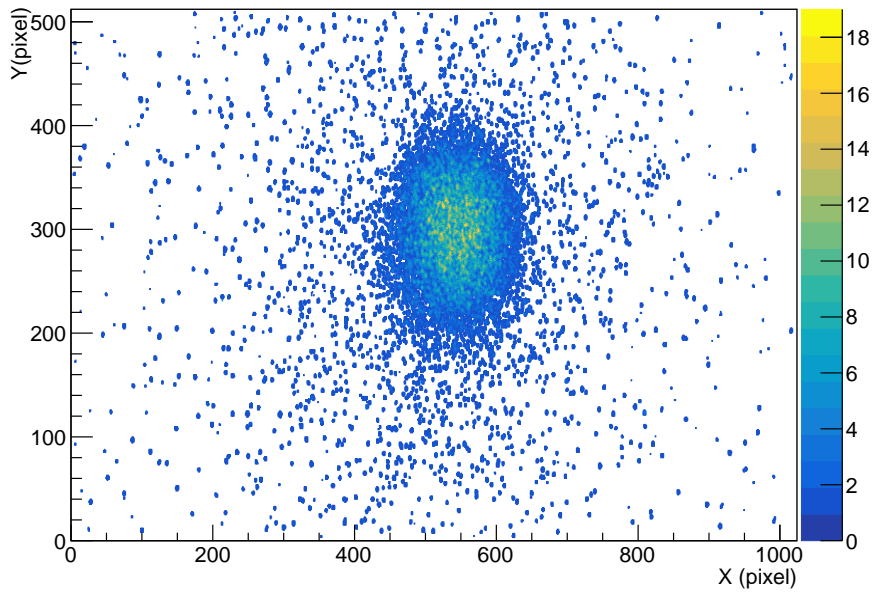
Az adatelemzést az EUDAQ adatfelvételi keretrendszeren [5] alapuló EUTelescope szoftverrel [6] végeztem. Ezt a programot szilícium pixel detektorok vizsgálatához fejlesztették ki. Az adatelemzés alap gondolata az, hogy több detektorréteget helyezünk egymás elé. Ezek közül



11. ábra. A képen a mérési elrendezés fontosabb elemei láthatók.



12. ábra. Mérés elrendezés vázlat. A jelölt távolságok milliméterben értendők.



13. ábra. A hélium ionnal alumínium lemez nélkül, 100 MeV energián felvett események összes beütése egy ábrán.

1-et kiválasztunk, amit a továbbiakban vizsgálni fogunk (ez lehet azonos vagy különböző típusú detektor, mint a többi). A többi szenzor segítségével vizsgáljuk a mérési elrendezésen áthaladó részecskéket, meghatározzuk azoknak a pályáját. Arra vagyunk kíváncsiak, hogy a vizsgált detektoron észlelt beütés (ha volt) és a részecske pálya alapján annak valószínűsített helye hogyan térnek el egymástól. Ily módon például lehetséges egy detektor hatásfokát és helyfelbontását vizsgálni. Az analízist végző kód lépésekre van osztva, melyek közül a lényegesebbeket az alábbiakban ismertetem.

### 2.3. A zajos pixelek szűrése

Egy detektorban előfordulhatnak olyan pixelek, amelyek kisebb töltésmennyiség felett már megszólalnak, mint a többi pixel. Ebben a lépésben azonosítjuk ezeket a pixeleket, és elmentjük őket egy listába, hogy a további lépések, ha igénylik akkor könnyedén tudják szűrni ezeket a pixeleket. Esetünkben általában nem volt olyan pixel, amelyik zajosnak minősült volna.

## 2.4. Klaszterek keresése

Amikor egy részecske áthalad a detektoron, akkor több pixelben is elektron-lyuk párokat hozhat létre, s így klaszterek keletkeznek. Ennek egyik oka, hogy ha a részecske pályája nem merőleges a detektorra, akkor a részecske áthaladhat több pixelen is. A jelenség másik oka az, hogy az elektron-lyuk párok az érzékeny rétegen belül diffúzióval is tudnak közlekedni, hiszen az érzékeny réteg nincsen teljesen kiürítve. Annak, hogy egy részecske hatására több pixel szólal meg vannak előnyei és hátrányai is. Legfőbb előnye, hogy a detektor felbontása akár jobb is lehet, mint ami a pixelei méretéből következne, illetve a klaszterek méretéből és alakjából lehet a részecske energiájára következtetni. Hátránya, hogy el kell dönteni, hogy melyik pixelek tartoznak egy klaszterhez, ami egymáshoz közeli klaszterek esetén nem mindig egyértelmű. Emellett ennek a jelenségnek köszönhetően jelentősen csökken azon részecskék száma, amelyet még meg tudunk különböztetni egy felvételen. Azaz csak kisebb részecskesűrűség mellett lehet a detektort megfelelően használni.

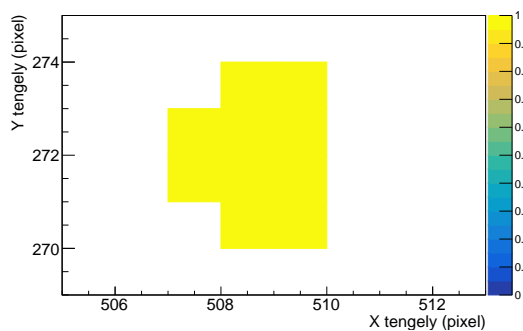
A klaszterek azonosítása a következő logikán alapul. Kiválasztunk egy megszólalt pixelt és megnézzük, hogy a középpontjától bizonyos távolságon belül szólalt-e meg másik pixel. Ha igen, akkor ezeket a pixeleket hozzáadjuk a klaszterhez. Ezt a lépést megismételjük a klaszter minden újonnan hozzáadott pixelére, addig, amíg el nem fogynak az újonnan hozzáadott pixelek. Ekkor megkaptuk a klaszterhez tartozó összes pixelt. Ezután a klasztert elmentjük, majd az eseményből töröljük a klaszter összes pixelét, és választunk egy új pixelt, ahonnan elkezdünk keresni egy új klasztert. Ezt addig ismételjük, amíg teljesen üres nem lesz az esemény képe.

## 2.5. A többször megszólaló klaszterek szűrése

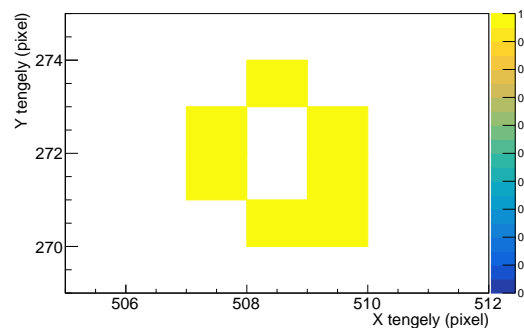
A detektorokból az adatokat adott frekvenciával olvassuk ki. Ahhoz, hogy minden áthaladó részecskét észleljünk körülbelül azonos periódusidővel kell kiolvasnunk a beütéseket, mint amennyi ideig az analóg jel jelen van a detektorban. Így azonban gyakran előfordul, hogy klaszterek egymás után kettő vagy több kiolvasásban is megjelennek körülbelül ugyanazon a helyen, de nem teljesen ugyanazokban a pixelekben. Ezeket a klasztereket szeretnénk csak egy eseményben figyelembe venni. Esetünkben akkor tekintünk két egymás utáni klasztert azonos-

nak, ha a kisebbik pixeleinek minimum 10 százaléka jelen van a nagyobbik klaszterben is. Az első eseményben a klasztert megtartjuk, az utána következőkből pedig eldobjuk.

A 14. és a 15. ábrán egy tipikus klaszter fejlődése látható. A detektoron végighaladó részecske pályája mentén elektorn-lyuk párok keletkeznek az érzékeny réteg kiürített és kiürítetlen részén. Azok az elektron-lyuk párok, amelyek nem egy pixel kiürített részében keletkeztek diffúzióval valamelyik környező pixel kiürített részébe sodródnak. Ez a folyamat viszont időigényes, ezért a közelebbi pixelekhez hamarabb jutnak el az elektron-lyuk párok, így ezekben korábban keletkezik analóg jel. Ezt a jelet kiolvassuk (ez látható a 14. ábrán). Mire az elektron-lyuk párok a távolabbi klasztereket is elérik, és azokban megjelenik az analóg jel, addigra a részecskepályához legközelebb eső pixelekből már eltűnhet az analóg jel. Ennek következményeként a következő eseményben kiolvasott klaszter közepe kilyukadhat (ez látható, a 15. ábrán).



14. ábra. Klaszter az első eseményben.



15. ábra. Klaszter a második eseményben.

## 2.6. A detektorrétegek pontos pozíciójának meghatározása

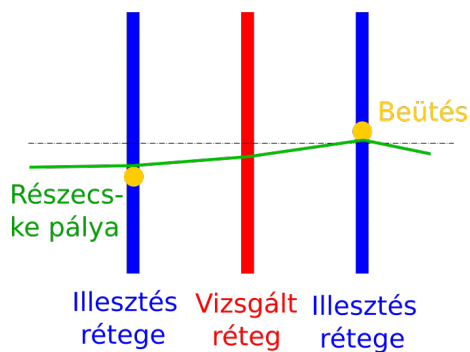
Nem feltétlenül tudjuk olyan pontosan beszerezni a detektorrétegeket, hogy a szerelési pontatlanság ne zavarja azok felbontását. Ezt a pontatlanságot valahogyan korrigálnunk kell. Ezt a korrekciót csak az adott mérési elrendezéssel felvett adatokkal lehet elvégezni. A korrekció úgy zajlik, hogy az adatfeldolgozás folyamán eltoljuk, elforgatjuk egymáshoz képest a szenzorrétegeket, és azt figyeljük, hogy melyik pozícióban fednek át a legjobban a klaszterek. A legjobb átfedéshez tartó eltolásokkal, elforgatásokkal korrigáljuk a detektorrétegek pozícióját.

Alapvetően két esetet különböztetünk meg, az egyik az, amikor magával a mérési adatsorral végezzük el a korrekciót, a másik, amikor ugyanabban az elrendezésben, de nagyobb energiájú (így kevésbé szóródó) részecskékkel készítünk egy mérést, ami alapján el tudjuk végezni a korrekciót. Esetünkben mindkettő alkalmazására szükség volt.

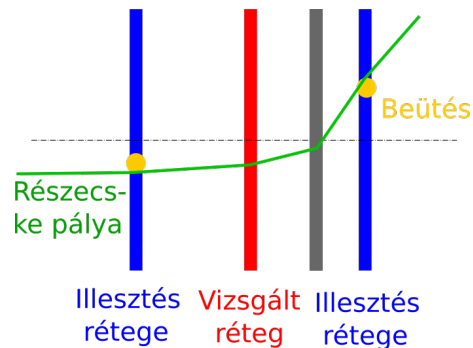
## 2.7. Részecskepályák meghatározása

Ebben a lépésben rekonstruáljuk a részecskék legvalószínűbb pályáját úgy, hogy a vizsgált detektorréteg beütéseit nem használjuk a pálya meghatározásához. Ezután a részecske pálya alapján meghatározzuk, hogy a részecske hol ment át legnagyobb valószínűséggel a vizsgált detektorrétegen.

A részecskék pályáját a legegyszerűbb esetben egy egyenessel lehet közelíteni. Ez a modell csak akkor használható, ha elhanyagolható a részecskék szóródása a rétegeken. Ez esetünkben nem áll fent, tehát eggyel bonyolultabb modellt kell választanunk. Ez a törött vonal modell. Ez a modell megengedi, hogy a részecske pályájában a rétegek helyén pontszerű törések legyenek, ahogy azt a 16. és a 17. ábrák is szemléltetik.



16. ábra. A törött vonal modell három detektorréteggel.



17. ábra. A törött vonal modell három detektorréteggel és alumíniumlemezzel.

A modell alkalmazhatóságának feltételei a következők [2]:

- A nyaláb irányától a részecskék pályájának pillanatnyi iránya csak kis szögben tér el.

- A nyaláb merőleges a detektorra.
- A rétegek vastagsága elhanyagolható a köztük lévő távolsághoz képest.
- A részecskék X és Y koordinátája között nincsen korreláció.
- A szóródási szög Gauss eloszlást követ.
- A detektorban észlelt beütés és a részecske valódi pályájának az eltérése Gauss eloszlást követ.

Ezek a feltételek esetünkben teljesülnek, így a törött vonal modell alkalmazható.

A modell szerint a beütés várható helye X és Y irányban külön-külön  $\chi^2$  négyzet minimalizációval kapható meg, az alábbi képlet szerint:

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^N \left( \frac{y_i - p_i}{\sigma_i} \right)^2 \Big|_{i \neq i_{DUT}} + \sum_{i=2}^{N-1} \left( \frac{\Theta_i - \Theta_{i-1}}{\Delta\Theta_i} \right)^2 \quad (3)$$

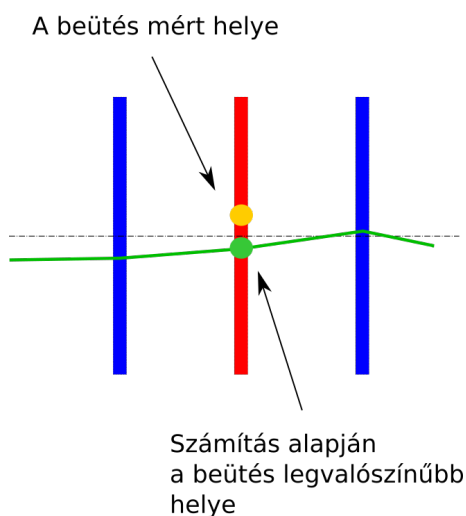
Ahol  $i$  az  $i$ -edik réteget,  $i_{DUT}$  a vizsgált réteget,  $y_i$  a beütés pozícióját,  $p_i$  a részecske a rétegen számított áthaladási pontját,  $\sigma_i$  a detektor felbontását és  $\Delta\Theta$  az átlagos szóródási szöget jelöli. Az első szumma az illesztett részecskepálya és a megtalált beütés távolságát veszi figyelembe. Ebből az összegből a vizsgált detektorréteget ki kell hagyni, hiszen azt szeretnénk majd az illesztett részecskepályával vizsgálni. A második szumma a pálya rétegeken történő megtörését veszi figyelembe, amibe a vizsgált detektorréteg is beleszámítandó, hiszen megengedjük, hogy ott is megtörjön a részecske pályája. Minél egyenesebb és a beütésekhez minél közelebb halad a részecske pályája,  $\chi^2$  annál kisebb lesz.

## 2.8. A részecske pályák és az észlelt beütések összehasonlítása

A részecske pályák alapján meg lehet mondani, hogy legnagyobb valószínűséggel hol ment át a részecske a vizsgált detektorrétegen. Fontos hangsúlyozni, hogy ez csak egy valószínűség, de kisebb valószínűséggel máshol is haladhatott a részecske. Ebben a lépésben a számított legvalószínűbb hely, és a ténylegesen észlelt részecske helyének a távolságát hasonlítjuk össze (lásd a 18. ábra). Minket jelen esetben az érdekel, hogy a számított beütéstől bizonyos távolságban



(továbbiakban ablakszélesség) milyen arányban találunk ténylegesen beütést. Ezt az arányt tekintjük a detektor hatásfokának.

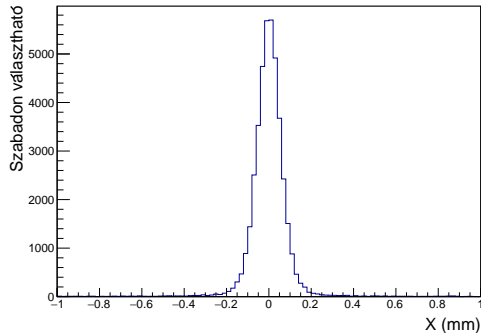


18. ábra. Mért és számított beütés összehasonlítása.

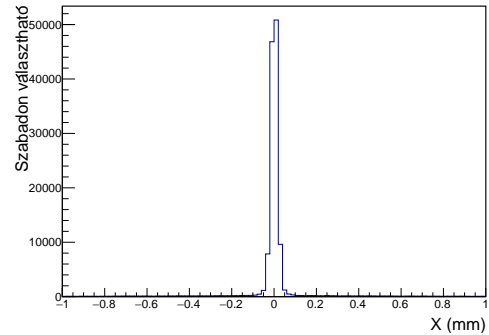
Az ablakszélesség meghatározása azért fontos, mert ha túl szűkre választjuk, akkor adott esetben nem találunk meg olyan beütéseket, amelyeket még a részecske okozhatott. Ha viszont túl tágra választjuk, akkor esetleg olyan beütést is a részecskéhez rendelünk, amit nem az okozott, hanem például egy másik részecske. Ennek a paraméternek a beállítását úgy fogjuk elvégezni, hogy először lefuttatjuk az elemzést nagy ablakszélességgel. Így kapunk egy eloszlást a számított és a mért beütés közötti távolságra. Ezt az eloszlást vizsgálva eldöntjük, hogy hol válik el a zajtól a részecskéhez tartozó jel. Erre a jövőben érdemes lehet egy algoritmust fejleszteni (lásd kitekintés).

Az összehasonlíthatóság kedvéért azonos típusú méréseknél érdemes azonos ablakszélességet választani. Jelen analízis során az alumínium réteggel és az anélkül futtatott adatsorokhoz választottam külön ablakszélességet a 19 - 22. ábrák alapján. Az alumínium lemez nélkül felvett adatsorok esetén az ablakszélesség  $400\mu\text{m}$ , míg az alumínium lemezzel felvett adatsorok esetén  $1000\mu\text{m}$  lett. A kettő közti jelentős különbséget az okozza, hogy az alumínium lemezen sokkal jobban szóródnak a részecskék, mint a detektorokon, így átlagosan sokkal távolabb esik

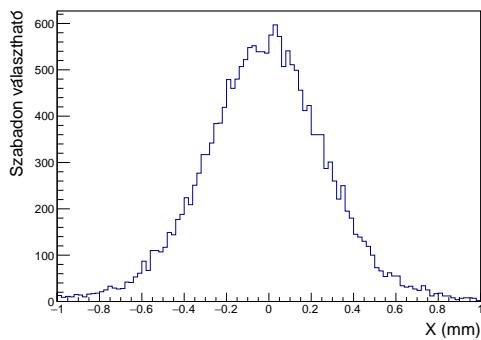
az észlelt részecske a számított legvalószínűbb helytől, mint alumínium lemez nélkül.



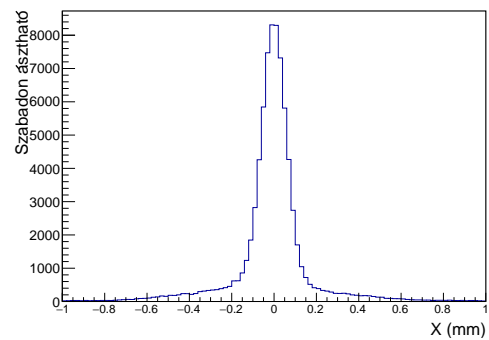
19. ábra. A beütés és számított helye távolságának eloszlása proton részecske esetén 50MeV/u energián.



20. ábra. A beütés és számított helye távolságának eloszlása proton részecske esetén 220MeV/u energián.



21. ábra. A beütés és számított helye távolságának eloszlása proton részecske esetén 50MeV/u energián, alumínium réteggel.

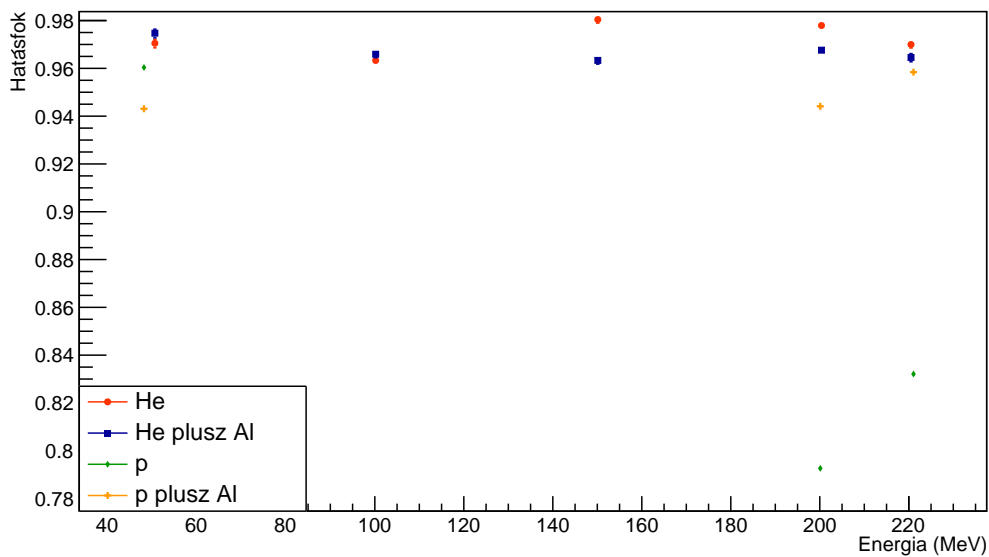


22. ábra. A beütés és számított helye távolságának eloszlása proton részecske esetén 220MeV/u energián, alumínium réteggel.

## 3. Eredmények

### 3.1. A detektor hatásfokának vizsgálata

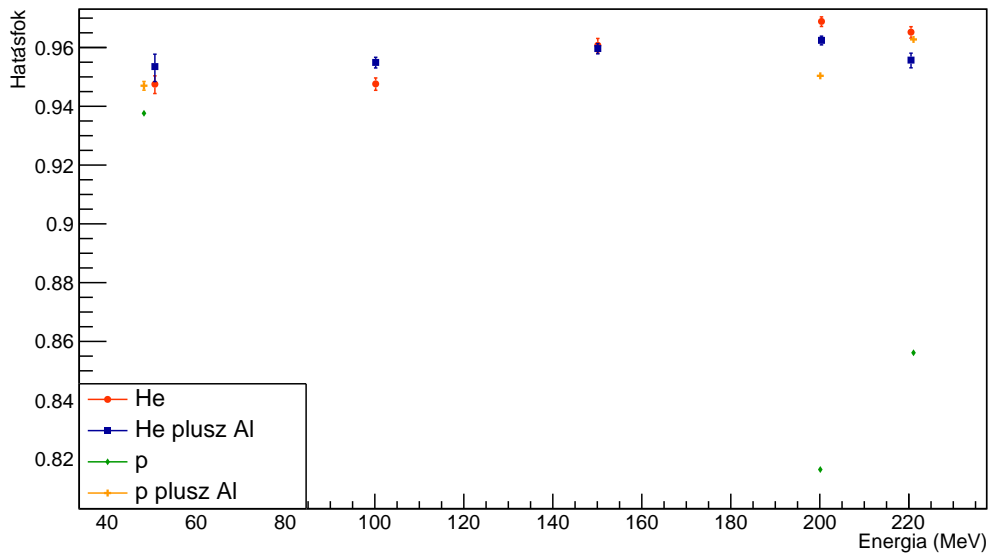
Az ALICE mérései alapján a detektor hatásfoka 99% felett van [12]. Ezeket a méréseket a mostani mérés energiáinál nagyobb (a minimális ionizációhoz tartozó) energián vették fel. Ellenőrizni szeretnénk, hogy ez a hatásfok igaz-e alacsony energián is. Ezen kívül össze szeretnénk hasonlítani a detektor hatásfokát protonra és héliumra, alumíniumréteggel és anélkül.



23. ábra. A detektor hatásfoka különböző mérési elrendezések és energiák mellett

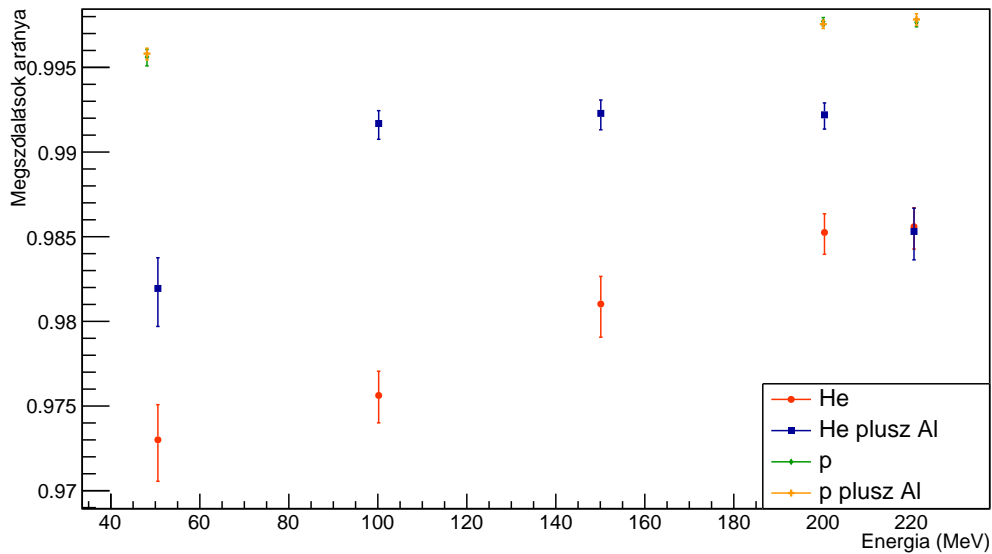
A 23 látszik, hogy a hatásfok nem felel meg az előzetesen várt hatásfoknak. Az ALICE méréseit MIP-ekkel (minimum ionizáló részecske) végezték, így azt feltételezzük, hogy más energián a MIP-ekkel mért hatásfoknál csak jobb lehet a hatásfok. Ennek okán keressük, hogy milyen jelenség okozhatja az eltérést. Egyik gyanúnk a duplán megszólaló klaszterek (lásd 2.5 fejezet). Ezt tudjuk vizsgálni a duplán megszólaló klaszterek szűrése után mért hatásfokkal, aminek eloszlása a 24. ábrán látható. A 24. ábra alapján a duplán megszólaló klaszterekkel önmagában nem lehet magyarázni, hogy miért jön ki alacsonyabbra a detektor hatásfoka.

Mivel a hatásfok elmarad a várakozásoktól, elvégeztem, egy újfajta vizsgálatot. Azt vizs-



24. ábra. A detektor hatásfoka a többször megszólaló klaszterek szűrésével

gáltam, hogy ha a 0. és a 2. detektorrétegben pontosan egy beütés volt, akkor az 1. detektorrétegben milyen arányban találtam beütést. Ennek a vizsgálatnak az eredménye a 25. ábrán látható. Ez alapján arra következtetek, hogy megfelelő optimalizálás mellett még növelhető a hatásfok, tehát a jövőben van értelme folytatni ezt a kutatást. Erre az alapján következtetek, hogy ha feltételezzük, hogy a detektorunk hatásfoka magas és a belső zaja alacsony, emelett a háttérből származó beütések aránya is kicsi, akkor ha a 0. és a 2. detektoron beütés keletkezik, azt nagy valószínűséggel egy a nyalábból származó részecske okozta, ami áthaladt az 1. szenzor érzékeny rétegén is. Másik szempontból, ha az előbbi eseményben az 1. detektoron is beütés keletkezett, azt nagy valószínűséggel egy nyalábból származó részecske okozott, amin nagy valószínűséggel a 0. rétegben is nyomot hagyott. Mivel csak az olyan eseményeket vizsgáltuk, amelyekben a 0. rétegben egy beütés volt, ezért a két részecske nagy valószínűséggel egy és ugyanaz. Ennek a vizsgálatnak a gyenge pontja az, hogy a következtetései csak akkor igazak nagy valószínűséggel, ha a feltevései teljesülnek. Ha ezek közül valamelyik nem teljesül, akkor könnyen hamis eredményt kaphatunk. Mivel jelen esetben a kezdeti feltételek teljesülését nem tudjuk mérni, ebből a vizsgálatból végleges következtetés nem vonható le.



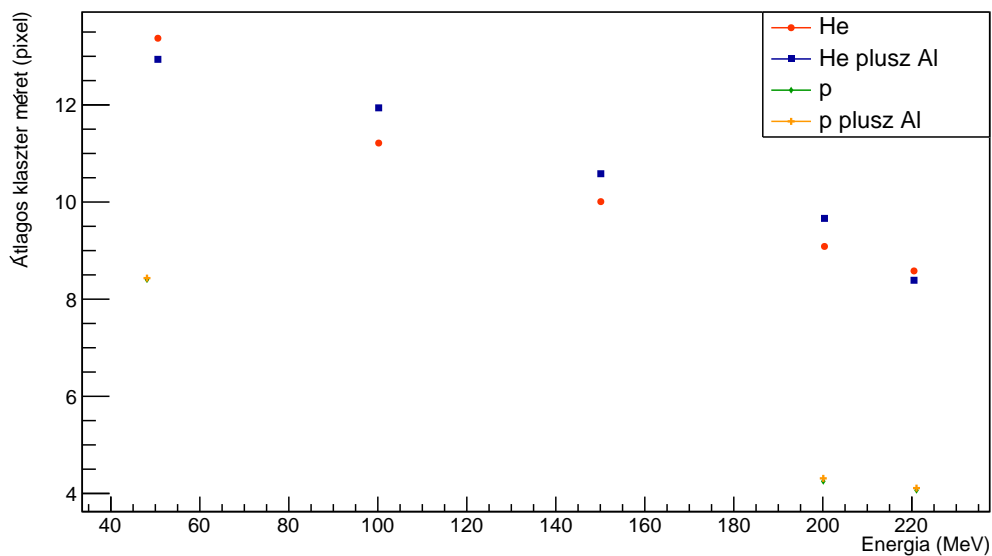
25. ábra. Az 1. rétegben a talált beütések aránya, ha a 0. és a 2. rétegben pontosan 1 beütés volt.

Még meg kell említenem, hogy a magas energián protonnyalábbal és alumínium lemez nélkül végzett mérések esetében a hatásfok kiugróan alacsony volt (ahogy ez a 22. és a 24. ábrákon látható). Ennek alapvetően két fajta indoka lehet. Az egyik az, hogy az a jelenség, amelyik a többi esetben a hatásfok csökkenést eredményezte különösen jellemző erre a két mérésre. A másik lehetséges ok, hogy valamiért ez a két mérés hibás. És természetesen bármilyen egyéb indoka is lehet a hatásfokcsökkenésnek. Jelenleg nem tudunk semmi konkrétat a hatásfokcsökkenés konkrét indokairól, habár két okot kizárhatunk. Egyrészt ahogy a 25. ábrán is látszik, ezekben az esetekben a vizsgált detektorrétegben megtalált részecskék aránya kimondottan magas volt. Tehát a jelenséget nem indokolja, hogy a detektor ne észlelt volna beütéseket az adott eseményekben. Másrészt lefuttattam ennek a két adatsornak a vizsgálatát úgy is, hogy saját események alapján korrigálta a detektor pozícióját az analízis és úgy is, hogy egy harmadik (proton 50MeV) esemény adatai alapján. A hatásfok lényegében megegyezett. Tehát a hatásfokcsökkenés nem magyarázható azzal, hogy valamiért pontatlan lett a detektor pozíciójának korrekciója. Ezt a jelenséget egy referenciaméréssel célszerű lenne vizsgálni, ha ott eltűnik a

hatásfokcsökkenés, akkor a jelenség valószínűleg az adott mérésre volt csak jellemző. Ha viszont megmarad, akkor érdemes tovább vizsgálni, mivel akkor az orvosi kezelés során is számítani kell a megjelenésére.

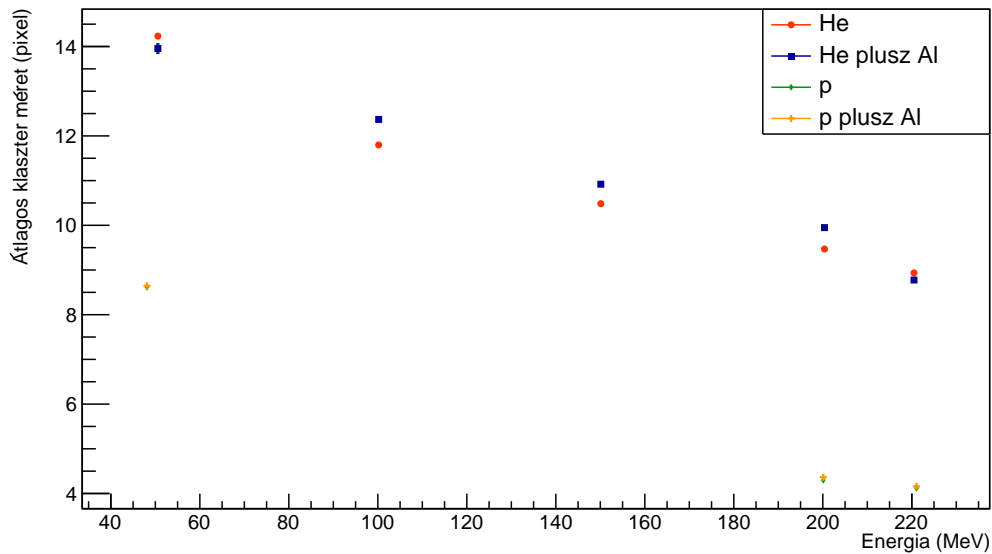
### 3.2. Klaszter méret vizsgálata

Először a duplán megszólaló klaszterek szűrésének a hatását vizsgáltuk a klaszterméret eloszlásra. A 26. ábra a szűrés előtti, míg a 27. ábra a szűrés utáni klaszterméret eloszlást ábrázolja a részecskére jutó energia függvényében proton és hélium ionokra, alumínium réteg közbeiktatásával és anélkül.



26. ábra. A p és He ionok klaszterméret eloszlása alumínium lemezzel és nélküle.

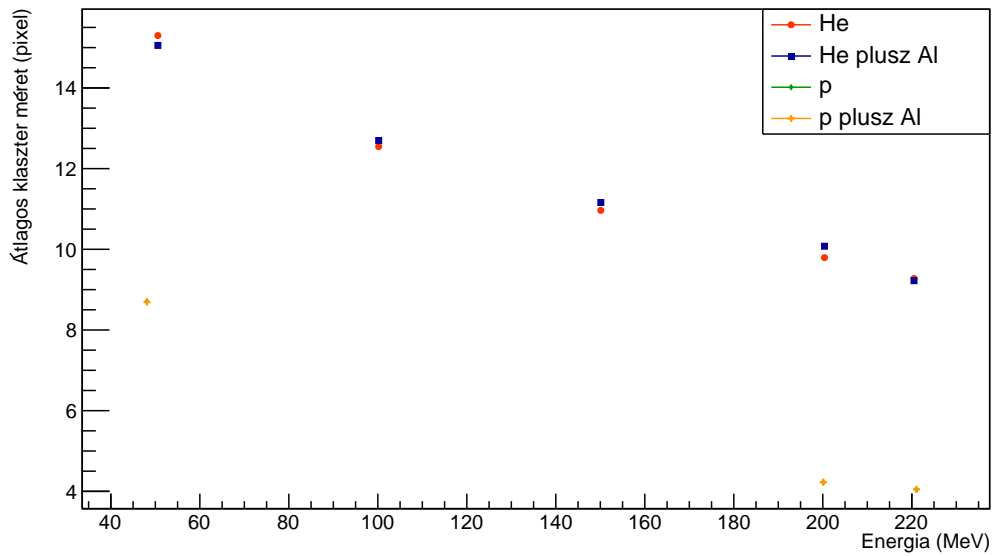
Ahogy azt ezen az energiatartományon várjuk, a klaszterek mérete az energia csökkenésével nő. Emellett elvileg az alumínium réteggel és anélkül felvett eloszlásoknak meg kéne egyezniük, mivel az alumínium réteg előtti detektorréteget vizsgáljuk. Ez a protonokkal felvett adatsor esetén egyértelműen teljesül, ám a hélium adatsor esetén eltérést tapasztalunk, ami további vizsgálatra ad okot.



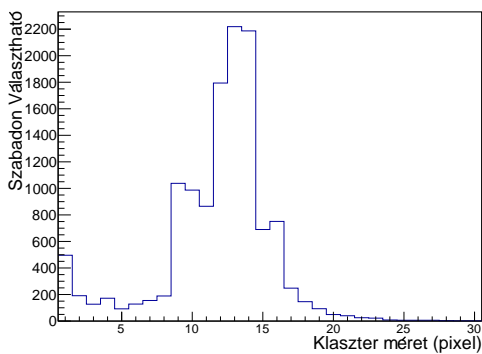
27. ábra. A p és He ionok klaszterméret eloszlása a többször megszólaló klaszterek szűrésével.

Most azon klaszterek méreteloszlását vizsgáljuk, amelyekhez részecskepályát tudtunk rendelni. Azért várjuk, hogy ez különbözik az előző eloszlástól, mivel feltételezhető, hogy a zajból származó klasztereket nem fogjuk részecskepályához rendelni, amik feltételezhetően kisebbek, mint a részecskék által keltett klaszterek. Mint az alábbi ábrán is látszik, így már közelebb kerül egymáshoz a hélium klasztereinek méreteloszlása alumínium réteggel és nélküle, míg a protoné lényegében ugyanaz marad. Ebből arra következtethetünk, hogy az alumínium réteggel felvett adatok esetében nagyobb a zaj. Érdekes kérdés, hogy ennek a zajkülönbségnek lehet-e köze az alumíniumréteghez. Ezt a jövőben érdekes lehet vizsgálni.

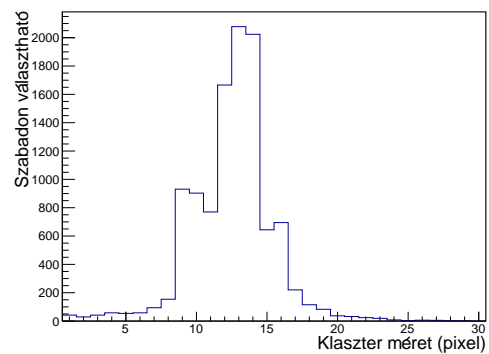
A 29. és a 30. ábrán a  $100\text{MeV}/u$  energiájú He ionok klaszterméret eloszlás látható az összes klaszter alapján, a részecskepályához rendelt klaszterek alapján. Jól látható, hogy a második eloszlásban sokkal kisebb a néhány pixel nagyságú klaszterek aránya. Ez feltehetően azért van, mert a kicsi klaszterek nagyrészt zajból származnak. A zaj viszont csak nagyon kis valószínűséggel lesz egy részecskepályához rendelve, így a második eloszlásba ezek már nem kerülnek be.



28. ábra. A p és He ionok részecskepályához rendelt klaszterméret eloszlása a többször megszólaló klaszterek szűrésével.



29. ábra. 100MeV/u He klaszterméret eloszlás



30. ábra. 100MeV/u He részecskepályához rendelt klaszterméret eloszlás

A 29. és a 30. ábrákból jól látszik, hogy a klaszterméret eloszlások szórása elég nagy, ami korlátozhatja a részecskeazonosításbeli szerepüket.



## 4. Összefoglalás

Az előzőeket összegezve. Szeretnénk proton sugárterápiás kezelés pontosságát növelni, azáltal, hogy jobban ismerjük, hogy a betegben a proton mennyi energiát és milyen mélyen ad le. A betegről a kezelés elején nagy energiájú protonok segítségével szeretnénk képet alkotni. Ez szükségessé teszi egy proton komputertomográf készítését, melynek hasonló a működési elve a hagyományos komputertomográféhoz, annyi különbséggel, hogy a beteg mögött a rajta áthaladó protonok energiáját mérnénk, így meg tudjuk mondani, hogy az mennyi energiát adott le a betegben. Ebből tudjuk számolni, hogy a besugárzás során az alacsonyabb energiájú részecskék milyen mélységben fogják a legtöbb energiát leadni.

A proton komputertomográfhoz szükségünk lesz kaloriméterre. A kaloriméterben szenzorok és alumínium rétegek fogják egymást követni, és a részecske energiáját alapján véve az alapján lehet eldönteni, hogy hányadik rétegig jutott el. Ehhez szükségünk lesz egy jó helyfelbontású, nagy részecske sűrűség mellett is működő, magas hatásfokú és alacsony zajú detektorra. Erre a célra az ALPIDE alkalmasnak tűnik. Kutatásunk célja, hogy ellenőrizzük, az ALPIDE alkalmasságát. Ehhez méréseket végeztünk, hasonló körülmények között (alacsony energia, alumínium lemez jelenléte), mint amik közt majd a kaloriméterben is működniük kéne. Jelen dolgozat keretein belül ennek a mérésnek a kiértékelésében vettem részt.

Az analízis során az EUTelescope szoftvert használtam. Alapvetően két dolgot vizsgáltam. Egyrészt a klaszterek méretének eloszlását. Itt az volt a kérdés, hogy a klaszterek mérete alapján lehetséges-e finomítani, korrigálni a kaloriméterrel mért energiát. Másrészt, hogy a részecskék pályáját milyen hatásfokkal tudjuk követni ilyen körülmények között. Ezt úgy vizsgáltam, hogy az EUTelescope detektorréteg vizsgálatára kifejlesztett algoritmusával vizsgáltam az egyik detektorréteget, és ennek hatásfokát próbáltam optimalizálni az adatfeldolgozás lépéseinek optimális beállításával, illetve a duplán megszólaló klaszterek szűrésének a bevezetésével. Ha a detektorréteg így számított hatásfoka megközelíti az ALICE által publikált értékeket, akkor azt mondhatom, hogy az adatfeldolgozás az adott beállításokkal várhatóan jó hatásfokkal tudja majd követni a részecskék pályáját.

A klaszterméret eloszlás a várakozásoknak megfelelően alakult. Minél kisebb energiájú a

részecske annál, nagyobb klasztert hagy a detektorban. Ez alapján úgy néz ki, hogy a klaszterméretet fel lehet használni részecske energia mérésének finomításában, korrigálásában, két erősen korlátozó tényezőt figyelembe véve. Egyrészt a klaszterek átlagos mérete elég kicsi (4-16 pixel), ami korlátozza a klaszterméret alapján megállapítható energia pontosságát. Másrészt a klaszter méret eloszlásnak elég nagy a szórása, tehát bizonytalan, hogy egy ismert energiájú részecske mekkora klasztert hagy maga után, így a klaszterméretből csak elég nagy bizonytalansággal lehet a részecske energiájára következtetni. Összegezve, ez a mérés alapján a klaszterméret alkalmasnak tűnik, rá, hogy finomítsuk, korrigáljuk vele, a kaloriméterrel kapott részecske energiákat. Az, hogy a klaszterméretből milyen pontossággal tudunk a részecske energiájára következtetni, azt egy későbbi analízis során érdemes vizsgálni.

A részecske pályák vizsgálatánál a mért hatások nem volt nagyon alacsony, de elmaradt a várttól. Ezért bevezettem a többször, egymás után, egy eseményben, egy helyen megszólaló klaszterek szűrését. A hatások így sem érte el a kívántat. Ez után végeztem egy egyszerű mérést. Azt vizsgáltam hogy ha két rétegen volt egy-egy beütésem, akkor a harmadik rétegen volt-e beütésem. Az jött ki, hogy az esetek 97 – 99,8%-ban volt beütés a harmadik rétegen is. Ez arra enged következtetni, hogy a detektor hatásoka lényegében azonos, mint az ALICE mérésekben, viszont az adatfeldolgozó rendszer még nincsen megfelelően optimalizálva. Tehát a részecskék pályakövetése nem lehetetlen (80–96%-ban sikerült), viszont a megfelelő működéshez még tovább kell fejleszteni az algoritmusát.

Összegezve az analízisnek az eredményeit, klaszterek alapján korrigálni az energiát és nyomonkövetni a részecskét ez a mérés alapján megvalósíthatónak tűnik. De ahhoz, pontosabban meg lehessen mondani, hogy a klaszter méretből mekkora szórással tudjuk az energiát becsülni, vagy hogy a részecskepályát milyen valószínűséggel és milyen részecskesűrűség mellett tudjuk meghatározni, további vizsgálatok szükségesek.

## 5. Kitekintés

Érdeemes lehet az analízis lépésben, az ablakszélesség választásához egy automatikus algoritmust írni. Ennek az algoritmusnak lehet az a működési elve, hogy a vizsgált rétegben néhány eseménnyel eltoljuk a beütéseket. Így kapunk egy háttérrel, hogy milyen eloszlása van a számított és megtalált beütések közti távolságoknak. Ez után ezt az eloszlást össze kell hasonlítani a rendes vizsgálat eloszlásával. Amikor ahol a rendes eloszlás kilép a háttér valahány szigma-szorosából, ott meg lehet húzni az ablakszélességet. Az algoritmus nehéz kérdése, hogy hogyan hasonlítjuk össze a két eloszlást. Mert se normalizálva, se beütésszámot vizsgálva érdemben nem lehet összehasonlítani őket. Célra vezető lehet, hogy ha az egyik eloszlást 1-re, a másikat  $n$ -re normalizáljuk úgy, hogy a görbék a két szélső szakaszukon illeszkedjenek egymásra. Az illesztés módjának jelentős hatása lehet az ablakszélességre.

Feltételezzük, hogy a zaj lehet, hogy abból származik, hogy olyan beütéseket is részecskepályát illesztünk, amiket nem egy részecske okozott. Ezt a gyanút kétféleképpen tudjuk igazolni, vagy cáfolni. Egyrészt vizsgálhatjuk csak azokat az eseményeket, amelyekben minden rétegen csak egy beütést találtunk. Annak kellően kicsi az esélye, hogy mindkét részecskepályát illesztéshez használt rétegen a zaj miatt legyen egy beütésünk (mivel a mérés). A másik lehetőség, hogy eltoljuk a vizsgált rétegben az eseményeket, így csak véletlenül észlelt részecskepályákat kapunk. Ezek mennyiségét összevetve a vizsgálatban, a vizsgált rétegen meg nem talált részecskepályák számával lehet következtetni rá, hogy ez a jelenség felelős-e az alacsonyabb hatásfokért, vagy sem. Ha bebizonyosodik, hogy igen, akkor a részecskepályakereső algoritmus finomabb hangolásával meg kell próbálni elkerülni ezt a jelenséget.

Ezt a detektort a jövőben nagy részecskesűrűség mellett is szeretnénk tudni használni. Ehhez ismernünk kell, hogy mi az a maximális részecskesűrűség, aminél még meg tudjuk különböztetni a klasztereket és a részecskepályákat. Ezt első közelítésben lehet úgy vizsgálni, hogy több esemény klasztereit áthelyezünk egy eseménybe, és azt vizsgáljuk, hogy az így kapott eseményen melyen hatásfokkal működnek a klaszterkereső és részecskepályát követő algoritmusok. Ennek a módszernek előnye, hogy nem kell különböző sűrűségeken több mérést végeznünk, hanem elég alacsony sűrűség mellett egy nagy statisztikával rendelkező mérést felvenni. Hátránya, hogy így

nem kapunk információt arról, hogy a detektor kiolvasó rendszere és hűtése hogy viseli a nagy részecskesűrűséget. Érdekes feladat az, hogy hogyan lehet növelni azt a részecskesűrűséget, ami mellett az adatokat feldolgozó program még működőképes marad.

A részecske pályák meghatározásánál a törött vonal modellt alkalmazzuk. Ennek két alkalmazhatósági feltétele a jövőben nem egyértelmű, hogy teljesülni fog. Egyrészt az alumínium rétegek vastagsága nem biztos, hogy elhanyagolható lesz a rétegek közti távolsághoz képest. Másrészt alacsony energián a részecskék jobban szóródnak, így nem biztos, hogy közelítőleg merőleges marad a pályájuk a detektorrétegekre. Ez indokoltá teszi egy új részecskepálya követő algoritmus keresését és tesztelését.

## 6. Köszönetnyilvánítás

Ez úton is szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek, dr. Varga-Kőfaragó Mónikának rengeteg segítségéért és végtelen türelméért, de legfőképpen azért a kutatói mentalitásért, amit közös munkánk során elleshettem tőle: biztos vagyok benne, hogy ez későbbi pályafutásom szempontjából is meghatározó lesz. Köszönettel tartozom dr. Barnaföldi Gergelynek hasznos tanácsaiért és észrevételeiért. Itt kívánom megköszönni a University of Bergen, a Bergen University Collage, a Helse Bergen, az Utrecht University és a DKFZ Heidelberg dolgozóinak azokat a mérési adatokat, amelyek nélkül e dolgozat nem készülhetett volna el. A dolgozat létrejöttét a NKFIH/OTKA K 120660 számú pályázata támogatta.

## Hivatkozások

- [1] Mónika Varga-Kőfaragó, Anomalous Broadening of Jet-Peak Shapes in Pb-Pb Collisions and Characterization of Monolithic Active Pixel Sensors for the ALICE Inner Tracking System Upgrade (2018)
- [2] A. F. Zarnecki and P.Niezurawski, EUDET Telescope Geometry and Resolution Studies arXiv:physics/0703058 [PHYSICS]

- [3] Applicability of Proton Therapy Treatments <http://www.praxis-margareten.at/2013/proton-therapy/>
- [4] Komputertomográf <https://commons.wikimedia.org/wiki/>.
- [5] EUDAQ Dokumentáció és forráskód <http://eudaq.github.io>.
- [6] EU Telescope dokumentáció és forráskód <http://eutelescope.web.cern.ch/>.
- [7] Particle Data Group <http://pdg.lbl.gov/2017/AtomicNuclearProperties/>
- [8] Deutsches Krebsforschungszentrum in der Helmholtz-Gemeinschaft <https://www.dkfz.de/en/index.html>
- [9] Fowler JF. What can we expect from dose escalation using proton beams? *Clin Oncol.* 2003;15(1):S10-S15.
- [10] Hansen, David & Seco, Joao & Sangild Sørensen, Thomas & Petersen, Jorgen & E Wildberger, Joachim & Verhaegen, Frank & Landry, Guillaume. (2014). A comparison of dual energy CT and proton CT for stopping power estimation. *Medical Physics*.
- [11] Damjanovich, Sándor, Fidy, Judit, és Szöllősi, János, *Orvosi biofizika* (2007)
- [12] ALICE Collaboration, "Technical Design Report for the Upgrade of the ALICE Inner Tracking System", Tech. Rep. CERN-LHCC-2013-024. ALICE-TDR-017, CERN, Geneva, Nov, 2013. <https://cds.cern.ch/record/1625842>
- [13] ProCure Training and Development Center <https://www.procure.com/Proton-Therapy-Basics/what-is-proton-therapy>
- [14] PhD thesis C. Collins feketé, Univ. Laval (2017)
- [15] Helge Egil Seime Pettersen, A Digital Tracking Calorimeter for Proton Computed Tomography (2018)

- [16] L. Rossi, P. Fischer, T. Rohe, and N. Wermes, Pixel detectors: from fundamentals to applications. Particle Acceleration and Detection. Springer, Berlin, 2006.  
<http://cds.cern.ch/record/976471>

## Hivatkozások