## Gáztöltésű PET detektor kifejlesztése

# Németh Dániel\*

Fizikus BSc III. Eötvös Loránd Tudományegyetem Természettudományi Kar





Témavezető: Hamar Gergő

**2014.** November 16. <sup>1</sup>

 $^{1\,*}nemeth.daniel.1992@gmail.com$ 

## Tartalomjegyzék

| 1. | Bev                         | vezetés                                 | <b>2</b>  |  |
|----|-----------------------------|---|-----------|--|
|    | 1.1.                        | Motiváció és célok                      | 2         |  |
| 2. | Detektor Technológia        |   |           |  |
|    | 2.1.                        | Sugárzás és anyag kölcsönhatása         | 3         |  |
|    |                             | 2.1.1. Töltött részecskék kölcsönhatása | 3         |  |
|    |                             | 2.1.2. Foton és anyag kölcsönhatása     | 3         |  |
|    |                             | 2.1.3. Pozitrónium                      | 4         |  |
|    | 2.2.                        | Részecskefizikai detektorok             | 5         |  |
|    |                             | 2.2.1. Gáztöltésű detektorok            | 5         |  |
|    |                             | 2.2.2. Szcintillátorok                  | 7         |  |
|    | 2.3.                        | Orvosi Detektorok                       | 8         |  |
|    |                             | 2.3.1. Röntgen                          | 8         |  |
|    |                             | 2.3.2. MRI                              | 9         |  |
|    |                             | 2.3.3. CT                               | 9         |  |
|    |                             | 2.3.4. PET                              | 11        |  |
| 3. | Sokszálas kamra alapú PET 1 |   |           |  |
|    | 3.1                         | Korábbi konstrukciók                    | 14        |  |
|    | 3.2                         | Detektor felénítése                     | 15        |  |
|    | 0.2.                        |   | 10        |  |
| 4. | Eredmények                  |   |           |  |
|    | 4.1.                        | NaI(Tl) szcintillátor tesztmérés        | 16        |  |
|    | 4.2.                        | Kozmikus mérés                          | 18        |  |
|    | 4.3.                        | Mérések a CAMAC rendszerrel             | 21        |  |
|    | 4.4.                        | Három dimenziós mérések                 | 23        |  |
| 5. | ó. Összefoglalás            |   | <b>27</b> |  |
| 6. | 6. Köszönetnyilvánítás      |   | 28        |  |
| 7. | Hiv                         | atkozások                               | 29        |  |

## 1. Bevezetés

#### 1.1. Motiváció és célok

Az orvosi fizika igen izgalmas része a mai orvostudománynak. Amikor a szükség hozza, az ember alanyává válik különböző fizikai mérésnek, melyek segítségével információ szerezhető problémája forrásáról, mint például egy törött csont állapota vagy egy daganat helye a testben. Manapság ez a tudományág jól fejlődik, hisz az orvostudományban rendkívül elterjedt a különböző implantátumok, detektorok, részecskegyorsítók és lézerek használata, amiket folyamatosan fejlesztenek.

A daganatos megbetegedések száma rohamosan növekszik a lakosság körében [1], így egyre jobban szükségessé válnak a daganatok mélyebb megértésére irányuló kutatások. A Pozitron Emissziós Tomográf a jelenleg használt legjobb detektor, ami képes a daganat pontos helymeghatározására, viszont rendkívül drága eszköz, illetve korlátozott a használati módja.

Célként tűztük ki, egy új gáztöltésű PET detektor kifejlesztését. A detektor a közel katódos sokszálas kamrák technológiájára épít. Az új detektortól várjuk, hogy a helyfelbontása legyen jobb, mint a mostanában használt orvosi PET-eké [2], közel azonos hatásfok mellett. Képes legyen a három dimenziós helymeghatározásra, használható legyen erős mágneses térben, hogy MRI-vel összeköthető legyen és nem utolsó szempont a költséghatékonyság, ami révén a kelet-európai és fejlődő országok számára is könnyen elérhetővé válhat a technológia.

### 2. Detektor Technológia

#### 2.1. Sugárzás és anyag kölcsönhatása

A mai tudásunk szerint a világ a Standard Modell [3] szerint épül fel. Léteznek alapvető elemi részecskék, mint a kvarkok, leptonok, bozonok, és ezekből épülnek fel a nagyobb, akár már mikroszkóppal is látható atomok. Az elemi részecskék jelenléte határozza meg a nagyobb elemek tulajdonságait, mint például a töltését, tömegét. A részecskéket és elektromágneses sugarakat közvetlenül nem tudjuk felismerni, de anyaggal kölcsönhatva különböző hatást fejtenek ki, és ezt a hatást vizsgálva felismerhetjük az adott részecskét.

#### 2.1.1. Töltött részecskék kölcsönhatása

Ha egy töltött részecske áthalad egy közegen, akkor az elektromágneses köcslönhatás során a gáz atomjai ionizálódhatnak, gerjesztődhetnek. A részecskék ionizáció során elszenvedett energiaveszteségét Bethe és Bloch [4] tanulmányozta. Egy adott úthosszon leadott energia várható értéke a relativisztikus hatásokat figyelembe véve az egyenlet a következő formát veszi fel:

$$\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi k^2 e^4 n Z_{\alpha}^2}{m_e v^2} (ln \frac{2m_e v^2}{I} - ln(1 - \beta^2) - \beta^2 - p)$$
(1)

Ahol  $\beta = \frac{v}{c}$ , c a vákuumbeli fénysebesség,  $k = \frac{1}{4\pi\epsilon_0}$  ahol  $\epsilon_0$  a vákuum permitivitása, e az elektron töltése. Az átlag körüli fluktuációt Landau által levezetett eloszlás adja meg [5].

#### 2.1.2. Foton és anyag kölcsönhatása

Semleges részecskének nevezzük azokat a részecskéket, amelyeknek nincs elektromos töltése. Ilyen például a foton, ami fotoeffektus és Compton-effektus során kölcsönhathat az anyaggal, illetve párkeltésben is részt vehet.

Fotoeffektus során [6] a teljes foton ( $\gamma$ ) elnyelődik az anyagban, és a gerjesztés hatására egy  $e^-$  lép ki az anyagból. A felszabaduló elektron mozgási energiája a foton energiájának és a kilépési munkának az összege.

Compton-effektus [7] esetén nem nyelődik el a  $\gamma$ , csak energiát ad le egy  $e^-$ -nak, és a beesési szögtől különböző szög alatt továbbhalad.

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) \tag{2}$$

Ahol  $\lambda$  a beérkező foton hullámhossza,  $\lambda'$  a szóródott foton hullámhossza, h a Planck állandó  $m_e$  az  $e^-$ tömege c a fénysebesség és  $\theta$  a szórás szöge. A jelenség inverze, amikor a szóródás után nagyobb energiájú gamma keletkezik, megfigyelhető a kozmikus háttérsugárzásban (CMB)[8].

Párkeltés esetén nagy (legalább 1,022 MeV) energiájú  $\gamma$  az atommag közelébe érve eltűnik, és egy  $e^-$  és egy  $e^+$  keletkezik a helyében, úgy, hogy az impulzus, az energia és az össztöltés megmarad. A jelenséget a tömeg és az energia ekvivalenciájával magyarázhatjuk meg, mivel  $E = mc^2$ , így az 1,022 Mev az az elektron és a pozitron ( $e^+$ ) tömegének felel meg.

#### 2.1.3. Pozitrónium

Pozitróniumnak hívjuk azt a rendszert, ahol egy pozitron és egy elektron kering egy közös tömegközéppont körül [9]. Kvantummechanikailag tekintve a rendszert, két ízben létezhet a komponensek spin állásától függően. Előfordul egy szinglet, orthopozitrónium névvel, aminek bázisvektora:

$$|s = 0, s_z = 0 >= \frac{1}{\sqrt{2}} (e_{\uparrow}^- e_{\downarrow}^+ - e_{\downarrow}^- e_{\uparrow}^+)$$
(3)

A triplet állapot neve parapozitrónium, lehetséges vektorai a következőek:

$$|s=1, s_z=1 >= e^+_{\uparrow} e^-_{\uparrow} \tag{4}$$

$$|s = 1, s_z = 0 >= \frac{1}{\sqrt{2}} (e_{\uparrow}^- e_{\downarrow}^+ + e_{\downarrow}^- e_{\uparrow}^+)$$
(5)

$$|s=1, s_z = -1 >= e_{\downarrow}^- e_{\downarrow}^+ \tag{6}$$

Az s a spint jelöli, az  $s_z$  a spin z irányú komponensét.

A nyilak a spin z komponensének irányát jelzik. Az orthopozitrónium általában páros számú  $\gamma$ -ra bomlik, ahol főként az 511 keV energia dominál. Parapozitrónium ellentétben a szinglettel páratlan számúra bomlik. A valószínűsége annak, hogy csak egy  $\gamma$  keletkezik, a spin-energia-momentumtól és a töltéstől függ, amit a következő egyenlet ír le:

$$(-1)^{l+s} = (-1)^n \tag{7}$$

Ahol n jelöli a fotonok számát. A hullámfüggvény tulajdonságai miatt a legtöbbször l=0 állapot teljesül, ami azt jelenti, hogy a  ${}^{3}S_{1}$  triplet állapot legalább három  $\gamma$ -ra bomlik.

A két és három fotonos bomlás valószínűsége  $\sigma_{2\gamma} = 372\sigma_{3\gamma}$ , ami azt jelenti, hogy 97.5%-a a bomlásoknak a szinglet állapot bomlása, vagyis főként 2  $\gamma$  keletkezik, 511 keV energiával.

#### 2.2. Részecskefizikai detektorok

Többféle detektort kifejleszettek az elmúlt 100 év során, különböző részecskék detektálására. Léteznek olyanok amik a részecskék energiáját mérik, mint a kaloriméterek. Vannak amik nyomkövetésre valók, mint a buborékkamák, gáztöltésű detektorok, és félvezetőn alapuló detektorok. A mérésem szempontjából legfontosabbak a gáztöltésű detektorok, illetve a szcintillációs detektorok, így ezeket fogom az alábbiakban röviden ismertetni.

#### 2.2.1. Gáztöltésű detektorok

A mai részecskefizika egyik legnagyobb feladata a részecskék detektálása és azonosítása tömegük és töltésük szerint. A töltéssel rendelkező részecskék szabad elektronokat hagynak maguk után a detektor terében, és ezeket összegyűjtve és sokszorozva információ nyerhető az ionizáló részecske tulajdonságairól. Ha egy semleges részecske vizsgálata a cél, akkor valamilyen kölcsönhatás segítségével először töltött részecskéket kell létrehoznunk, és azokat kell detektálnunk. Az ionizáló sugárzás detektálására általában gáztöltésű detektorokat használunk. Az 1900-as évek elején Rutheford és Geiger építették az első ilyen típusú detektort [10], majd Wilson kifejlesztette 1912-ben a ködkamrát. 1968-ban George Charpak létrehozta az első sokszálas proporcionális kamrát, és ezzel forradalmasította a részecskefizikai detektortechnológiát. Charpak által kifejlesztett detektor [11] gyorsabb mérést eredményez, és pontosabban képes meghatározni a részecske áthaladásának a helyét a detektorban, és az anyagmennyisége is kisebb mint az elődeinek.

A feszültség - áram karakterisztikája a gáztöltésű detektortoknak a 1. ábrán látható.



1. ábra. Feszültség-Ionizáció karakterisztika [12]

Az első sokszálas kamra kifejlesztése óta nagy fejlődésen ment keresztül ez a tudományág. Több kutatócsoport is próbálta optimalizálni a szálszerkezetet vagy éppen a detektorban lévő gáz típusával próbálták javítani a detektálás hatásfokát. Sokszálas kamrák esetén klasszikusan a szálak a detektor terének szimmetriai közepén helyezkednek el, de a közelkatódos sokszálas kamra (CCC) [13] esetében asszimetrikus lesz az elektromágneses tér. Az elektromos teret a szálak alakítják ki maguk körül, és a közéjük helyezett térformáló szálak segítségével elérhető az optimálisabb térkonfiguráció. A 2. ábrán látható egy fénykép illetve szerkezeti rajz egy ilyen detektorról. A kamrákban általában nemesgáz alapú gázkeveréket használnak [14] a mérések során. Emiatt használnak gyakran  $ArCO_2$  [15] gázkeveréket, ahogy mi is ezt tettük a méréseink során.



2. ábra. A CCC kamrák asszimetrikus térszerkezete (bal), fénykép egy szálakkal szálakkal felszerelt nyáklapról (jobb fenn) illetve a szálsík szerkezeti rajza (jobb lenn) [16]

#### 2.2.2. Szcintillátorok

A szcintillátorok olyan anyagok, amik az ionizáló sugárzás hatására rövid fényimpulzust bocsátanak ki. Mivel ez a fény gyenge (szabad szemmel nehezen megfigyelhető) illetve gyakran túl van a látható tartományon, ezért fotoelektron-sokszorozóval (PMT) [17] erősítik, majd a kapott jelet számítógépen dolgozzák föl. A fotoelektron-sokszorozó cső (PMT) egy olyan vákuumcső, melynek végablaka fényérzékeny (alkákálifém) bevonattal rendelkezik: ez a fotokatód. A csőben 10-12 lépcsőben egyre magasabb feszültségre kapcsolt elektródok (dinódák) vannak elhelyezve, melyek a fotokatódon fény hatására keletkező elektronokat felgyorsítják, ill. a dinódákon további elektron-kilépés is történik, ezáltal "sokszorozódnak", és a többlépcsős dinóda rendszeren áthaladva az anódon összegyűjthetők. A sokszorosítás megközelítőleg  $10^6 - 10^8$  nagyságrendű.

Egy szcintillátorból és egy PMT-ből álló rendszer a 3. ábrán látható.



3. ábra. Szcintillátor és PM cső [18]

Fajtájuk szerint léteznek például szervetlen anyagok (plasztik), szervetlen ionkristályok (NaI(Tl), CsI(Tl), BGO) szerves egykristályok (antracén, naftalin) szcintilláló oldatok (toluol) is. Méréseink során plasztik és NaI(Tl) típusú szcintillátort is használunk. Azért használtunk különböző szcintillátorokat, mert a plasztik nem képes jól érzékelni a nagyenergiás fotonokat, míg a NaI(Tl) típusú detektor igen, viszont a kozmikus mérések során jobban funkcionál a plasztik. Nagy előnye a szcintillátoroknak, hogy könnyedén lehet nagy méretű detektort építeni, magas hatásfokkal rendelkeznek és jó az idő és energia felbontásuk. Két mérés között eltelt holtidejük csak  $10^{-9}$  s. A szcintillátorok tipikusan jól működnek magas hőfökön és akár erősen rezgő-mozgó rendszerben is.

#### 2.3. Orvosi Detektorok

Az orvostudományra manapság nagy hatást gyakorol a részecskefizikai detektortechnológia. Különböző típusú, egymástól lényegében eltérő méréseket is végeznek az orvosok effajta detektorokkal, hogy az adott problémára/betegségre a legjobb megoldást tudják javasolni. Többek között vizsgálatokat végeznek röntgensugarakkal, pozitronnal, gerjesztett atomokkal, lézerrel, illetve részecskegyorsítókat is alkalmaznak gyógykezelési terpáiás célokra.

#### 2.3.1. Röntgen

Az első fizikai Nobel-díjat Wilhelm Conrad Röntgen kapta a róla elnevezett sugár feltalálásáért. Az egész felfedezés azzal kezdődött, mikor Röntgen egy érdekes jelenségre figyelt fel. Fényképezés során a kisülési cső mellett lévő fekete kartonpapírba csomagolt fényképezőlemezeken furcsa sötét foltok jelentek meg. Ez a jelenség gondolkodóba ejtette, és vizsgálatokba kezdett. A kisülési csőben az elektromos kisülés során létre-jövő fényeket szerette volna megszűrni fekete kartonpapírral, viszont mikor feszültség alá helyezte az eszközt és lekapcsolta a fényeket, a bárium-platina-cianiddal bevont ernyő fluoreszkálni kezdett. Mikor különböző tárgyakat helyezett a cső és a papírlemez közé, a jelenség enyhén halványabb lett, majd a kezét is odahelyezte a lemez és a cső közé, aminek hatására a lemezen megjelent a kezének a csontszerkezete. Tanulmányában megemlítette, hogy mivel több méter távolságból is fénylett a cső, így nem katódsugár volt. Ezután hetekig dolgozott a jelenségen, és a feleségének a kezéről egy 20 perces expozíció után részletes képet készített, amit meg is jelenített az első publikációjában, és a jelenséget X-sugárnak hívta, amit később róla neveztek el. Az első röntgen felvétel a 4. ábrán látható.



4. ábra. Az első röntgen felvétel [19]

Ezután a vizsgálati módszer rohamosan terjedt egész Európában és Amerikában. Az orvostudomány számára jelentős mértékű fejlődést hozott Röntgen találmánya. Mára már mindennapossá vált a röntgenfelvétel készítése a kórházakban.

A röntgensugár igazából nagy frekvenciás  $\gamma$ , ami a csontot érve szóródik, és ezt a hatást kihasználva képet kaphatunk a csont szerkezetéről.

#### 2.3.2. MRI

Az eljárás lényege az, hogy erős elektromágneses tér hatására az alany sejtjeinek vízmolekuláiban lévő hidrogénmagot gerjesztik és polarizálják. A gerjesztés több lépésben történik, először egy nagyon erős, több tesla nagyságrendű stabil teret kapcsolnak be az alany körül, mely polarizálja a hidrogénmagot, majd bekapcsolnak egy időben változó kHz nagyságrendű teret, amit gradiens mezőnek neveznek, illetve egy rádiófrekvenciás mezőt is gerjesztenek, aminek a jelei egy antenna segítségével könnyedén mérhetők. Az MRI kétdimenziós képet alkot a test egy részéről, amit aztán kicsit átalakít, és akár három dimenziós kép is kapható az alanyról. Az MRI mérésekhez nincs szükség radioaktív elemekre, mint a CT esetén, így az egészségügyi kockázat jelentős mértékben csökken ahhoz képest, bár vannak bizonyított káros hatásai is az erős mágneses térnek. Az anyagszerkezetben felforrósodások jönnek létre, amelyek roncsolhatják, megváltoztathatják az alany testének egy kis részében az anyagszerkezetet, de ez a hatás kontrollálható.

#### 2.3.3. CT

Godfrey Hounsfield, angol villamosmérnök volt a Computer Tomográfia egyik szülőatyja, nélküle nem tartana ott az orvosi detektortechnológia, ahol most tart. Kezdetben, 1967-ben a röntgenfelvételek számítógépes feldolgozásán dolgozott, illetve egy olyan eszközt tervezett, ami képes volt a háromdimenziós modellezésre. Az első eszközével egy holttest preparált agyát, majd marhaagyvelőt szkennelt be, és mikor nem látott elváltozást rajtuk, akkor saját magán is kipróbálta azt. Az első klinikai alkalmazására azonban 1971 október elsejéig kellett várni, amikor is sikerült kimutatni egy cisztát egy beteg agyában. 1979-ben Nobel-díjat is kapott Hounsfield az orvostudományon belüli számítógépes analízis területének fejlődéséért. A díjat megosztva kapta Allan M. Cormackkal, aki a matematikai modelljét dolgozta ki a tomográfianak.

A mai CT detektorok már igen csak eltérnek Hounsfield eszközétől. A megfelelő leképezés miatt kezdetben még egy vizes-zsákot is elhelyeztek az alany feje mellett. Jelenleg egy nagy teljesítményű röntgencső, és egy detektor-ív forog a páciens körül. Nagyjából tized fokonkénti felvételt készít a testről, illetve a rekonstrukciós algoritmus a  $\mu$ -vel jelölt sugárelnyelődési tényezőt meghatározó ún. gyengítési tényezőt képes meghatározni. A 5. képen látható egy CT detektor, illetve annak részei.



5. ábra. Rajz egy CT mérésről [20]

Egy fordulatot a gép átlagosan 1 másodperc alatt tesz meg, de a gyorsabb gépek elérhetik a 0.3 tized másodperces értéket. A forgás egy spirálpálya mentén történik, így a páciens egész teste feltérképezhető a detektor segítségével, és a vizsgálat nem telik túl sok időbe.

Manapság gyakran párosítják a CT-t egy PET detektorral [21], hogy még pontosabb képet kapjanak a vizsgált testrészről. Bár ezekkel a vizsgálatokkal a sugárterhelés ugyan nő, de nem jelent túl nagy veszélyt az emberi szervezetre. Az ember éves átlag terhelése 3.6 mSv körül található [22] míg átlagosan egy CT vizsgálat 6 mSv sugárterhelést okoz.

#### 2.3.4. PET

A PET rövidítés a Pozitron Emissziós Tomográfiát takarja, ami jelenleg az egyik legkorszerűbb vizsgálati módszer az orvostudományban. Nagy előnye, hogy még az anatómiai elváltozások előtt képes kimutatni az eltérést a szervezetben, mivel a legtöbb betegség, daganat először a működésében változtatja meg a szervet. Ahhoz, hogy egy daganat fejlődhessen, sok energiára van szüksége, amit főként a cukorból képes kinyerni. Ha a cukor útját nyomon lehetne követni, akkor képesek lennénk feltérképezni a szervek belső szerkezetét és a tumor pontos helyét is. Innen jött az ötlet, hogy egy cukormolekulát alakítsunk át úgy, hogy az tartalmazzon valami bomló elemet, mint például a  $^{18}F$ , melynek bomlási sora a következő:

$$^{18}F - >^{18}O + e^+ + \nu_{electron}$$
 (8)

Az FDG (fluoro-dezixi-glükóz) egy olyan cukormolekula, amiben kicseréltek egy <sup>18</sup>Oxigént egy <sup>18</sup>Fluor-ra. Szerkezeti rajzát a 6. ábra utatja be.



6. ábra. FDG szerkezeti képlete [23]

A daganatok megnövekedett cukorigénye miatt felgyülemlik az FDG a daganat helyén, és azon a területen így aktívabban sugároz a test. Ezt a sugárzást detektálva megmondhatjuk a daganatok pontos helyét. A 7. képen lelet látható egy PET vizsgálatról. A világosabb területek mutatják a tumor helyét. A detektáláshoz a pozitron annihilációs effektusát használják fel. Az annihiláció során a pozitron első lépésként találkozik egy  $e^-$ -al, majd úgynevezett "pozitrónium" atomot alkotnak együtt, ami azt jelenti, hogy közös tömegközéppont körül keringenek, majd szép lassan közeledve egymáshoz egyesülnek az annihilációs folyamatban, és két 511 keV energiájú  $\gamma$  keletkezik, amik egymáshoz képest 180 fokos szög alatt szétrepülnek.



7. ábra. Lelet egy PET mérésről [24]

Az egyenest, ami mentén haladnak a fotonok "Line of response"-nak, magyarul válaszegyenesnek nevezzük. Detektálva a fotonokat két pontot kapunk, melyeket összekötve megkapjuk a válaszegyenest. Sajnos az egyenes pontos megadását több tényező is befolyásolja. A 8. ábrán is látszik, hogy a szcintillációs kristályoknak van egy méretük, ami a mélységélességet csökkenti, mivel szélesebb válaszegyenest eredményeznek.



8. ábra. Rajz a válaszegyenesről [25]

A nagy energiás  $\gamma$  gyakran vesz részt a Compton effektusban, ami során meglök egy  $e^-$ -t egy atomban, ennek hatására energiát veszít, és megváltozott szög alatt kilép az atomból. Ha az effektus a szcintillátorban történik, akkor nem veszítünk el sok információt, de ha az még a páciens testében történik, akkor sikertelenné

válhat a mérés az adott esetben, tehát a megváltozott szög alatt kilépő fotont detektálva hibás válaszegyenest kaphatunk.

A PET nyújtotta precíziós eljárással képesek lehetünk a gyors beavatkozásra még mielőtt gyógyíthatatlanná válna a betegség. Azonban hátránya is van a detektornak, mégpedig, hogy rendkívül drágák az alkotóelemei. A manapság használt detektorok helyfelbontása sem a legoptimálisabb a széles válaszegyenes és a mélységélesség hiánya miatt. Az erős mágneses tér miatt az MRI PET-tel való párosítása nehézkessé válik a PET detektor alkotóelemei miatt, mivel manapság a PET detektorokat szcintillátorokból és PMT-kből építik fel, amik viszont nem működnek megfelelően erős mágneses térben. Komolyabb sugárterheléssel nem jár, de nem ajánlott a rendszeres vizsgálat, mert a vizsgálat 6 mSv terheléssel ér fel egy évre lebontva.

## 3. Sokszálas kamra alapú PET

Az első fejezetben ismertettem a detektor építésével kapcsolatos céljainkat és elvárásainkat. Korábbi, más kutatócsoportok általi konstrukciókat és az általunk fejlesztett detektor felépítését mutatom be a 3. fejezetben.

#### 3.1. Korábbi konstrukciók

Nem a mi csoportunk az első, amely belevág egy ilyen detektor építésébe. A Rutheford Appleton laboratórium épített egy MWPC alapú detektort, ami 20 kamrát és 21 ólom lapot tartalmazott. 7%-os hatásfokot sikerült elérniük a detektor segítségével. Egy másik esetben, a HIDAC [26] programban a sokszálas kamra fölé egy olyan réteget helyeztek, ami rengeteg apró lyukat tartalmazott. Ezt a réteget rendelték konverziós rétegnek. A konverziós réteg szerepe az, hogy felfogja a fotonokat, ennek a rétegnek a vastagsága határozza meg a detektálási valószínűséget. Detektoruk szerkezete a 9. képen látható.



9. ábra. HIDAC PET detektor szerkezete

A kísérlet nem járt túl nagy sikerrel, bár 4%-os hatásfokot sikerült produkálniuk, majd a technológia fejlesztését abbahagyták. Ezután kitalált egy másik kutatócsoport egy olyan detektort, ahol üveglapok közé helyeztek gázrétegeket, és itt az üveglap volt a konverziós réteg.

#### 3.2. Detektor felépítése

Az általunk fejlesztett új eszköz lényegében egy sokszálas proporcionális kamra közelkatódos megvalósítása, amit fotondetektálásra használunk. Mivel az orvosi PET detektor is fotondetektáláson alapul, így az általunk fejlesztett detekor is használható úgy mint egy PET detektor.

Elsőként egy száltekerő géppel elhelyeztük egymástól 2mm-re a szálakat. Az érzékeny szálak (sensewire, röviden: sw) 20 mikronosak a térformáló szálak (fieldwire, röviden: fw) pedig 100 mikron vastagságúak. Az sw szálakat 24 gramm-os súllyal az fw szálakat 36 gramm-os súllyal feszítettük meg a száltekerés során. A feszítés miatt, ha ráhelyezzük a szálakat a nyáklapokon található lézergravírozott műanyag száltartó lapokra és leragasztjuk őket, akkor azok megőrzik feszességüket, és a mérések során stabilak maradnak. Rossz hatással lenne a mérésre, ha szálak helyzete miatt folyamatosan változna a térszerkezet. Szálragasztás után keretragasztás illetve a 6 NYÁK lap összefűzése és ragasztása következett. Ragasztóként kettős epoxigyanta ragasztót használtunk a hőállása és tartóssága miatt. Egy NYÁK lap mérete 80 \* 60 mm<sup>2</sup>. A NYÁK lapokon található egy tüzión réteg, ami a konverzióért felel, anélkül a hatásfok 0 közelében lenne, illetve parketták, amik az egyik érzékelő csatorna a detektoron. A parkettákat 2 mm-re helyeztük el egymástól. A kamra effektív mérete:  $32 * 32 \text{ mm}^2$  a szálak és parketták méretei miatt. A következő lépés az elektronikai alkatrészek rászerelése volt, amit követően a detektor készen állt a mérésre. A folyamatot a 10. ábra mutatja be. Forrásként <sup>22</sup>Na-t használtunk, és a felhasznált gáz  $ArCO_2$  keverék 18Ar-82CO<sub>2</sub> %-ban. A kiolvasást először CAMAC [27] rendszerrel végeztem, ami a Computer Automated Measurement And Control rövidítést takarja, majd FPGA [28] alapú rendszerre váltottam, amiről a következő fejezetben számolok be.



10. ábra. A száltekerő gép(felső bal), a szálak ráragasztva a NYÁK lapokra (felső jobb), a NYÁK lapok összefűzve (alsó bal) és végül maga a detektor mérésre kész állapotban (alsó jobb)

## 4. Eredmények

A 4. fejezetben a detektorral való mérés eredményeit mutatom be, illetve azt, hogy mely elvárásaink teljesülnek 1. fejezetben leírtakhoz képest.

#### 4.1. NaI(Tl) szcintillátor tesztmérés

Ahhoz, hogy megtudhassuk a detektorunk működik-e vagy sem, referenciamérések szempontjából szükségünk van egy olyan eszközre, ami képes nagy energiás fotont érzékelni. Megmérve egy forrás energiaspektrumát, megtudhatjuk, hogy pontosan milyen folyamatok játszódhattak le. A különböző események jól definiált csúcsokat határoznak meg az energia spektrumban. Ilyen például egy bomlás során létrejövő részecske, aminek energiáját mérve közel ugyanazt az értéket kapnánk, ezért a spektrumot megmérve, az adott csúcsot látva megbizonyosodhatunk arról, hogy a forrásunk mit is sugároz. A szcintillátor teszmérés logikai rajzát a 11. ábra hivatott bemutatni.



11. ábra. Na<br/>I(Tl) szcintillátor mérési összeállítása

Pozitron forrásként a 2.602 év felezési idejű  $^{22}Na - t$  használtunk, ami a következő módon bomlik:

$${}^{22}Na - {}^{22}Ne + e^+ + \nu_e. \tag{9}$$

A bomlás után a pozitron annihilálódik, és keletkezik két 511 keV energiájú  $\gamma$ , illetve a bomlás során véletlenszerű irányba kirepül egy 1275 keV energiájú  $\gamma$ , ami a <sup>22</sup>Ne legerjesztődése során jön létre. A szcintillátor spektrumára a 12. ábrát kaptuk:



12. ábra. $\mathrm{NaI}(\mathrm{Tl})$ által detektált spektrum

Ez nem a teljes spektrum, ugyanis történt két vágás, az egyik a compton élen, illetve egy a második csúcs után. Az ábrán jól látszik az 511 keV-es és az 1275 keV-es csúcs. Az 511 keV-es csúcs jele jelentősen nagyobb, hiszen az nagyobb valószínűséggel jut a detektorba, és így többet mérünk belőle.

#### 4.2. Kozmikus mérés

Első lépésként a detektort teszteltük le egy kozmikus mérési beállítással, amihez plasztik szcintillátorokat használtunk triggerként. Azért hasznos a kozmikus mérés a pozitronból származó foton detektálása helyett, mert a kozmikus  $\mu$  részecske áthalad az egész detektoron, és minden rétegben ionizálja a gázt, s az elektromágneses tér hatására  $e^-$  lavinát kelt, ami összegyűlik az érzékelő szálakon. Ez egy normál sokszálas detektor tesztmérés, amivel a detektor minden rétegét le tudjuk tesztelni. A szálakon összegyűlt töltést mérhetjük az adc segítségével. A kozmikus mérési összeállítás logikai rajzát a 13. ábrán láthatjuk



13. ábra. Kozmikus mérési beállítás

A detektor elforgattam úgy, hogy a szálsík vízszintesen helyezkedjen el, majd elhelyeztem egy-egy szcintillátort a detektor alatt és felett. A kiolvasás a két szcintillátor koincidenciájakor történt, ez akkor valószult meg, ha egy kozmikus  $\mu$  áthaladt mindkét szcintillátoron. Az ionizáció során leadott töltés eloszlását Lev Davidovics Landau vezette le [29], emiatt tiszteletből róla nevezték el a görbét, aminek az egyenlete:

$$p(x) = \frac{1}{2} \int_{\infty}^{\infty} e^{-t \log t - xt} \sin(\pi t) \mathrm{d}t$$
(10)

Az egyenletet tovább alakítva a következő alakba írhatjuk:

$$p(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}(x+e^{-x})} \tag{11}$$

Az egyes csatornákon leadott töltést ábrázolva megkaphatjuk a Landau típusú görbéket 14. ábra. A 0-ban látható egy nagy csúcs, ami a pedestal-t jelenti. A pedestal az az alap érték, amihez képest a töltéseloszlásunkat mérjük, és azért van a nullába tolva, hogy könnyebben lehessen értelmezni a töltéseloszlást.



14. ábra. Leadott töltés ábrája, Landau eloszlás

Ábrázolva az összes leadott töltést a parkettákon az sw szálakon leadott töltés függvényében, megtudhatjuk, hogy van-e kapcsolat közöttük. Ha jól működik a detektor, az összes töltéseknek korrelálnia kell egymással, ami jelen esetben egy lineáris függvényt jelent. A korrelációt a 15. ábra mutatja.



Sum sw-pad korrelacio

15. ábra. Korreláció az sw és pad csatornák között

Jól látszik a korreláció, hisz a pontok jórészt egy egyenesbe esnek, így a detektor biztosan működik, képes a kozmikus müonok detektálására. Az egyes csatornákat esemény szinten vizsgálva az is megállapítható, hogy melyik szálon haladt át az adott részecske, hiszen amelyik szálhoz legközelebb volt az áthaladás során, annál nagyobb jelet mérhetünk a szálon.

Van egy tartomány a sw-k tengelyén, ahol jelsűrűsödést láthatunk, amit az okozott, hogy technikai okok miatt a parkettáknak csak a felét olvastam ki (16-ból 8-at), míg a sw csatornák közűl egyet hagytam ki (6 csatornából 5 volt kiolvasva), emiatt voltak olyan események, amiket csak az érzékeny szálak érzékeltek, ennek nyoma van a grafikonon is. Nagyon minimálisan látszódik a parketták tengelyén is a jelsűrűsödés a kihagyott sw csatorna miatt, ám ezen mérési pontok elhanyagolhatóan kevesen vannak.

#### 4.3. Mérések a CAMAC rendszerrel

A mérési összeállítást megváltoztatva felkészítettem a detektort a pozitronannihilációból származó foton detektálására. A detektor lapjait úgy állítottam be, hogy azok szembe nézzenek a szcintillátorral, és a forrást közöttük helyeztem el. A mérési összeállítás a 16. képen látható.



16. ábra. PET + NaI(Tl) mérési beállítás

A 17. ábrán a mérési összeállítás látható.



17. ábra. Fénykép a mérési összeállításról, balra a detektor, középen a forrás egy kis fém kalitkában, jobbra tőle a szcintillátor. A szcintillátor alatt az előerősítő, a szcintillátortól jobbra az ADC és a CAMAC rendszer találhaó.

A szcintillátor jelére triggerelve mértem a detektor jelét, így csak akkor lettek felvéve a detektor adatai, amikor a szcintillátor jelezte, hogy volt esemény. A jelet CAMAC rendszerrel olvastam ki. A kapott adatokat egy általam írt program segítségével kiértékeltem, és ábrázoltam az adatokat.

A beérkező foton kiüt egy elektront, s az egyes csatornákon az elektron lavina hatására a 18. ábrán lévő jelnagyság eloszlás vált láthatóvá.

A detektorban van egy alap feszültség érték, amit pedestal-nak nevezünk. A mért értékeinket a pedestal-



18. ábra. Töltés egy pad csatornán

hoz képest zézzük, így logikus lépés a pedestal értékét a 0-ba tolni, hogy a jelünk könnyen kezelhető és értelmes számok legyenek. A jelen végeztem egy vágást a zajcsúcs félértékszélességének függvényében. Azért volt erre szükség, hogy jól külön lehessen választani a jelet a zajtól.

Ha a szcintillátor megszólalt, akkor kiolvastuk a kamra jelét. A következő ábrán egyszerre ábrázoltam a szcintillátor jelét véletlen triggerrel, illetve akkor ha megszólalt a kamra 19.



19. ábra. Szcintillátor spektruma detektorban lévő foton detektálás esetén

Lenormálva a háttérre, jól látszik, hogy az 511 keV-es csúcs a válogatott trigger esetén 20-as szorzóval nagyobb a háttérhez képest, mint a véletlen triggerrel számolva, ez bizonyítja a kamra működését, vagyis azt, hogy a detektor képes a forrás által keltett pozitron annihilálódásából származó fotonok érzékelésére.

#### 4.4. Három dimenziós mérések

Átváltva FPGA + Raspberry Pi [30] rendszerre az adatkiolvasás egyszerűbbé vált. Az új rendszer előnye az, hogy egyszerűbbé és gyorsabbá teszi a kiolvasást.

A 20. ábrán látható az új beállítás logikai rajza.



20. ábra. Mérés logikai rajza FPGA alapú kiolvasás esetén

Illetve a mérésről egy fénykép a 21. ábrán. látható

A kis analóg erősítő kártyák rácsatlakoznak az FPGA-ra, amit a Raspberry Pi segítségével wifin keresztül kiolvastam. Írtam egy porgramot C + + nyelven, amivel az adatkiértékelést végeztem. Az adatkiértékelés menetének vázlata:

- 1 Beolvasás
- 2 Pedesztál értékének meghatározása.
- 3 Pedesztál félértékszélességének meghatározása.
- 4 Hisztogrammok létrehozása és feltöltése.
- 5 Klaszterek megkeresése és klaszter-hisztogrammok feltöltése.
- 6 Hisztogrammok kiírása.

Ábrázolva a hisztogrammokat a 22. ábrához hasonló eloszlásokat kaptam az egyes csatornákon.

Látszódik, hogy nincs nagy eltérés a korábbi mérésekhez képest. Megvizsgáltam különböző dimenzióban lévő (sw,fw,parketta) csatornák korrelációját egymással 23. ábra. A csatornák között jól látszódik a korreláció, hisz az adatok között jól kivehető az egyenes arányosság.



21. ábra. FPGA+Raspberry Pi mérési beállítás esetén az FPGA (bal) majd a detektor, a forrás (közép) a szcintillátor (jobb)



#### Töltéseloszlás egy csatornán

22. ábra. Jelalak egy csatornán

Mivel az FPGA alapú kiolvasórendszer lehetővé teszi a detektor összes csatornájának mérését, így lehetőségem nyílt megvizsgálni az sw, fw csatornák és a parketták jeleit. Zajcsökkentés érdekében, akkor számítottam eseménynek az eseményt, ha elért egy jól definiálható küszöbértéket a jel nagysága. Ha ez megtörtént, akkor megvizsgáltam a környezetében található csatornák jeleit, és azokat klaszterokba gyűjtöttem. A mérés során fixen tartottam a detektor és a szcintillátor távolságát, viszont változtattam a forrás helyzetét. Az először az fw csatornákkal párhuzamosan mozgattam a forrást, majd a parketták mentén. Az



23. ábra. Korreláció parketták és az sw szálak között (bal), sw és fw szálak között (közép) és a parketták és fw-k között (jobb) Mivel az egyik sw csatorna nem volt bekötve, így láthatunk egy kis jelet az első két képen a másik két csatorna jelében.

sw csatornák jeleit a 24. ábra, a parketták jeleit a 25. ábra az fw csatornák jeleit a 26. ábra mutatja be.



24. ábra. Az sw csatornákon mért klaszterek hely eloszlása az első (bal) és a második (közép) esetben. Nem látható változás a forrás mozgatásával. Méret eloszlása (jobb) megfelel a vártnak.

Mivel az sw csatornák a különböző kamra tartományokat jelentik, így az látszódik, hogy a helyeloszlás konstans. A kozmikus részecskék jelenlétét megszűrtem az analizáló programmal, ennek hatására jól látszódik, hogy csak 1 detektor rész szólal meg, ha a  $\gamma$  fotoeffektust okoz a kamrában. Mivel a  $\gamma$  fotoeffektus után megszűnik, illetve a kétszeresen Compton szóródott részecskék detektálási valószínűsége csekély, így azt várom, hogy a klaszterek mérete 1 legyen.

Forrást mozgatva különböző síkok mentén, azt várom, hogy változzon a parkettákon lévő eloszlás is.

A várakozás teljesült, a jel első esetben különböző parkettákon látszik, míg a második méréskor, amikor a parketták mentén mozgattam nem látható változás. A parketták 2 mm-re vannak elhelyezve egymástól, így azt várom a méréstől, hogy az átlagos parketta méret nagyobb legyen mint 1. A geometria változtatásával eltérő méreteloszlást érhetünk el.

Az fw csatornákhoz képesti pozíciót tekintve a  $^{22}Na$  forrás szintén nagyjából középen volt. Az fw csatornák mentén változtatva a forrás helyét nem szabadna változást látnunk a jelben, míg a második mérés alkalmával hasonló változást kellene látni mint a parketták esetén. Mivel minden sw szál mellett található egy fw szál is, és a lavinák vándorolva az sw szálakra nyomot hagynak a szálaktól néhány mm-re is, így azt várom, hogy a klaszter méreteloszlás az fw csatonrák esetében 2 legyen.

Nem változott a hely eloszlás, sem a méret eloszlás a mérés során. Az átlagos klaszterméret 2, így az



25. ábra. A parkettákon mért klaszterek hely eloszlása az első (bal) és a második (közép) esetben. Méret eloszlása a parketták mérete miatt magas. (jobb)



26. ábra. Az fw csatornákon mért klaszterek hely eloszlása az első (bal) és a második (közép) mérés esetében. Méret eloszlása az sw csatornák közelsége miatt 2 (jobb).

eredmény megfelel a vártaknak.

Minden csúcs ott látszódik ahol vártam, ezzel igazoltam, hogy a detektor működik, képes háromszor egydimenzióban detektálni  $\gamma - t$  és egyéb részecskéket is.

Ha a klaszterek számát elosztom az összes felvett esemény számával, akkor egy durva becslést kaphatok a hatásfokra, mivel a klaszterek száma az értelmes eseményeket takarja. A hatásfok meghatározása nehézkes, mivel nincs optimalizálva a detektor egyik paramétere sem, illetve a tüzión vastagsága is ismeretlen. A jelen detektor építésének a célja az volt, hogy igazoljuk a technológia működését.

## 5. Összefoglalás

Célunk az volt, hogy egy építsünk egy CCC technológián alapuló PET detektort. A detektor segítségével szereretnénk felismerni az 511 keV energiájú fotonok jelét és elkülöníteni más jelektől, mint például a kozmikus  $\mu$  részecskék ionizációja.

A detektort megépítettük a REGARD csoporttal, és sikeres tesztméréseket végeztünk vele. A tesztmérésekhez szcintillátorokat használtunk triggerként. Különböző kiolvasó rendszerekkel is leteszteltük a rendszert, mint például a CAMAC alapú kiolvasó rendszer, amivel a kozmikus  $\mu$  által keltett jelet olvastuk ki. Később átváltottunk FPGA alapú kiolvasó rendszerre, amit a Raspberry Pi mikroszámítógép vezérelt. A mérés során <sup>22</sup>Na béta bomló forrás volt a pozitron forrásunk.

Bebizonyítottam, hogy a detektor képes a kozmikus  $\mu$  érzékelésére a detektor teljes térfogatában és képes az áthaladó részecske áthaladási helyének pontos meghatározására. Ezután bizonyítottam, hogy képes az 511 keV-es  $\gamma$  detektálására, vagyis a  $\gamma$  által kiütött elektron okozta lavina érzékelésére. A detektor továbbá a lavina pontos helyét és méretét is képes meghatározni, amiből a válaszegyenes detektorban végződő végének a pozíciója határozható meg. Mivel a válaszegyenes másik vége a szcintillátorban végződik, ezért a válaszegyenesen megtalálható a <sup>22</sup>Na forrás. A CCC-PET teljesíti az elvárásainkat, mivel sikeres és értékelhető méréseket végeztünk vele. A mérési beállításainkat a közeljövőben fejleszteni tervezzük.

Következő lépésként egy nagyobb detektor megépítését tervezzük. Konverziós rétegként ólmot használnánk, mivel annak nagyobb a renszáma mint a tüziónnak, és így nagyobb valószínűséggel történik meg benne a konverzió. GEANT szimulációkkal tervezzük megvizsgálni a felhasználandó kamrák optimális számát és a konverziós réteg vastagságát. Szeretnénk továbbá a detektálás pontosságát növelni azzal, hogy sűrűbben helyezünk el parkettákat illetve szálakat. A közeljövőben tervezünk kettő új kamrát építeni, hogy két foton koincidenciájával ellenőrizhessük a triggereléshez szükséges paramétereket. A hatásfok nem csak a konverziós rétegen múlik, hanem a kamrában uralkodó nyomás is befolyásolhatja azt, emiatt tervezzük növelni a nyomást, hogy megnövekedjen a detektálási valószínűségünk. A detektort erős mágneses térben is tesztelni fogjuk, hogy megtudhassuk, hogy MRI-vel párosítható-e a közelkatódos technológia alapján épített PET. A szimulációk futtatása és a detektor fejlesztése a 2015. év elején meg is kezdődik.

## 6. Köszönetnyilvánítás

Mindenek előtt köszönetet szeretnék mondani témavezetőmnek, Hamar Gergőnek a sok segítségért és tudás megosztásáért, amit a detektor építésének megkezdésétől kezdve a dolgozat leadásáig kaptam. Külön köszönetet mondanék dr. Varga Dezsőnek a kutatócsoport vezetőjének, aki tapasztalatával és szakmai hátterével nagyban hozzájárult a dolgozat megírásához. A REGARD csoport minden tagját köszönet illeti a folyamatos segítségnyújtásért, dolgozat átolvasásáért és a hibák, javítási javaslatok jelzéséért. Továbbá minden hozzám közel álló személynek, aki segített a nyelvtani pontatlanságok és szakmai hibák kijavításában, illetve Pázmándi Péternek, aki megtervezte és elkészítette az FPGA-t. Kutatásunkat Varga Dezső Lendület pályázata támogatta.

## 7. Hivatkozások

## Hivatkozások

- P. Irigaray, J.A. Newby, D. Belpomme Lifestyle-related factors and environmental agents causing cancer: an overview - 2007. 12.
- [2] Dr. J. Nagy, Dr. R. Odhiambo, Ifj. Dr. P. Vittay Pozitron emissziós tomográfia Egészségügyi technológia értékelő áttekintés ajánlásokkal, ISBN 963 86789 7 6, Budapest - 2005.
- [3] D. Horváth A Standard Modell: mi az, és mire jó? Természet Világa, különszám 2000. 03.
- [4] F. Sauli Principles of operation of Multiwire Proportional and Drift Chambers 1977. 05. 03.
- [5] C. G., Physics of Particle Detection, AIP Conference Proceedings 422 1998
- [6] R. A. Millikan "A Direct Photoelectric Determination of Planck's "h"". Physical Review 7 (3): 355–388. 1916.
- [7] A. H. Compton: Secondary Radiations produced by X-rays and some of their applications to physical problems. University of Chicago Press - 1973.
- [8] G. F. Smoot "Cosmic Microwave Background Radiation Anisotropies: Their Discovery and Utilization". Nobel Lecture - 2007
- [9] H. Gottschlag Small Animal Positron Emission Tomography with Multi-Wire Proportional Counters; Inauguraldissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Naturwissenschaften im Fachbereich Physik der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster -2010
- [10] F. Lénárd Katód sugarakról tartott Nobel előadása 1906 05. 28.
- [11] G. Charpak, D. Rahm, H. Steiner Some developments in the operation of multiwire proportional chambers - 1970. 04. 01.
- [12] Cs. Gyurkócza GÁZIONIZÁCIÓS DETEKTOROK VIZSGÁLATA, BME,NTI 1977
- [13] D. Varga, G. Hamar, G. Kiss Asymmetric Multi-Wire Proportional Chamber with reduced requirements to mechanical precision; Nuclear Instruments and Methods in Physics Research - 2011
- [14] D. Kiss, M. Neményi Bevezetés a kísérleti részecskefizikába, ISBN 963-05-7539-6 1990
- [15] G. Kiss Innovatív gáztöltésű detektorok közvetlen és szimulációs vizsgálata; MSc ELTE TTK Komplex Rendszerek Fizikája Tanszék - 2012. május 30.
- [16] http://fizikaiszemle.hu/archivum/fsz1112/barnafoldi1112.html-2014.11.10.
- [17] H. Hertz Üeber einen Einfluss des ultravioletten Lichtes auf die electrische Entladung 1887
- [18] http://itl7.elte.hu/hlabdb/sokcsat/sokcs.html 2014.11.16.
- [19] W. C. Röngen Nobeldíj előadása 1901
- $[20] \ http://www.tankonyvtar.hu/en/tartalom/tamop425/0019\_1A\_Orvosi\_lekepezestechnika/ch12s03.html-2014.11.10.$

- [21] W. Römer , M. Chung , A. Chan , D. Townsend , F. Torok Single-detector helical CT in PET-CT: assessment of image quality 2004. 06.
- [22] Kwan-Hoong Ng Non-Ionizing Radiations Sources, Biological Effects, Emissions and Exposures -2003. 10. 20.
- [23] http://www.cerebromente.org.br/n01/pet/fdg.gif 2014.11.10.
- [24] http://www.aboutcancer.com/bone mets pet sah oct 2006 3.jpg-2014.11.10.
- [25] http://tech.snmjournals.org/content/37/2/63/F1.large.jpg-2014.11.10
- [26] P. Fonte Fast RPC technology for PET, XFEL and photon scanners; Vienna University of Technology - 2014. 03. 24.-25.
- [27] G. Zilizi doktori (Ph. D.) értekezés- Driftsebesség ellenörző rendszer fejlesztése a CERN L3 kísérletének müondetektorához; Debreceni Egyetem Természettudományi Kar Kísérleti Fizika Tanszék, Debrecen -2001
- $[28] http://so-logic.net/en/knowledgebase/fpga_universe 2014.11.10.$
- [29] M. D. Marucho, C. A. G. Canal, H. Fanchiotti The Landau Distribution for Charged Particles Traversing Thin Films, arXiv:hep-ph/0305310 - 2003. 05. 28.
- [30] http://www.raspberrypi.org/help/what is a raspberry pi/ 2014.11.10.