



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Villamosmérnöki és Informatikai Kar

Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszék

**Kufcsák András**

# **POI algoritmusok alkalmazásának vizsgálata képalkotó szenzorokhoz**

TDK dolgozat

Konzulensek

Dr. Fehér Béla

Játékos Balázs

Dr. Lőrincz Emőke

Budapest, 2013

## TARTALOMJEGYZÉK

Bevezetés.....	4
1 A PET berendezések felépítése és működési elve.....	6
1.1 A PET működési elve.....	6
1.1.1 A PET konstrukciójából származó hibák .....	8
1.2 A detektormodul .....	9
1.2.1 A detektor felépítése.....	9
1.2.2 A detektorban alkalmazott fényérzékelők .....	11
1.2.3 A detektor hibái.....	17
2 SPADnet.....	19
2.1 Mini-SiPM .....	19
2.2 A SPADnet1 szenzor .....	21
3 Pozícionáló algoritmusok .....	24
3.1 Hagyományos pozícionáló megoldások .....	24
3.2 Az algoritmus kiválasztásának szempontjai .....	27
3.2.1 Statisztikai információk felhasználása .....	27
3.2.2 Többszintű feldolgozás .....	29
3.2.3 Alkalmazás specifikus szempontok.....	29
3.2.4 Az algoritmus implementációs szintje.....	30
4 A választott pozícionáló megoldás .....	33
4.1 A választás igazolása.....	33
4.2 Az algoritmust megvalósító egység ismertetése.....	34
4.2.1 A topmodul.....	35
4.2.2 Az oszlopösszegző .....	39
4.2.3 A sorösszegző .....	40
4.2.4 A sorszorzó .....	41
4.2.5 Az osztó.....	43

5	Összefoglalás .....	45
	Köszönetnyilvánítás.....	46
	Ábrajegyzék .....	47
	Irodalomjegyzék .....	49

A műszaki tudományok és a technológia előrehaladása meghatározó szerepet játszik és új lehetőségeket teremt a társadalom és a tudományok valamennyi területén, így erőteljes kihatással van a medicina fejlődésére is. A modern orvostudomány és klinikai diagnosztika ugyanakkor a szélesedő orvostechnikai igényeken keresztül hat az egészségügyi technológia fejlődésére és állít újabb és újabb kihívásokat az ezen a területen munkálkodó kutatók és mérnökök számára. Ezek eredményezte, jelentősek a noninvazív, vagyis a vizsgált szervezet vágása, szúrása, vagy műtéti feltárása nélkül alkalmazható képalkotó diagnosztikai módszerek. Ezen eljárások közé tartoznak a tomográfiai vizsgálatok, melyek lényege hogy vetületi képekből, rétegfelvételek segítségével ábrázolják a vizsgált háromdimenziós objektumot.

A különböző tomográfiai módszerek különböző fizikai jelenségeket használnak fel a vetületi képek előállítására, így például a komputertomográfia (Computed [Axial] Tomography, CT) esetén röntgensugarak, a mágneses rezonanciás vizsgálatoknál (magnetic resonance imaging, MRI) elektromágneses sugarak segítségével készítenek képeket a vizsgált szervről vagy szervezetről. A nukleáris medicina területéhez tartozó pozitron emissziós tomográfiai (positron emission tomography, PET) vizsgálatok során a vizsgált szervezetben pozitronok és elektronok találkozásakor végbemenő fizikai folyamatokat és az ezek által szolgáltatott információt használják fel a képalkotás során. Míg a CT és MRI eljárások alapvetően a test anatómiai és szerkezeti felépítéséről és elváltozásairól adnak információt, addig működési elvénél fogva a PET vizsgálat a sejtek biokémiai és élettani folyamatairól, funkcionális elváltozásokról nyújt információt (még a fizikai elváltozás előtt), molekula szintű részletességgel térképezve fel a vizsgált területet. A korlátozott anatómiai feloldóképesség áthidalására, a funkcionális elváltozások anatómiai struktúrához való rendelésére az utóbbi években a PET és CT képalkotó módszerek együttes alkalmazását lehetővé tévő, kombinált PET-CT készülékek jelentek meg.

A PET diagnosztika célterülete a daganatos elváltozások kimutatása, hatékonysága egyértelműen bizonyított (Dr. Nagy, Dr. Odhiambo, & Ifj. Dr. Vittay, 2005) az onkológia számos területén, többek között tüdőrák, lymphoma, nyelőcsőrák, colorectalis rák és egyéb daganatok (agy- és gerincvelő, pajzsmirigy, here, sarcoma, melanoma) esetén. Az onkológiai vizsgálatok mellett a szervek hiányos vagy elégtelen működésének vizsgálatában is jól alkalmazható a módszer, így az ideggyógyászatban (epilepsziás góc azonosítása, Alzheimer-kór, Parkinson-kór felismerése), agyaktivációs vizsgálatokhoz,

és a kardiológia területén (a szívizom életképességének kimutatására). A berendezést gyakorta alkalmazzák kisállatok esetén is, farmakológiai kísérletekhez.

Bár a PET készülékek alkalmazása ma még nem széleskörű (2004 elején országonként eltérően 0,5-14 millió lakosra 1 készülék (Dr. Nagy, Dr. Odhiambo, & Ifj. Dr. Vittay, 2005)), elterjedésének korlátja elsősorban a PET készülék, és a működésénél alkalmazott radioaktív izotóp előállításáért felelős ciklotron rendkívül költséges előállítása. Az eljárás és a PET berendezések konstrukciója így jelenleg is aktív kutatási terület, folyamatos fejlesztés alatt áll. Ezen hatékonyság növelő fejlesztések célja tehát egyrészt a pontosság és megbízhatóság növelése, másrészt a konstrukció és így az előállítási és üzemeltetési költségek csökkentése.

A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Természettudományi Kar, Fizika Intézet, Atomfizika Tanszékén folyó kutatás, a több európai kutatóintézetet és egyetemet felölelő SPADnet projekt (SPADnet project, 2010) részeként a PET berendezések képalkotásban résztvevő érzékelő egységének fejlesztését tűzi ki célul. A detektor újfajta, félvezető technológián alapuló konstrukciója olcsóbb előállítási költségek mellett pontosabb diagnózist tehet lehetővé. Ezt egyrészt a felbontás növelésén keresztül éri el, másrészt az alkalmazott technológia lehetőséget nyújt mágneses térben való alkalmazhatóságra, így a PET-CT berendezésekhez hasonló, még pontosabb eredményt ígérő PET-MRI fúzióra. A detektor ilyen jellegű kialakítása új lehetőségeket vet fel, azonban a korábbiaktól eltérő követelményeket támaszt a rendszer további részei felé, további megfontolásokat igényel.

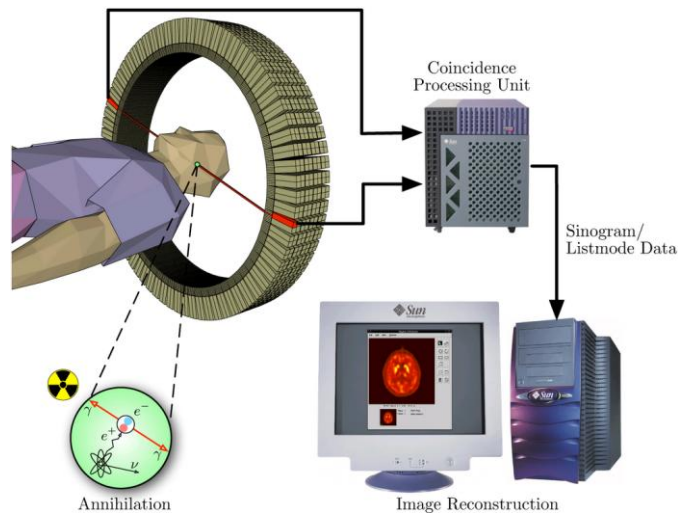
A dolgozat első fejezetében ismertetem a PET berendezések felépítését és működési alapjait, különös tekintettel a detektor egységre, és az azt alkotó szenzorra. Ezt követően bemutatom a SPADnet projekt keretében tervezett szenzor felépítését, legjellemzőbb tulajdonságait. A harmadik fejezet a képalkotáshoz szükséges információt biztosító POI (point of interest) algoritmus szerepét és feladatát ismerteti, melyben rendszerezem az algoritmus kiválasztását befolyásoló szempontokat, az azt befolyásoló követelményeket és tulajdonságokat. A fejezet ezután azt taglalja, miként befolyásolja ezeket a követelményeket és az algoritmus kiválasztását az algoritmus implementálásának hierarchiai szintje, illetve hogy a rendszer különböző részeiben történő implementációs megoldások milyen előnnyel és hátránnyal rendelkeznek. Ezek alapján javaslatot teszek az algoritmus egy lehetséges megvalósítására a SPADnet projekt keretében elkészülő szenzorhoz, melyet a negyedik fejezetben mutatok be. A dolgozat zárását összefoglaló és a további lehetőségeket taglaló kitekintő képzi.

# 1 A PET BERENDEZÉSEK FELÉPÍTÉSE ÉS MŰKÖDÉSI ELVE

## 1.1 A PET MŰKÖDÉSI ELVE

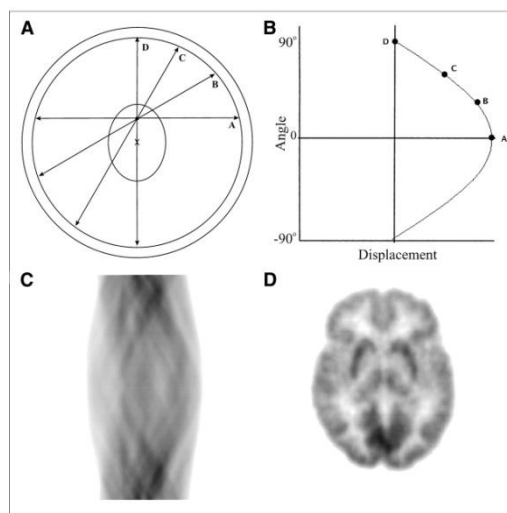
A pozitron emissziós tomográfiai eljárás esetén valamilyen pozitron sugárzással bomló radioaktív izotópokkal jelölt vegyületet juttatnak a vizsgált páciens szervezetébe, általában intravénás módon. A bomló izotópot kémiaiilag kapcsolják olyan molekulákhoz, melyek a sejtek anyagcseréjében aktívan részt vesznek, jellemzően valamilyen szénhidráthoz (a leggyakrabban glükózhoz). Az anyagcsere során az aktív molekulák a sejtek intenzitásától függően dúsulnak fel a szövetekben, rövid időn belül kvázi egyensúlyi állapotba kerülnek, így a kontrasztanyag térbeli sűrűségeloszlásából következtethetünk a szervezet funkcionális állapotára, a sejtek és szervek élettani állapotára (pl. a rákos sejtek jelentősen több cukrot vesznek fel), agyi anyagcsere-változásokkal járó állapotokra. Az erre használt izotópok (leggyakrabban carbon-11, nitrogén-13, oxigén, fluór-18 vagy rubidium-82) rövid felezési idejű izotópok (fluór-18 használatával létrehozott FDG, azaz 18-Fluoro-Deoxy-Glukóz esetén 110 perc), így a szervezetre nem jelentenek számottevő terhelést és nem változtatják meg a megjelölt molekulák biokémiai tulajdonságait, ugyanakkor erőst megkötést jelentenek, hiszen az izotópot előállító ciklotront a felhasználáshoz közeli helyre kell telepíteni.

Az izotóp bomlása során keletkező pozitron az elektron antianyag párja. Az emisszió után az alkalmazott kontrasztanyagtól és a páciens szervezetében levő elektronsűrűségtől függően néhány millimétert megtéve és lelassulva a szövetet alkotó anyag elektronjával ütközik, úgynevezett annihilációs kölcsönhatásba lép. A kölcsönhatásban a két részecske (elektron-pozitron) rövid időn belül ( $\sim 10^{-10}$  s) megsemmisül, és az együttes energiájuknak megfelelően 2 db, egyenként 511 keV energiájú gamma foton keletkezik. Az elektron pozitron pár összes impulzusa közel 0, a kölcsönhatásra jellemző impulzus-megmaradási feltételnek megfelelően így a két gamma foton egymással körülbelül 180 fokos szöget bezáró irányban terjed az annihiláció helyétől. A két ellentétes irányban terjedő gamma fotont a páciens körül gyűrű alakban elrendezett detektor modulok érzékelik. A gyűrű két átellenes pontján detektált részecske kijelöli azt az egyenest (line of response, LOR), amely mentén az annihiláció történt, ez pedig közel megegyezik a bomlás helyével. A gyűrűben tehát fontos szerepe van a gamma fotonok egyidejű detektálásának. Ehhez az egyes érzékelt gamma fotonokat (single event) időbélyeggel látják el, mely a detektálás idejét jelzi. Egy adott gamma foton és párjának érzékeléséhez (koincidencia detektálás) egy szűk időkeretet alkalmaznak (koincidencia ablak), melynek mérete jellemzően 3-10 ns. A koincidencia ablak méretének megfelelő megválasztásával a valódi koincidencia események többsége megtalálható.

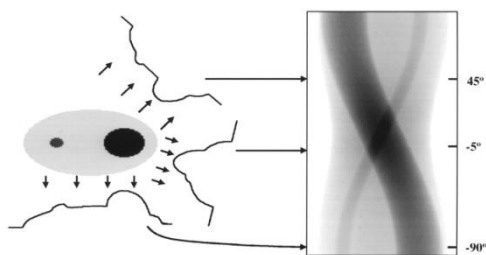


1. ábra – A PET működési elve (Wikipédia: Pozitronemissziós tomográfia, 2013)

A PET képképzésének, mint tomográfiai módszernek az alapja vetületi képek felhasználása. A vetületi képek előállítására annihilationokat kijelölő egyenesek (LOR) segítségével történik. Ha a LOR-okat úgy ábrázoljuk, hogy a hajlásszögüket jelöljük a látótér középpontjától vett távolságuk függvényében, szinuszos görbéket kapunk, ezek az úgynevezett szinogramok. A 2. ábra A és B részén egy aktív területet kijelölő 4 LOR-t ábrázoltak így, amin már a négy pontból is „látszik” a szinusz görbéje. Az 2. ábra C és D része egy valós szinogramot mutat, és az abból visszaállított képet. A fentiekből következően, a látótér középpontjában elhelyezett forrásnak megfelelő szinogram egy egyenes lenne. A szinogramokat tehát úgy is elképzelhetjük, mintha az egyes hajlásszögek irányában vett összes párhuzamos LOR-t, vagyis az adott hajlásszög irányában vett vetületi ábrákat ábrázolnánk a hajlásszög függvényében (3. ábra).



2. ábra – A szinogramok létrehozása (Frederic H. Fahey, 2002. június 1.)



3. ábra – Szinogram és projekció (Frederic H. Fahey, 2002. június 1.)

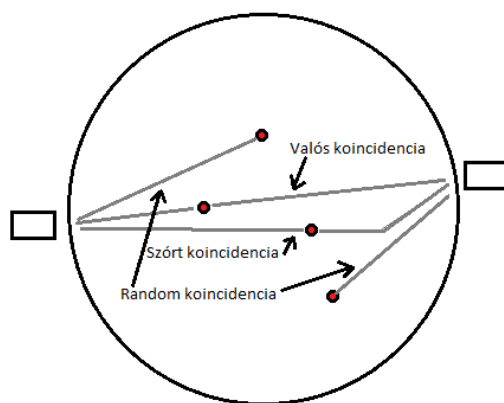
A PET 2 illetve 3 dimenziós képének szinogramokból történő előállítására különféle algoritmusokat alkalmaznak (pl. forward back projection (FBP), inverz radon transzformáció, ML-EM (maximum likelihood – expectation maximization), valamint gyorsított változata, az OS-EM (ordered subsets EM, egyéb iterációs eljárások), melyek eltérő karakterisztikával rendelkeznek a szükséges erőforrások, számítási idő, illetve zajérzékenység szempontjából.

### 1.1.1 A PET KONSTRUKCIÓJÁBÓL SZÁRMAZÓ HIBÁK

A PET berendezések képalkotása során számos fizikai eredetű, és a konstrukcióból származó hiba rontja a teljesítményt és igényel korrekciót. Ezeknek a részletekbe menő ismertetését, és a kiküszöbölésük módjának alapos magyarázatát mellőzve egy felsorolás szintű bemutatás szerepel itt.

Az eszköz fizikai korlátai közé tartozik, hogy a gamma fotonok forrásának pontja nem esik pontosan egybe az izotóp bomlásának pontjával, hiszen a lefékeződő pozitron több millimétert is megtehet elektronnal való ütközés nélkül. A rekonstrukciós algoritmusokban ezt a pozitron bomlások sűrűségként jellemzett intenzitásfüggvény helyfüggő elkenésével modellezik. A lefékeződő pozitron impulzusa ugyanakkor sok esetben nullánál nagyobb, véges mennyiség, így a keletkező gamma fotonok előjeles impulzus-összege is nullától különböző, azaz az irányuk által bezárt szög eltér 180 foktól. Ez az akollinearitásnak nevezett hiba, melyet a detektálások párba állításánál figyelembe kell venni, de pl. kisebb átmérőjű gyűrűk alkalmazása esetén a hiba kisebb mértékű. A gamma fotonok párba állításánál további hibát okozhat, ha a gamma foton szóródik a páciens testében és irányt változtat, a Compton hatásnak megfelelően. A hatás lényege, hogy az anyag részecskéivel kölcsönhatásba lépve energiát ad át azoknak, így a saját energiája csökken (hullámhossza nő), a szóródás szöge pedig véletlenszerű. A szóródott gamma fotonok kiszűrésében segíthet egy energiakorlát alkalmazása, mely csak az 511 keV érték körüli energiájú részecskéket veszi figyelembe.





4. ábra – A koincidencia detektálás három esete

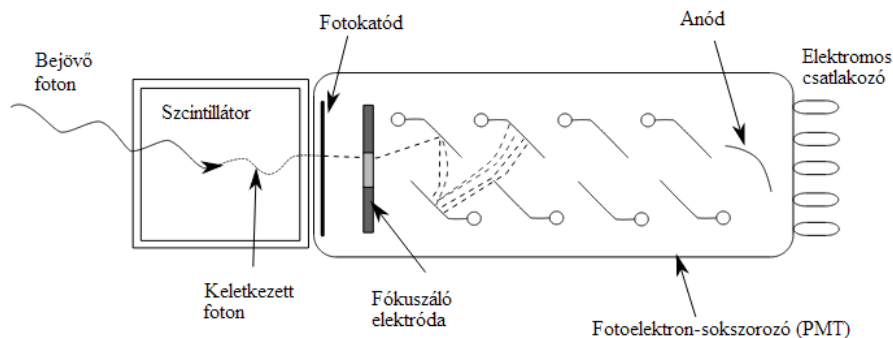
Míg ebben az esetben az észlelt gamma fotonok valódi annihilációból származnak, de az irányuk változtatása miatt annak pozíciója (a gammák LOR-ja) hibásan kerül meghatározásra, olyan eset is előfordulhat, melyben a gyűrű két, ellentétes pontján, koincidencia intervallumon belül mért gamma foton két különböző annihilációból származik (random koincidencia). A fenti hibák kiküszöbölésére a rekonstrukciós algoritmusok és eljárások valamilyen szintű korrekciót biztosítanak.

## 1.2 A DETEKTORMODUL

### 1.2.1 A DETEKTOR FELÉPÍTÉSE

A képképzésnél a LOR-ok pontos meghatározása érdekében szükséges, hogy a gamma fotonokat érzékelő detektormodul képes legyen az érzékelt gamma fotonok pozíciójának meghatározására. A radioaktív bomlásból származó pozitronok keltette gamma fotonok által hordozott információ elektromos jelekké alakítására használt megoldás, hogy szcintillációs kristályokat alkalmaznak a detektor egységekben. Ezek olyan anyagok, melyek a gamma foton elnyelésének hatására gerjesztett állapotba kerülnek, relaxációjuk során pedig UV vagy a látható fény tartományába eső fényfotonokat emittálnak ki. A hasáb alakban kialakított kristály oldalait fényvisszaverő réteggel ellátva, a látótér felőli oldalról érkező, kristályban elnyelődött gamma részecske által kiváltott fotonok a kristály átelleni oldalán lépnek ki abból, és az erre az oldalra illesztett fényérzékelővel elektromos jellé alakíthatóak (5. ábra). A fényérzékelő egység hagyományosan egy fotoelektron-sokszorozó (photomultiplier tube, PMT). A PMT bemenetére jutott fény egy fotokatód felületéről a fotoeffektus jelenségén keresztül elektronokat szabadít fel az eszközben. Ezek a fotoelektronok egymás utáni, egyre magasabb feszültségű elektródákba ütköznek, újabb elektronokat kiváltva a szekunder

emisszió jelensége során. A PMT kimenetén így nagyságrendekkel nagyobb számú részecske fog kilépni, mely már mérhető áramot eredményez. A sokszorosított részecskék aránya az eszköz erősítésnek nevezett jellemzője, melynek tipikus értéke  $10^6$ - $10^8$  között változik.

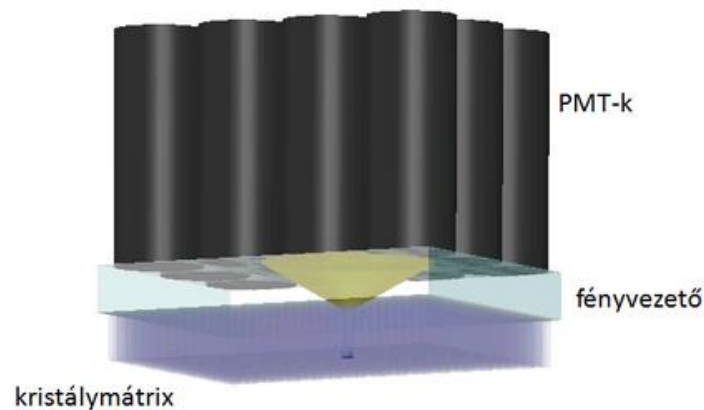


5. ábra – A fotoelektron-sokszorozó cső (PMT) felépítése (Wikipédia: Fotoelektron-sokszorozó, 2013)

A detektoroktól nem csak azt várjuk el, hogy képesek legyenek a gamma fotonok pozíciójának meghatározására, de fontos hogy mekkora felbontást biztosítanak a pozíció tekintetében. Mivel a páciens szervezetébe juttatott radioaktív anyag sem lehet tetszőlegesen nagy mennyiség, az is lényeges szempont, hogy a detektor mennyire érzékeny. A cél tehát, hogy biztosan elnyelje az 511 keV-os gamma fotonokat. Kívánatos, hogy a különböző energiájú részecskékre adott válaszuk is jól megkülönböztethető legyen (energiafelbontás), hogy a nem gamma foton által kiváltott gerjesztés és a szcintillátor természetesen jelen levő zaja kiszűrhető legyen. Fontos paraméter emellett, hogy az eszköz megfelelő sebességgel rendelkezzen (időbeli felbontás) a koincidencia hatékonyabb mérésére. A kapcsolódó fényérzékelő egység szempontjából ideális, ha minél több szcintillációs foton keletkezik, minél „fényesebb” a kristály, és nem elhanyagolható szempont a konstrukció előállítási költsége sem. A fenti, sokszor egymásnak ellentmondó követelményeket támasztó igények kielégítésére számtalan különböző megoldás merült fel, mind az alkalmazott szcintillátor anyagára és kialakítására vonatkozóan, mind a fényérzékelő elektronika tekintetében, valamint új jellegű konstrukciók alkalmazásával.

A jelenleg forgalomban lévő berendezésekben és a kísérleti kutatásokban leggyakrabban alkalmazott illetve vizsgált szcintillátorfajták a NaI(Tl), BaF<sub>2</sub>, BGO, LSO, GSO, LYSO, LaBr<sub>3</sub>, LFS, LuAP, LuI<sub>3</sub> vegyületekből felépülő szcintillátorok. Az egyes kristályfajták alkalmazhatóságát több szempont befolyásolja. A legfontosabb paraméterek a sűrűség (gamma elnyelési képesség, g/cm<sup>3</sup>), elnyelési hossz (mm), a fotoeffektus valószínűsége, a fényhozam nagysága (foton/MeV), relaxációs idő (ns), a kibocsátott fény hullámhossza (nm), illetve az anyag törésmutatója. Ezen paraméterek mind kihatással vannak a gamma foton becsapódásával kapcsolatos információk kinyerésére (pozíció, energia meghatározása), és a detektortól megkívánt, korábban említett tulajdonságokra.

A pozíció meghatározás pontosságának növelése érdekében a detektorokban kisebb kristályokat kezdtek el alkalmazni, mátrixba szervezett módon. A ma használatos detektorok esetében a kristálmátrixokban a kristálytűk száma néhány száz, esetleg ezres nagyságrendű, oldalhosszúságuk néhány milliméter. Ekkora számú és méretű kristály esetén a PMT-k nagysága illetve ára nem teszi lehetővé a közvetlen illesztést minden egyes kristálytűhöz. A teljes kristálmátrixhoz így kevesebb, téglalap alakban egymás mellé helyezett PMT-t csatlakoztatnak. A PMT-k bemenetét és a kristályokat fényvezető üvegréteg választja el egymástól. Az üvegréteg alkalmas arra, hogy a gerjesztéskor megszólaló kristály fénye több PMT bemenetére tudjon vetülni (6. ábra). A PMT-k kimeneti jeleiből ezután súlypontot számítva következtethetünk a megszólaló kristály, így a gamma foton elnyelésének pozíciójára. A módszert és korlátait a pozícionáló algoritmusokat taglaló fejezetben részletesen ismertetem.



6. ábra – A detektormodul hagyományos felépítése (Steinbach, 2011)

A fenti, hagyományos felépítés mellett számos újfajta módszer és konstrukció ötlete merült fel, többek közt eltérő geometriájú kristályok használata, fényérzékelő egységek alkalmazása a kristályok mindkét oldalán, vagy félvezető kristálytömbök (cadmium-zinc-telluride, CZT) használata. A gamma foton elnyelésére vonatkozó információkat bizonyos elrendezéseknél a szcintillátor jelalakja alapján határozzák meg (pulse shape discrimination, PSD). Ekkor az eltérő jelalakok alapja több rétegű kristályok alkalmazása, ahol az egyes rétegek különböző anyagból készültek (phoswitch design). Ezek a megoldások többnyire annak meghatározására is alkalmasak, hogy milyen mélyen nyelődött el a gamma foton a kristályokban (depth of interaction, DOI). Általános elterjedésük korlátja, hogy a kristályok bonyolult megmunkálása, illetve a többlet elektronika alkalmazása eredményeként jellemzően jelentős többletköltséggel készíthetőek el, ismertetésük a jelen dolgozatnak nem célja.

Az új konstrukciók alkalmazása, valamint az eltérő szcintillátorok anyagából és kialakításából származó előnyök vizsgálata mellett erőteljes kutatás indult meg a szcintillátor kristály által szolgáltatott fényt érzékelő eszközök területén is. A PMT-k esetében sokcsatornás PMT-k jelentek meg, ahol a 4-256 csatorna látja el a korábbi külön álló PMT-k feladatát, kompakt kiserelésben. Ez kiküszöböli a korábbi PMT-k összeillesztésének hátrányait, mint például a nagy méretet, az eszközök vezetékeinek kezelhetetlen sokaságát, és az érzékelésben nem hasznos területek nagyságát (dead space).

---

#### 1.2.2.1 PIN DIÓDA

A PMT-k mellett a PET berendezésekben idővel megjelent a félvezető fotodetektorok alkalmazása is. Ezeknek a legnagyobb előnyei a PMT-vel szemben, hogy rendkívül kis méretben hozhatóak létre, továbbá érzéketlenek az elektromágneses térre, mely tulajdonságok alkalmassá teszik őket a kristályok és fényérzékelők 1 az 1-hez illesztésére, valamint a PET/MRI multimodális berendezés megalkotására is. A detektorban fénydetektálásra elsőként a PIN diódákat használták. Ezekben a diódákban a p és n rétegek között egy gyengén adalékolt „intrinsic”, i réteg helyezkedik el. A záróirányú feszültségre kapcsolt PIN diódában a p és n rétegek nagyságrendekkel nagyobb számú töltéshordozója majdnem a teljes i rétegre kiterjedő elektromos teret hoz létre (közel a teljes i réteg kiürül). A kiürített i rétegbe beeső fényfotonok keltette elektron-lyuk párok rekombináció nélkül mozognak a pólusok felé, kialakítva a fotoáramot. Mivel a töltéshordozók az i rétegben jönnek létre, a fotonok által kiváltott töltéshordozók aránya jellemzően magasabb, mint egyszerű pn szerkezet esetén (nagy kvantumhatásfok), ugyanakkor a kis fotoáram miatt alkalmazandó kis zajú erősítő szükségessége folytán az eszköz használata korlátozott. Az eszköz további hibája, hogy az i réteg szélességének növelése az érzékelt fotonok mennyiségét ugyan javítja, de ugyanakkor a szabad töltéshordozók rétegen való átjutási ideje, és így az eszköz sebessége romlik.

---

#### 1.2.2.2 APD

A PIN diódákénál nagyobb kimenő jelet és gyorsabb működést biztosítanak a lavina fotodiódák (avalanche photo diode, APD). Az APD-kre a letörési feszültséghez közeli záróirányú feszültséget kapcsolnak, így a fényfotonok által kiváltott töltéshordozók az eszközben lévő nagy térerősség hatására felgyorsulva további töltéshordozókat szakítanak ki a kristályszerkezetből, a lavinaeffektusnak megfelelően. A struktúra így lényegében belső áramerősítéssel rendelkezik, mely függ az alkalmazott feszültség nagyságától. A lavina fotodiódákban sötétben is keletkezhetnek töltéshordozók, melyek létrejöhetnek a háttérsugárzásból származó, vagy termikus energiából, ez a sötétáram (dark current). Nem kívánatos módon a dióda lavinahatáson alapuló belső erősítése felerősíti a sötétáramot is. A kimenő jel árama adott feszültség mellett az érzékelt fény intenzitásával arányos, ám még ebben az esetben is további erősítésre szorul. A sokszorozási tényező értéke jellemzően  $10^2$ - $10^3$ , de további probléma a tényező erős hőmérsékletfüggése, mely további elektronikát igényel az erősítés állandó értéken tartására.

---

#### 1.2.2.3 SPAD

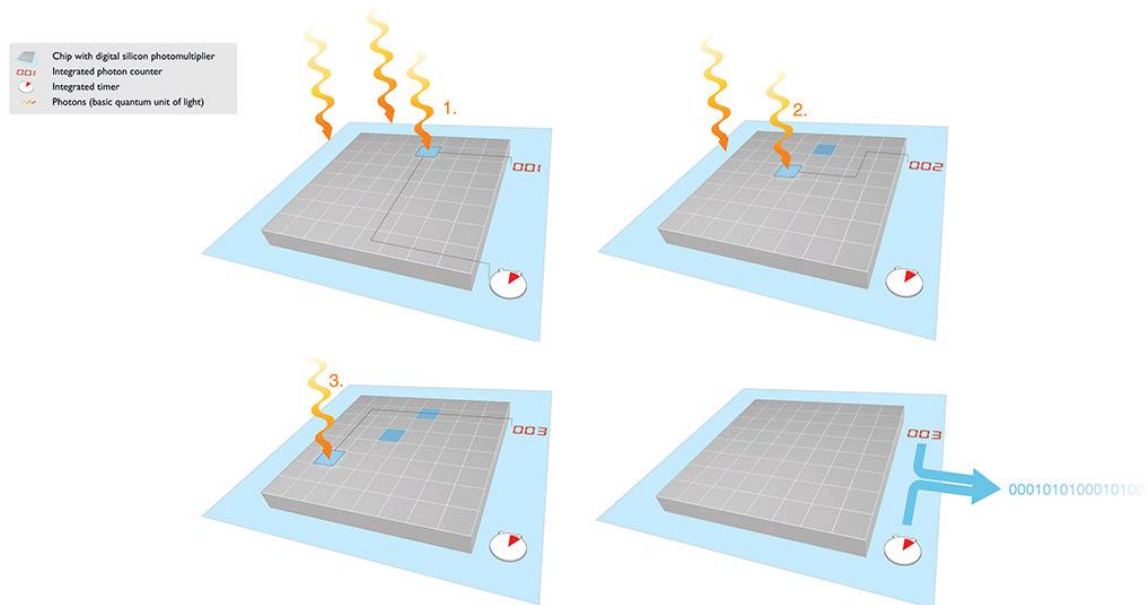
Hasonlóképpen működő eszköz a SPAD (single photon avalanche diode, más néven Geiger-mode APD, G-APD), mely olyan fotodióda, ahol az alkalmazott záró irányú feszültség a letörési feszültség felett van (Geiger mód). Ez akkora térerősséget alakít ki a kiürített rétegben, hogy már egyetlen foton által létrehozott töltéshordozó is milliampere nagyságú lavinaáramot hoz létre, pikoszekundumos felfutási idővel (az áram így lényegében a foton elnyelésével egyidejűleg jelenik meg). A SPAD-ek esetében a sokszorozási tényező  $10^5$ - $10^6$  nagyságú lehet, itt azonban nincs értelme erősítésről beszélni, az egyes fotonok trigger szerűen váltják ki a milliampere áramot. Az eszköz védelme érdekében a lavinaáramot létrejötte után közvetlenül el kell fojtani, a dióda záróirányú feszültségének csökkentésével. Ez történhet passzív módon, mikor az áram a diódával soros nagy értékű ellenálláson nagy feszültségessé okozva, saját maga csökkenti a diódafeszültséget, de végezheti céláramkör is, digitális impulzust kiadva a lavinaáram felfutásával szinkronban, majd lecsökkentve a diódafeszültséget, és újra a működési értékre állítva azt. A működési elvből fakadóan jelentős paraméter a SPAD holtideje, mikor a lavinaáram megszüntetése és a feszültség visszaállítása között nem képes újabb fotont érzékelni. Erős fényintenzitás esetén, az eszköz a helyreállítás után rögtön letörik, így egy jellemző érték felett nem arányos a jelzés az érzékelt fény intenzitásával, az eszköz telítődik, ez a dióda élettartamát is csökkentheti (közel folyamatosan folyik rajta a lavinaáram). Nem kívánt jelenség továbbá a termikusan generált és alagúthatáson áteső elektronok

által kiváltott letörés, mely zajként jellemezhető (dark count), és az ez által kiváltott holt idő. A PIN diódák és APD-k alkalmazhatóságát növeli kompakt kiserelésben, közös tokba történő integrálásuk. Ezek az egységek a sokcsatornás PMT-khez hasonlóan előnyt jelentenek a lecsökkent holttér szempontjából, és az alkalmazásukhoz szükséges további kiegészítőegységeket is tartalmaznak, mint például az erősítőt, A/D átalakítókat, vagy további egyszerű feldolgozó elektronikát.

#### 1.2.2.4 SiPM

A jelen technológia mellett legígéretesebbnek számító megoldás a PET detektorok fényérzékelőként a szilícium fotoelektron-sokszorozók alkalmazása. Ezek az eszközök közös szilícium hordozón kialakított SPAD-ek sokaságából állnak. A SiPM-ek közül is alapvetően kétfajta megoldással kísérleteznek. Az első, konvencionális megoldás esetében az egyes SPAD-ek egy közös poliszilícium vezető réteghez csatlakoznak, mely minden egyes SPAD lavinaáramának elnyomásáért felelős, a passzív áramelnyomásnál leírtak szerint. Az így párhuzamosan csatlakozó SPAD-ek a fotonok által triggerelve digitális jellegű módon működnek, hiszen kimeneti jelük lényegében a letörést vagy annak hiányát jelzik, de a közel egy időben történő jelek összege a SiPM összes induktivitása és kapacitása folytán a PMT-k jeléhez hasonló, analóg jelet eredményez.

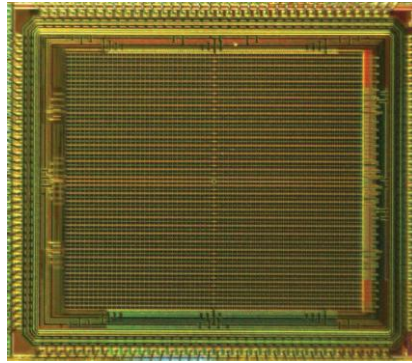
A másik irány digitális SiPM-ek előállítását célozza meg. Ezeken a jellemzően CMOS technológián alapuló érzékelőkön minden egyes SPAD-hez aktív lavinaáram-elfojtást biztosító áramkör helyezkedik el, ami a gyorsabb helyreállást, így a rövidebb holtidőt biztosítja. Az egyes SPAD-ekhez 1 bites, a félvezető chipen kialakított A/D átalakító csatlakozik. A SPAD-enként történő digitalizáció jelentősen növeli a rendszer jel/zaj viszonyát, szemben az összegzés utáni A/D átalakítóval. A hordozón az érzékelő felületen túl további logikát is kialakítanak. A SPAD-ek digitális jeleit így számláló összegzi, a fotondetektálást pedig néhány száz piko- vagy nanosekundumos felbontást biztosító időmérő hálózat figyeli, digitális időbélyeget szolgáltatva (time to digital converter, TDC). A TDC működésének alapja, hogy a fotonbeesés indítójelet állít elő gyűrűs oszcillátor számára. Az oszcillátor egy aszinkron számlálót növel minden periódusban, a számlálót adott időpontban történt leállítás után kiolvastva digitálisan adódik a fotonbeütés idejét jellemző szám. További lehetőség az egyes SPAD-ek letilthatósága, mellyel a hibás, vagy zajos SPAD-ek kikapcsolhatóak, jelentősen mérsékelve az érzékelő zaját. A digitális SiPM számos további lehetőséget rejt magában, hiszen a szenzor chipen megvalósítható addicionális logika használatával akár előzetes jelfeldolgozás, képalkotási hibakorrektúra, vagy ettől eltérő új funkciók alakíthatóak ki, komplett rendszert alkotva egy chipen (system on a chip, SoC).



7. ábra – A digitális SiPM működési elve (Philips digital silicon photomultiplier technology, 2013)

A négyzetmilliméterenként néhány száz vagy 1000 SPAD-et magában foglaló SiPM-ek erősítése a PMT-knél jellemző érték körüli ( $10^5$ - $10^7$ ), ugyanakkor számos egyéb paraméterben messze felülmúlják azokat. A kvantumhatásfokok magasabb (~80%), alkalmazott feszültségük (20-80V) töredéke a PMT-k feszültségének, az időfelbontásuk lényegesen finomabb (nagyságrendileg 10-100 ps körüli), a kiserelésükben jelentősen kisebbek, könnyebbek, és mindezt alacsonyabb előállítási költség mellett érik el. A digitális SiPM-ek kialakítása ugyanakkor számos kihívást is tartalmaz. Az elektronika által elfoglalt hely holtterként jelenik meg az eszköz érzékelő felületén, mely csökkenti az egyébként is alacsony számú szcintillációs foton érzékelési arányát. A holtter csökkentése és a nagyobb méretű SPAD-ek használata javítja a hasznos és teljes felület arányaként kifejezett kitöltési tényezőt (fill factor, FF), és így a fotonok érzékelésének hatékonyságát (photon detection efficiency, PDE). A PDE-t természetesen a SPAD-ek holt ideje is erősen befolyásolhatja, azonban a jelen technológia mellett megalkotott CMOS alapú SPAD-ek esetében a holt idő nagysága csak néhány száz nanoszekundum értékű. Ez az érték nagyjából megegyezik a szcintillációk gyakoriságával, így a SPAD-ek egy foton per szcintilláció érzékelésére képesek. Minthogy azonban a gamma foton keltette szcintillációkor keletkező fényfotonok száma jellemzően alacsony (1000-30000 foton az alkalmazott kristálytól függően), annak a valószínűsége, hogy egy szcintilláció alkalmával egynél több foton is ugyanazon SPAD területére essen, nagyon alacsony. A kristály említett fényhozama mellett tehát még a megnövelt területű SPAD-ek esetében is legfeljebb 1 foton per szcintillációra számíthatunk, közel 100 %-os valószínűséggel, a SPAD-ek jellemzett holtideje így nem jelent korlátozást a PDE tekintetében. Ezzel ellentétben a nem fotoni eredetű letörések gyakoriságának (dark count rate, DCR) csökkentése minél kisebb SPAD-ek használatát igényelné, hiszen a zaj a SPAD területével a

lineárisnál erősebb mértékben függ. A két ellentétes igény együttes kielégítése komoly tervezést igényel, a gyakorlatban alkalmazott SPAD átmérő néhányszor tíz mikrométer. Ekkora méretű SPAD-ek alkalmazása azonban még mindig nagy kihívást okoz az adódó vezetékmenység kezelésére és minél alacsonyabb holttér biztosítására (H. C. Braga, és mtsai., 2011).



8. ábra – Egy digitális SiPM teszchip mikrofelvele (Frach, Prescher, Degenhardt, de Gruyter, Schmitz, & Ballizany, 2009)

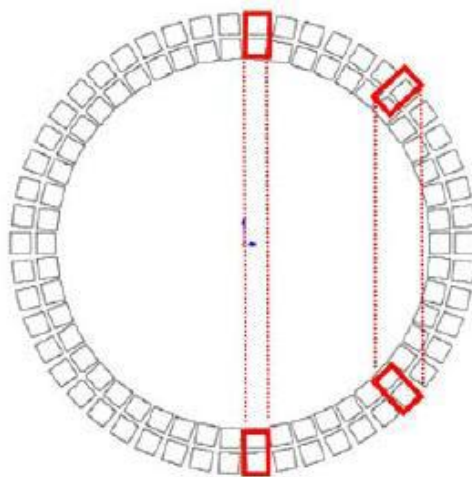
A digitális SiPM-ek megjelenése a különböző szcintillációs kristályok alkalmazására is kihatással volt. Mivel ezeknek az eszközöknek az előnye, hogy az érzékelő felület közvetlen közelében alakítható ki számítást végző logikai egység, a szenzoron több TDC kialakítására is van lehetőség. A szenzoron több TDC kialakításával a fotonok beérkezési idejét jellemző hisztogramot kaphatunk. Ezek a hisztogramok alkalmasak a kristályok által szolgáltatott jelek különbözőségének vizsgálatára, és így hatékonyan alkalmazhatóak a korábban említett PSD megoldásokhoz phoswitch detektoroknál. A SiPM-ekre jellemző továbbá a korábbi fényérzékelőkhöz képesti nagy felbontás is. A kristálmátrix SiPM-ekhez illesztése és az egyes kristályok jelzésének közvetlen érzékelése így kézenfekvő megoldásnak adódik, a PMT-k esetében alkalmazott fénymegosztós módszerrel szemben. Mivel azonban a kristályok pontos illesztése a szenzor felületének megfelelő pozíciójára sokszor indokolatlanul költséges és körülményes procedúra, a gyakorlatban legtöbbször itt is a PMT-kenél ismertetett, fényvezető üveggel történő szórás alkalmazják. A kristálmátrix által elérhető felbontást a gamma foton pozíciójának érzékelésében korlátozza az egyre kisebb kristálytűk kialakításának és mechanikai megmunkálásának, valamint a tűk mátrixba illesztésének költsége. Túlságosan kisméretű kristályok kialakítása ellen szól az is, hogy egy bizonyos méret alatt a kristálytűk egymástól történő optikai elszigetelésére használt fényvisszaverő réteg vastagsága túl nagy területet tesz ki arányaiban az érzékelő felülethez képest. Ez 1 mm alatti oldalhosszúságú kristályok esetén már jelentősen lecsökkenti az érzékelésben hasznos felület nagyságát. A SiPM-ek által biztosított nagy felbontás lehetővé teszi folytonos (darabolatlan), nagyméretű kristálytömbök használatát is, melyek egyértelmű előnye az olcsó előállítási költség, és nagy érzékelő felület. További előnyként említhető meg, hogy használatukkal a mélységi információ (DOI), könnyen határozható meg, hiszen a szenzor felületére eső fény profilja jellemzően más és más lesz az elnyelődéstől függően, mivel a tömbben keletkezett és eltérő irányban terjedő fényfotonok



különböző hosszúságú útvonalat tesznek meg a szenzor felületének eléréséig, nagyobb „foltot” érintve azon.

### 1.2.3 A DETEKTOR HIBÁI

A PET berendezés fizikai korlátai és konstrukciójából fakadó hibák mellett a detektorral, és a gamma detektálás folyamatával összefüggésbe hozható hibák is fellépnek a működés során. A parallaxis hibának nevezett jelenség lényege, hogy ha a detektor kristályaiba nem pontosan merőleges irányból érkező gamma foton nyelődik el, akkor a gamma-párhoz tartozó LOR meghatározása pontatlan lehet.



9. ábra – Parallaxis hatás (Peng, Olcott, Pratz, Foudray, Chinn, & Levin, 2007)

A 9. ábra jól mutatja, hogy a gyűrű szélén elnyelt gamma pár által kijelölt egyenes a gamma fotonok elnyelésének mélységétől függően szélesebb sávban helyezkedhet el, mint a gyűrű közepén jelölt esetben. Ennek eredményeképpen a gyűrű által közrefogott, vizsgált tér (field of view, FOV) szélein az elérhető felbontás kisebb, mint a FOV közepén. Az elnyelődésre vonatkozó mélységi információ (DOI) kinyerésével a hiba kiküszöbölhető. A gamma foton kristályban történő szóródása szintén hibaforrás. Rövid kristálytűk alkalmazása esetén a szóródott foton elhagyja a kristályt, ám az elegendően nagy fényhozam elérése érdekében hosszú kristályok alkalmazása a jellemző. Ebben az esetben a szóródott gamma foton a teljes elnyelődés előtt több villanást is okoz, akár több kristályban is. Ennek a kiszűrésére a testben szóródó gammáknál említett módon energiaküszöböt alkalmaznak. Az energiaszűrő alkalmazása akkor is hatékony lehet, ha ugyanazon kristályban egyszerre több foton is elnyelődik (pile-up event), és így a LOR meghatározása nem egyértelmű. Az energiaszűrő sokszor nem alkotható meg elegendően pontosra. Ilyenkor a nem tiszta elnyelődések (pl. elsőre elnyelődő és

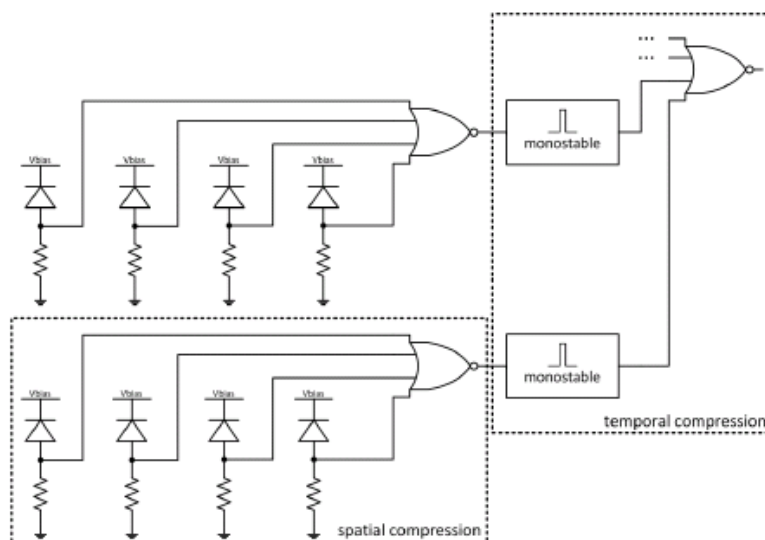
szóródó foton egyszerre van a kristályban), vagy ha a hibás elnyelődés éppen a szűrő sávjába esik (pl. 2 db szóródó gamma foton), illetve a kristályválasz statisztikai bizonytalanságának és a fényérzékelő zajának figyelembevétele és korrekciója mind a további feldolgozó egységekre háruló feladatok (lásd: Pozicionáló algoritmusok).

## 2 SPADNET

A néhány európai egyetemet és kutatóintézetet felölelő SPADnet projekt célja digitális SiPM fényérzékelőket alkalmazó detektorok kifejlesztése, melynek társintézménye a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Természettudományi Kar, Fizika Intézet, Atomfizika Tanszéke is (SPADnet project, 2010). A projekt keretében megtervezett digitális SiPM-ek felépítése pixel alapú. A pixeleket mini-SiPM-nek nevezett egységek alkotják, melyek a legkisebb önállóan kezelt egységek, néhányszor tíz vagy száz SPAD-et felölelve (H. C. Braga, és mtsai., 2011). A mini-SiPM-ek alkalmazása mind a kitöltési tényező növelése, mind a SPAD mérettel növekedő DCR csökkentése szempontjából előnyösnek bizonyul.

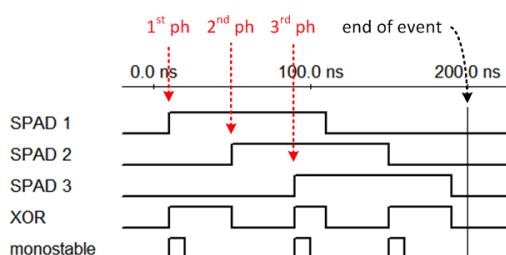
### 2.1 MINI-SIPM

A mini-SiPM-ek mindegyike önálló digitális számlálót tartalmaz a pixelhez tartozó SPAD-ek fotonbeütéseinek számlálására. Az ehhez szükséges elektronikát csökkentendően 2 féle tömörítési eljárást alkalmaznak a mini-SiPM-eken belül, területre és időegységre vonatkozó tömörítést. A területre vonatkozó tömörítés (spatial compression) egy lehetséges megvalósítása, hogy néhány SPAD egy VAGY kapu funkciót megvalósító egységhez csatlakozik. Ezzel a módszerrel az azonos kapura kötött SPAD-ek egymás holtideje alatt érkező jelzéseihez szükséges feldolgozó egységeket vonhatjuk össze, ugyanis ezeknek a feldolgozása nem szükséges külön-külön, ugyanaz az egység elláthatja azt (10. ábra). Mivel a fotonok sűrűsége a szenzor felületen a korábban említettek szerint alacsony, és az egyes SPAD-ek érzékelő területe továbbra is kicsi, ezért a módszer hibája, vagyis az ily módon elszalasztott, egyszerre érkező jelzések feldolgozatlanságából fakadó hiba elhanyagolhatóan kicsi. Az ilyen módon összekapcsolt SPAD-ek holttere az érzékeny felületeik összességével azonos területű, nagyméretű SPAD esetén adódó értékkel megegyező, ugyanakkor a DCR nem nő meg a nagy területű, ekvivalens SPAD méretével arányos mértékben. Az adódó struktúra tehát a valóságosan alkalmazott kis SPAD-ek DCR értékével jellemzett, míg a fotonérzékenysége lényegében a nagyméretű, ekvivalens SPAD-re jellemző.



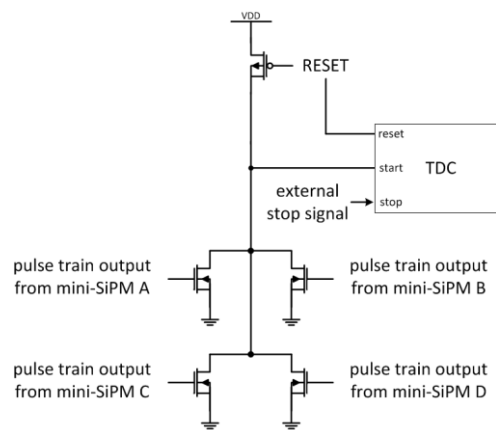
10. ábra – A mini-SP területre és időre vonatkozó tömörítési blokkdiagramja (H. C. Braga, és mtsai., 2011)

Az időbeli tömörítés a rendszerben ott jelenik meg, hogy „vagy” jelleggel, térbeli tömörítéssel összevont egységek nem közvetlenül számlálókra kapcsolódnak, hanem egy monostabil áramkör bemenetére, mely egy rövid impulzust állít elő a térben összevont egységek jelzésekor (10. ábra). A monostabil áramkörök összekötésével így az összevont SPAD-ek egységeként adódó „nagy SPAD-ek” holtideje kiküszöbölhető. Az impulzus szélessége jelen technológia mellett akár nanoszekundum alatti lehet, így számos SPAD jelzés továbbítható közösen, gigahertzes csatornát alkotva. Ez az elrendezés jelentős erőforrás megtakarítást és ezáltal sokkal jobb kitöltési tényezőt biztosít, mint egy minden SPAD-et érintő párhuzamos összeadó szerkezet. Egy némileg eltérő struktúrát alkalmazva, nagy fotonsűrűségű szcintillációk hatékony feldolgozására alkalmas módszert kapunk. Ennél a módszernél a térbeli tömörítés nem cél, a monostabil áramköröket az egyes SPAD-ek kimeneteire is csatlakoztathatnánk, ez azonban még így is jelentős mennyiségű elektronikát és területet igényelne a chipen. Ehelyett a fenti módszerhez hasonlóan a térbeli tömörítéshez összevont SPAD-eket kapcsoljuk össze kizáró vagy kapuval. A kizáró vagy kapu logikai működésénél fogva a fotonok érkezési idejétől, és az egyes SPAD-ek holtidejétől is függően akár hiba nélkül is figyelembe vehető minden SPAD jelzése.



11. ábra – Az XOR kapus térbeli tömörítés idődiagramja (H. C. Braga, és mtsai., 2011)

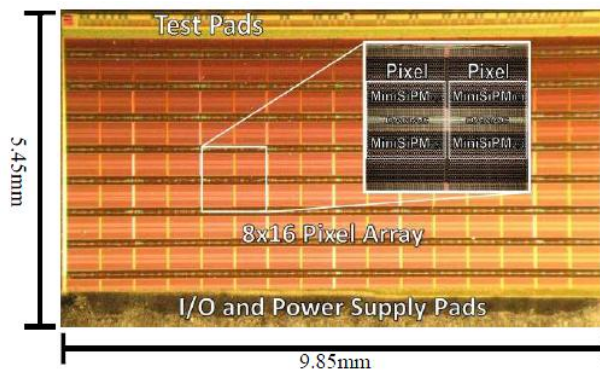
A kapuk megfelelő méretezésével és a SPAD-ektól érkező vezetékek azonos hosszának biztosításával jellemzett architektúrában a térbeli tömörítést végző egység kimeneti impulzus-sorozatának jittere elegendően alacsony értéken tartható. A TDC számláló az említett architektúra bármely szintjén elhelyezhető, pixelenként (mini-SiPM-enként) vagy több pixelt együtt összevonva. Ehhez az adott számú pixelhez (mini-SiPM-hez) tartozó impulzus sorozatokat biztosító vezetékeket kell egy közös lehúzó tranzisztorhoz kapcsolni, mely a TDC indítójelét szolgáltatja. Ezzel a megoldással tovább növelhető a kitöltési tényező (kevesebb TDC), annak az árán, hogy az első beütés idejét csak több pixelre vonatkozóan tudjuk értelmezni.



12. ábra – Négy mini-SiPM-hez kapcsolódó TDC blokkdiagramja (H. C. Braga, és mtsai., 2011)

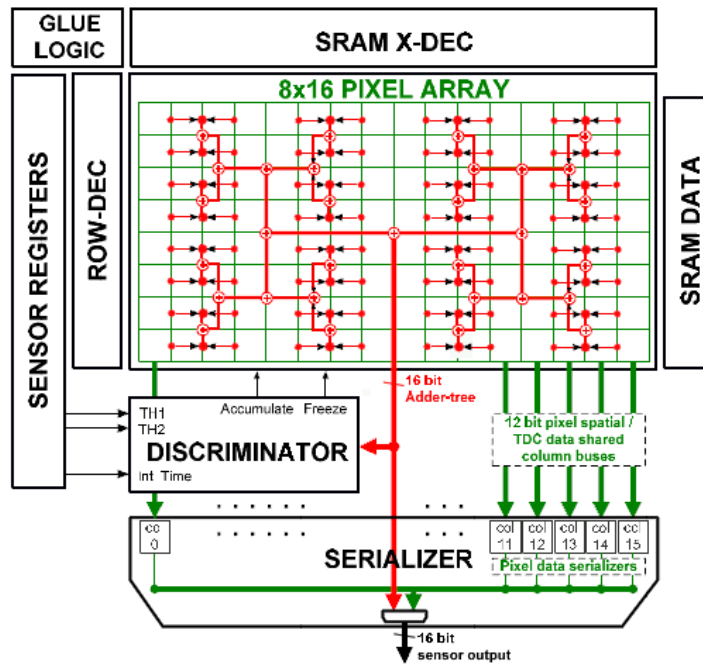
## 2.2 A SPADNET1 SENZOR

A projekt gondozásában megszületett első generációs szenzor chip 16x8 pixel kialakítású, pixelenként 720, azaz összesen 92160 SPAD-et alkalmazva. Az egyes pixelek a fenti módszereket alkalmazó 4 db független, egyenként 180 SPAD-et magukba foglaló mini-SiPM-ből épülnek fel. Az egyes pixelek  $0.57 \times 0.61 \text{ mm}^2$ -nyi területet foglalnak el, míg az alkalmazott SPAD-ek aktív területének átmérője  $16.27 \text{ }\mu\text{m}$ .



13. ábra – A SPADnet1 szenzor (Walker, és mtsai., 2013)

Az érzékelt gamma fotonok által hordozott összes információ (beesési idő, pozíció és energia) kinyeréséhez a szenzor alapvetően két működési állapottal rendelkezik. Az üresjáratban minden pixel által érzékelt összes fotonbeütés összegződik 10 nanoszekundumos időintervallumokban. Az időintervallum mérésére a pixelek között „H” alakban elosztott órajelek alapján történik. Hierarchikus összegzés után az időintervallum alatt a teljes szenzorfelületre eső fotonok számát kapjuk egy 16 bites összegként (14. ábra). A kapott beütésszám így a kristály(ok)ban időegység alatt elnyelődött energiával arányos. Ezt a valós idejű energiahisztogramot 16 bites buszon keresztül a chipen kívülről is kiolvashatjuk. A chipen ugyanakkor egy diszkriminátor egység folyamatosan összeveti az így kapott mennyiséget egy regisztereken keresztül programozható küszöbértékkel. A küszöb túllépése esetén az eszköz integráló módba vált, és egy szintén programozható nagyságú integrálási ideig összegzi a beeső fotonok mennyiségét pixelenként, a felületen vett fotoneloszlást és energiát (teljes szenzorra vett beütés-összeg) szolgáltatva. Az egyes sorokban lévő pixelek által összegzett értékek az integrálási idő végén az oszlopokhoz tartozó adatbuszra kerülnek egymás után, egy sor-dekódoló által vezérelve. Az oszlopokhoz tartozó adatbuszok egy soros átalakítóra csatlakoznak, amely a buszokon érkező beütés és TDC adatot a chip minden egyes pixel-oszlopához tartozó (összesen 16 db) kontaktusra vezeti, bitenként.



14. ábra – A SPADnet1 szenzor architektúrájának blokkdiagramja (Walker, és mtsai., 2013)

Az energia értékek az integráló mód alatt továbbra is elérhetőek a chipen kívül, így a további feldolgozó egységek kiszűrhetik a hibás és pile-up eseményeket. A programozható paraméterek (pl. integrálási idő, energia küszöb), az egyes, túlságosan zajos SPAD-ek letiltásának lehetőségével együtt soros interfészen keresztül konfigurálhatóak.

Jelen dolgozat írásakor az első generációs chip (SPADnet1) átfogó tesztelése és karakterizációja folyik. Az eszköz által szolgáltatott adatok feldolgozását, csomagokba rendezését és PC-n futó, speciálisan erre a célra megalkotott diagnosztikai szoftver felé való továbbítását a szenzorhoz csatlakozó FPGA végzi. Ezzel párhuzamosan több szenzor együttműködésének vizsgálata, és a szenzorok 5x5-ös mátrixából felépített szenzor „tile” megalkotása is folyamatban van. Mindeközben a második generációs chip (SPADnet2) megtervezése és gyártásának előkészítése is zajlik, mely a megkészszerzett pixelszám (16x16) mellett, több szempontból továbbfejlesztett tulajdonságokkal bír, a mögöttes feldolgozó elektronika számos funkcióját magába integrálva intelligensebb és hatékonyabban alkalmazható eszközt valósít meg.

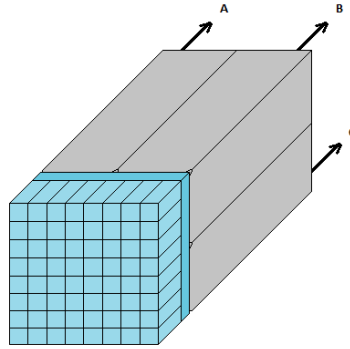
### 3 POZÍCIONÁLÓ ALGORITMUSOK

A pozícionáló algoritmusok feladata, hogy a szcintillátor kristályok gamma foton keltette fényét mérő fényérzékelő eszközök kimeneti jeleiből meghatározza a gamma foton szcintillátorban történő elnyelődésének pozícióját (point of interest, POI). A pozícióra vonatkozó információt a képalkotás további fázisaiban közvetlenül használják fel a LOR-ok meghatározásához. Mint korábban több helyen is említésre került, a képalkotás teljesítményét és pontosságát növelendő a keresett elnyelődési pozíció térbeli pozíció, mely mélységi információval is rendelkezik. Ennek megfelelően léteznek olyan módszerek, amelyek a detektor felületén mért síkbeli, és a kristályban mért mélységi információt egyaránt szolgáltatják az elnyelődésre vonatkozóan. Ugyanakkor a síkbeli és mélységbeli információ felhasználása a képalkotás során jellemzően elkülönül, és így a leggyakrabban ezen információk meghatározására külön módszereket, egymástól független algoritmusokat alkalmaznak. A továbbiakban tehát a dolgozat a pozícionáló algoritmus említése során a gamma foton detektorba csapódása síkbeli pozíciójának meghatározását célzó módszerekre szorítkozik.

#### 3.1 HAGYOMÁNYOS POZÍCIONÁLÓ MEGOLDÁSOK

A legelső detektor konstrukciók esetében egy szcintillációs kristály egy PMT-hez csatlakozott, a gamma foton elnyelődését tehát ahhoz a kristályhoz lehetett kötni, amelyik fényét vizsgáló PMT jelzett. Pozícionáló módszer alkalmazásának szükségessége először a detektorokat taglaló fejezetben bemutatott hagyományos detektor konstrukciónál merült fel, melynél a PMT-k nem egy az egyben csatlakoztak a kristályokhoz. A már említett módon az ilyen detektorokban a kristályok és a PMT-k között fényvezető réteg helyezkedik el, ami a megszólaló kristály fényét szétteríti több PMT érzékelő felületére. A pozícionálást végző eljárás ez esetben a PMT-k fényének súlypontját számító módszer, gyakran Anger logikának is nevezett megoldás. Ennek lényege a következő. A PMT-k szimmetrikus ellenálláshálózatához csatlakoznak, melynek négy sarokjelét vesszük figyelembe (15. ábra).





15. ábra – A hagyományos detektorblokk sarokjelei súlypontszámításhoz

A négy analóg sarokjel (A, B, C, D) segítségével a kristálmátrix felületén számított X és Y koordináták pl. az alábbi, algebrai módon adódnak (Casey & Nutt, 1986):

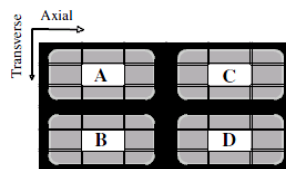
$$X = \frac{A}{A + B}; Y = \frac{C}{C + D}$$

Gyakran alkalmazott megoldás a keresett X és Y pozíciók meghatározására az ehhez nagyon hasonló módszer (Lewellen, 2008):

$$X = \frac{B + D}{E}; Y = \frac{C + D}{E}$$

$$E = A + B + C + D$$

ahol a PMT-k és kristályok elrendezése az alábbi:

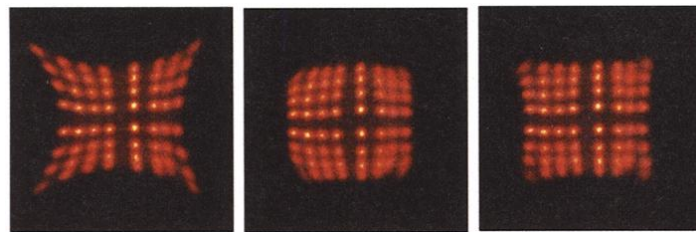


16. ábra - Tipikus detektor dekódolási vázlat (Lewellen, 2008)

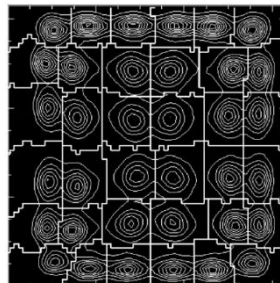
Több kimenettel rendelkező, pozíció érzékeny PMT-k esetén a jelek szétosztásáért felelős ellenálláshálózat megfelelő kialakításával szintén alkalmazható a fenti, csupán négy sarokjelet felhasználó módszer.

Sok elnyelődést vizsgálva, és az elnyelődésekkor számított koordinátákat ábrázolva kapjuk a pozíció hisztogramot (position map, position flood histogram) (17. ábra). A detektormodul szélein a fényeloszlás torzul, hiszen kialakítástól függően a modul széle vagy levágja, vagy visszatükrözi a szélekhez érkező fényfotonokat, a PMT-k eltérő erősítése és további hatások pedig nem egyenletes leképezést eredményeznek a fényeloszlás elektromos jelekké alakításánál. A fenti hatások eredője a

súlypontok eltolódását és a hisztogram torzulását okozzák, melyek az 17. ábra is jól megfigyelhetőek. Az így kiszámított koordináták kristályokhoz történő rendelése ezért további feldolgozást igényel, melyre szegmentáló algoritmusok szolgálnak. A szegmentáló algoritmusok feladata tehát az, hogy a pozicionáló algoritmus által meghatározott koordináták és az adott kristályok között leképezést biztosítsák. Ennek ismeretében azonban a gamma foton elnyelődésének felbontásában már nem a kristálmátrix felbontása játszik meghatározó szerepet, hanem annak a képessége, hogy mennyire pontosan és hatékonyan képes a szegmentáló algoritmus felosztani az X-Y síkot a kristálmátrix elemszámának megfelelően. Adott kristályban történő elnyelődést tehát az jelez, ha a pozicionáló algoritmus által meghatározott koordináta a kristálynak megfelelő, szegmentáló algoritmus által meghatározott szegmensbe esik. A szegmentáló algoritmus egyszerűsége és a pontos kristályazonosítás ezért jól elkülöníthető területekkel rendelkező pozícióhisztogramot igényel.



17. ábra – Pozícióhisztogramok különböző pozicionáló módszereknél (Chaudhari, Joshi, Wu, Leahy, Cherry, & Badawi, 2008)



18. ábra - Pozícióhisztogram szegmentálása (Lewellen, 2008)

Az analóg jelet szolgáltató fényérzékelők esetén hasonló módszer alkalmazható, mint a PMT-k imént bemutatott esetében. A digitális SiPM azonban SPAD-enként/pixelenként diszkrét digitális értéket szolgáltat, ami eltérő pozicionáló megoldások alkalmazásának lehetőségét eredményezi. A fenti módszerrel analóg súlypont számító algoritmus a diszkrét beütési számok ismeretében az alábbi lehet (centre of mass, centre of gravity, COG):

$$X_{COG} = \frac{\sum_i x_i w_i}{\sum_i w_i} ; Y_{COG} = \frac{\sum_i y_i w_i}{\sum_i w_i}$$

ahol az  $x_i$  és  $y_i$  az egyes pixelek koordinátája,  $w_i$  pedig az adott koordináthoz tartozó súly, vagyis az adott pixelen mért fotonbeütés. Pixelezett kristálmátrix alkalmazása esetén a kapott súlypont a

korábban említett módon rendelhető adott kristálytűhöz, szegmentáló algoritmusok segítségével. Folytonos kristálytömb használata esetén a szegmentáló algoritmus el is hagyható, az elnyelődési pozíció folytonos értékű lesz. Ugyanakkor a detektormodul szélein fellépő hatások (side effects) és a különböző hibák okozta egyenetlen leképezés itt is jelen van, a megfelelően pontos pozicionálás tehát nagy feladatot ró a pozicionálást végző algoritmusra.

## 3.2 AZ ALGORITMUS KIVÁLASZTÁSÁNAK SZEMPONTJAI

Egy adott konfiguráció és alkalmazott eszközök mellett ismertek a pozicionáló algoritmus bemeneti adatai és az általuk hordozott információ ábrázolása, fizikai realizációja. Az elvárt válasz a gamma foton elnyelődésének síkbeli pozíciója ezek által meghatározva. Pusztán ezeket kikötve a lehetséges megoldásoknak talán csak a képzelet szab határt. Az eddig leírtakból ugyanakkor következik, hogy a pozicionálásban alkalmazandó algoritmusra számos tényező különböző mértékben van befolyással, a megfelelő megoldás kiválasztása érdekében tehát szükséges ezeknek a vizsgálata és figyelembe vétele. Az algoritmus karakterisztikus tulajdonságai és az ezeket befolyásoló tényezők áttekintése azért is szükséges, mert a pozicionálás hatékonyságával szemben támasztott követelmények gyakran egymásnak ellentmondó feltételeket takarnak. Fontos tehát megjegyezni, hogy nincsen „legjobb megoldás”, csak megfelelő kompromisszum a követelményeknek való megfelelésben. A továbbiakban a dolgozat a választható lehetőségek halmazát a digitális SiPM-ek esetén alkalmazandó megoldásokra szűkíti, nem célja ugyanakkor az egyes lehetőségek részletes ismertetése.

Részletesebben elemezve az algoritmustól elvárt követelményeket, számos feladatot említhetünk meg. Szeretnénk, ha a pozícióbecslés jó zajérzékenységet biztosítana, megfelelően robusztus lenne, hogy azonos hatékonysággal működjön változó körülmények esetén is, és hogy képes legyen a hibás események megkülönböztetésére és kiszűrésére. A különböző algoritmusokat tehát sokféleképpen értékelhetjük, azonban a PET szempontjából leglényegesebb tulajdonságaik a pontosság, gyorsaság, és erőforrásigény. Ezek önmagukban is kihatással vannak egymásra, ezért a választás megkönnyítésére az alábbi áttekintésben azt igyekeztem sorra venni, hogy az algoritmus kiválasztásánál illetve megalkotásánál szabadon megválasztható tényezők külön-külön miként befolyásolják ezeket a tulajdonságokat.

Az első megválasztható tulajdonság, hogy az algoritmus milyen ismeretekkel rendelkezzen egy adott szcintillációhoz tartozó elnyelődési pozíció meghatározásakor. Ha pusztán az adott szcintilláció fényeloszlását használja fel, nagy sebességet érhetünk el, az ilyen rendszer alkalmas lehet a detektorból származó adatok valós idejű feldolgozására, az erőforrásigénye pedig elfogadhatóan alacsony, különösen egyszerű, algebrai műveletek elvégzése esetén (ilyen az említett COG algoritmus is). Az eloszlási adatokon (beütések száma) bonyolultabb műveleteket végrehajtó megoldások, melyek például szabályszerűségeket vizsgálnak az eloszlásban, vagy az eloszlásból adódó feltételek szerint végzik a feldolgozást, esetleg valamilyen transzformációt hajtanak végre rajta (pl. zajszűrés, simítás) még így is kielégítő sebességgel rendelkezhetnek valós idejű feldolgozáshoz, de hátrányuk az előbbi megoldással közösen, hogy az eloszlás statisztikai bizonytalanságai pontatlanná tehetik a pozíció becslését.

Pontosabb eredményeket érhetünk el tehát, ha további ismeretekkel rendelkezünk a korábbi fényeloszlásokról. A statisztikai jellegű információkat felhasználó pozicionálás (statistic based positioning, SBP) során tehát valamilyen módon figyelembe vesszük a fényérzékelő kimeneti jelének tulajdonságait ismert elnyelődési pontok esetén, és felhasználjuk azokat az adott elnyelődéshez tartozó fényeloszlás vizsgálatánál. Ily módon tulajdonképpen a szegmentálás hatása van jelen az algoritmusunkban, implicit módon. Ez attól függően, hogy a statisztikai információkkal való összevetés milyen módon történik, jelentősen lecsökkentheti a pozicionálás sebességét. Ugyanakkor, még ha könnyen és gyorsan figyelembe is vehetőek a korábbi, ismert pozíciókhoz tartozó eloszlások statisztikai jellemzői, rendkívül erőforrás igényes lehet a statisztikai információk tárolása, annak reprezentációjától függően (pl. teljes fényeloszlásokat tárolunk minden egyes pixelhez tartozó beütésszámmal, vagy annak csupán jellemző értékeit (átlag, szórás)). A módszerre általánosan jellemző az is, hogy a pontosság növelése a felhasznált statisztikai adatbázis méretét is szükségszerűen növeli, hiszen több ismert pontra vonatkozó adatot kell tárolni. Megjegyzendő, hogy a softcomputing témakörébe tartozó módszerek is idesorolhatóak, hiszen az ilyen megoldások tanításánál (például neurális hálózatoknál) a korábbi elnyelődési pozíciók és a hozzájuk tartozó válaszokra vonatkozó információ hasonlóféleképpen kerül felhasználásra. Az ilyen eljárások hátránya lehet továbbá, hogy alkalmazhatóságukat minden esetben meg kell előznie a statisztikai információk begyűjtésének és tárolásának, így például egyes alkatrészek (kristályok, vagy fotodektorok) cseréjekor is.

---

### 3.2.2 TÖBBSZINTŰ FELDOLGOZÁS

Hasonló jellegűknél fogva itt kerülnek felsorolásra egyrészt az iteratív algoritmusok, illetve a több, különböző, de egyre finomabb feldolgozást lehetővé tevő megoldások alkalmazásának szempontjai. Bár a többszintű feldolgozás témaköre még így is elég tág, általánosan elmondható, hogy az általuk elérhető pontosság nagyobb lehet, mint az egyszerű, iterációt vagy többszintű feldolgozást mellőző algoritmusok, a feldolgozásukhoz szükséges idő növekedésével arányosan, hasonló erőforrás felhasználás mellett. Ideális esetben az igényelt pontosság dinamikusan választható meg az adott alkalmazáshoz testre szabva, megfelelő időzítést is biztosítva. Míg az iterációs algoritmusok esetében, különösen a rekurziót megvalósító megoldásoknál, alapvetően nincs mód az egyes szintillációkhoz tartozó számítások átfedésére, a többszintű megoldásoknál, amennyiben az egyes szinteken elhelyezkedő algoritmusok erőforrásai különbözőek és csupán az egymás által előállított eredményekre támaszkodnak, lehetséges pipeline jellegű feldolgozás megvalósítása. Ez esetben az újraindítási időt tudjuk csökkenteni (pontosabban az eredő áteresztőképességet), az említett módon nagyobb erőforrás-felhasználás mellett. A többszintű feldolgozás módszereként lehet olyan eset is, melyben a pozícióbecslés gyors, de esetleg pontatlan elvégzése elégséges, a tényleges pozíció pontosabb kiértékelése azonban később, a képrekonstrukciós folyamat későbbi fázisaiban történik.

---

### 3.2.3 ALKALMAZÁS SPECIFIKUS SZEMPONTOK

Ez a pont azoknak a paramétereknek a hatásait vizsgálja az algoritmusra, amelyek a PET tervezett működési módjából adódnak. Ilyen jellemző az eszköz valósidejűsége, mely egyértelmű korlátot szab a feldolgozási időre. Egy valós PET alkalmazásban a koincidencia események detektálása szigorú időzítési körülmények között folyik, ezért a LOR-ok meghatározás érdekében elsődleges szempont, hogy a pozícióra vonatkozó információ minél hamarabb rendelkezésre álljon. Bár elméletben az algoritmus minden esetben meghatározott ideig való futása egyenlő időkésleltetéseket okoz minden elnyelődött gamma foton esetében, így azok időkülönbsége állandó marad a koincidencia vizsgálat során, jellemzően gyors algoritmusok használata szükséges. Némiképp a többszintű feldolgozás témaköréhez kapcsolódóan azonban valós alkalmazásban is elég lehet egy kezdeti gyors, de korlátozott pontosságú, majd egy későbbi fázisban történő pontosabb (kevésbé időkritikus) kiértékelés. A valós alkalmazáson kívül is számtalan olyan helyzet adódhat, melyben az időzítési szempontok nem kritikusak. Egy részegység fejlesztését célul kitűző kutatásban például fontos lehet

annak a vizsgálata, hogy milyen hatással van a pontosabb pozícióbecslés a rendszer többi részére, ugyanakkor ehhez pusztán az erre vonatkozó adatok szükségesek, és ezek rendelkezésre állásának ideje mellékes.

További szempont az alkalmazott kristály típusa. Egy megfelelően robusztus algoritmus szempontjából lényegtelen hogy a fényérzékelőhöz hány elemből álló kristálmátrix csatlakozik (amennyiben nem lett korábban kalibrálva, illetve „rátanítva” egy ettől eltérő kristálmátrixra), ugyanakkor alapvetően eltérő megoldásokat igényel egy folytonos, illetve egy pixelezett kristály az algoritmus tekintetében. Mint az korábban már említésre került, a folytonos kristálytömb lehetővé teszi folytonos pozícióérték meghatározását. Mindazonáltal a folytonos kristály alkalmazásának legfőbb előnye nem ebben rejlik, hiszen a ma alkalmazott 1-2 mm-es oldalhosszúságú kristályok használata sokszor kisebb megszorítást jelent a pozíció meghatározásában a többi felbontást korlátozó jelenség által okozott hatás mellett. A lehetőség így inkább feltételként fogalmazható meg, azaz hogy milyen algoritmus használata mellett érhető el elegendően pontos pozíció-meghatározás folytonos kristály használata mellett, ideális esetben még pontosabb, mint kristálmátrix alkalmazása esetén.

---

#### 3.2.4 AZ ALGORITMUS IMPLEMENTÁCIÓS SZINTJE

Az algoritmusok fent vizsgált karakterisztikus tulajdonságait döntően befolyásolja az implementálásuk hierarchikus szintjének megválasztása. Ennek vizsgálatában három jól elkülöníthető szintet különböztethetünk meg, melyek mindegyike eltérő előnyökkel és hátrányokkal rendelkezik, egy magas szintű szoftveres megoldást lehetővé tevő szintet, az érzékelőhöz közvetlen csatlakozó, programozható logikai egység szintjét, és a teljesen hardveres megoldást.

---

##### 3.2.4.1 MAGAS SZINTŰ SZOFTVERES MEGOLDÁS

A magas szintű szoftveres algoritmus megoldásának eszköze jellemzően egy általános célú processzor, PC, vagy erre lehetőséget nyújtó célszámítógép lehet. Mivel a rekonstrukciós algoritmusok egy ilyen eszközt igényelnek, ezért az ilyen jellegű egység egészen biztosan mindig része a PET berendezésnek. Ezeknek az eszközöknek jellemző tulajdonsága a nagy erőforrás (nagy

memória, gyors feldolgozóegységek), így előnyösen alkalmazhatóak segítségével a nagy erőforrás-igényű, SBP és klaszterező algoritmusok. További előnyük, hogy az alkalmazott algoritmus rendkívül egyszerűen változtatható vagy akár lecserélhető. Hátrányuk éppen az általánosságukban rejlik. A teljes detektorgyűű minden érzékelője összes jelének nanoszekundumos feldolgozását sokkal egyszerűbben képes ellátni egy kifejezetten erre a célra alkalmazott egység. Mindemellett jelentős az ilyen módon megvalósított algoritmusok használata a berendezés kutatási fázisában, szimulációs adatok kiértékelésére, illetve eltérő módszerek összehasonlítása során, vagy azokban az éles berendezésekben működő, több szinten működő algoritmusok esetében, amikor a korábban meghatározott pozíció értékek pontosítása a cél.

---

#### 3.2.4.2 PROGRAMOZHATÓ, HARDVER KÖZELI MEGOLDÁS

Ennek a szintnek a megvalósító eszköze jellemzően a szenzorhoz csatlakozó FPGA. Ezzel az eszközzel rendkívül gyors feldolgozási sebességet érhetünk el, továbbá (ugyan korlátozottabb és körülményesebb módon, mint egy magas szintű szoftveres megoldásnál) az algoritmus módosítására és lecserélésére is lehetőségünk van. Az eszköz ugyanakkor sokkal inkább erőforrás-korlátozott, különösen az alkalmazható memória tekintetében. Ugyan ez nem túl bonyolult eljárások esetén nem jelent erős megkötést, nagy adathalmazt igénylő és összetett algoritmusok esetén ez már döntő szempont lehet az alkalmazhatóságban, különösen akkor, ha az egység egyéb funkciót is ellát a detektor jeleinek feldolgozásában. A statisztikai adatok gyűjtése és tárolása, valamint ezek felhasználása a pozíció becslés során ugyancsak nem triviális, de körültekintő tervezés mellett bizonyos esetekben ez is kivitelezhető FPGA-kon futó algoritmusoknál (pl. a statisztikai adatok táblázatokba (LUT) rendezése).

---

#### 3.2.4.3 HARDVERES MEGOLDÁS

A leggyorsabb feldolgozási lehetőséget egyértelműen ez a módszer biztosítja. A digitális SiPM lehetőséget ad arra, hogy a félvezető felületen az érzékelésben aktív területek mellett további logikát alakítsunk ki, de ez egy bizonyos szint felett a kitöltési tényezőt ronthatja, és a leginkább erőforrás-korlátozott megoldás. A pozíció chip-en belüli számításával azonban a fényeloszlásra

vonatkozó adatok töredékét kell csak továbbítania az eszköznek, ami a teljes rendszer megnövekedett áteresztőképességéhez vezet.



## 4 A VÁLASZTOTT POZÍCIONÁLÓ MEGOLDÁS

Az algoritmusok kiválasztási szempontjainak vizsgálatával lehetőség nyílik a SPADnet projekt keretében elkészülő digitális SiPM szenzor esetén alkalmazható pozícionáló megoldás körültekintő meghatározására. A fenti megoldási lehetőségeket mérlegelve a választott megoldás a súlypontszámító algoritmust megvalósító hardver egység kialakítása a szenzorchip-en belül.

### 4.1 A VÁLASZTÁS IGAZOLÁSA

A kiválasztásnál döntő szempont volt az algoritmus megfelelő gyorsasága. Ebből a szempontból a leginkább alkalmas megoldás a súlypont algoritmus. A súlypontalgoritmus ugyanakkor az egyszerűségénél fogva alapvetően korlátolt hatékonyságot biztosít. Az algoritmus elfogadható egyszerűsége mellett szól azonban a második generációs, SPADnet2-es chip számos olyan, korábban nem alkalmazott, (tervezett) beépített funkciója, melyek a hibás eseményeket még a fényeloszlásra vonatkozó információk továbbítása előtt kiszűrik (pl. pile-up), ezek tehát nem is terhelik az algoritmust. A detektor pixelezett kristállyal történő alkalmazása esetén elméletben szükség van további szegmentációs eljárások alkalmazására. A SPADnet1-es chip karakterizációja, és a szenzorral leghatékonyabban alkalmazható kristálykonfiguráció meghatározása során méréseket végeztek adott kristálytűvel elérhető felbontás vizsgálatára (Játékos, Lőrincz, Ujhelyi, & Erdei, 2013). Az alább található táblázat azt mutatja, hogy 1.5x1.5x10 mm-es, meghatározott módon kialakított kristálytűvel, a szenzor felületének 3 különböző pontján, pontonként több mint 28.000 elnyelődést vizsgálva, az érzékelt fényeloszlásból számított pozíciók milyen eloszlást mutattak. A 3 pont a szenzor felületén y irányban 2.75 mm-re volt a szenzor középpontjától, x irányban pedig rendre -1.6, 0, és 1.6 mm-re. Az alkalmazott pozícionáló módszer a COG módszer volt, egy előzetes szűrést követően, vagyis egy teljes szenzorra alkalmazott konstans küszöbérték alatti beütéseket az algoritmus nem vette figyelembe. Az egyes pozíciók esetében adódó középérték és szórás értékek a mérési eredményekre illesztett normális eloszláshoz tartozó értékek.

Nominal crystal position (mm)	Mean (mm)	CI=95% (mm)	Standard deviation (mm)	CI=95% (mm)
-1.6	-1.44	$3.8 \cdot 10^{-3}$	0.08	$4.1 \cdot 10^{-3}$
0	0.06	$8.2 \cdot 10^{-3}$	0.10	$8.3 \cdot 10^{-3}$
1.6	1.52	$1.4 \cdot 10^{-3}$	0.07	$1.4 \cdot 10^{-3}$

19. ábra - A SPADnet1-es szenzor három kristálypozícióban mért válaszaiból számított pozíciók eloszlása (Játékos, Lőrincz, Ujhelyi, & Erdei, 2013)

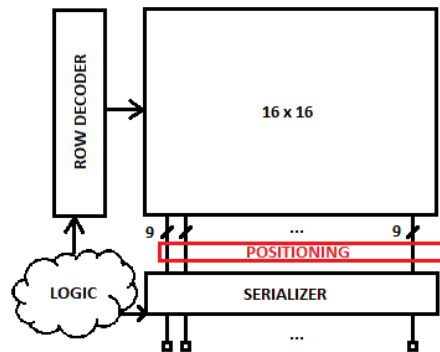
Ennek értelmében, a becsült elnyelődési pozíció átlagosan tizedmilliméter nagyságrendben volt közel a kristály középpontjához, rendkívül alacsony szórás mellett. Ez azt is jelenti, hogy a szegmentáló algoritmus gyakorlatilag elhagyható, hiszen a szenzorfelületen számított gamma pozíció az adott terület fölött elhelyezkedő kristályhoz tartozik. A SPADnet2-es szenzorchipbe integrált pozícionáló COG algoritmus tehát várhatóan szintén nem igényel majd utólagos szegmentálást, azaz az egyszerűsége ellenére a COG algoritmus hatékonyan alkalmazható megoldásnak ígérkezik. A szenzorban történő kialakítás ugyanakkor lehetőséget biztosít a többszintű pozícionálás kialakításának lehetőségére is. Amennyiben mégis pontosabb pozícióbecslésre van igény (például folytonos kristály alkalmazása mellett), a vázolt megoldás továbbra is lehetőséget nyújt a szenzor által gyorsan szolgáltatott adatok további elemzésére, és a kezdetlegesen becsült pozíció, valamint a tényleges fényeloszlás kapcsolatából statisztikai adatok képzésére, és az azokat felhasználó pontosításra a további feldolgozó egységek által.

## 4.2 AZ ALGORITMUST MEGVALÓSÍTÓ EGYSÉG ISMERTETÉSE

A SPADnet2-es chip a korábban ismertetett mini-SiPM architektúráján alapuló egységekből épül fel, 16x16 pixelbe rendezve. Belső felépítésének alapja a SPADnet1-es szenzor esetén alkalmazott módszerek kibővítése és továbbfejlesztett változata, további funkciókkal kiegészítve azt.

A hagyományos center of gravity algoritmus ( $X_{COG} = \frac{\sum_i x_i w_i}{\sum_i w_i}$ ,  $Y_{COG} = \frac{\sum_i y_i w_i}{\sum_i w_i}$ ) megvalósítása során egyszerű összeadó, szorzó, és osztást végző hardver egységek megalkotása volt szükséges. A pixelekhez tartozó beütési adatok felhasználására és az ahhoz tartozó időzítések betartására szükséges a chip belső architektúrájának alapfokú ismerete, különös tekintettel a beütésekhez tartozó adat chip-en belüli reprezentációjára és ehhez kapcsolódó adatvezetékekre. Belső memóriaegységek kialakítása egyrészt túlságosan elbonyolítja az eszközt az írási és olvasási

műveletek vezérléséhez szükséges logika, és az ezeknek megfelelő időzítések biztosítása által, másrészt nagy mennyiségben a kitöltési tényező csökkenését vonhatja maga után. Az elkészült megoldásban ezért az adatok feldolgozása és a súlypont számítása az adatáramból való közvetlen felhasználás során történik. A pozicionálást végző egység megvalósításának szintje a 20. ábra látható módon az egy sorban elhelyezkedő 16 pixelhez tartozó 16 db 9 bites vezeték soros átalakítása előtt helyezkedik el.



20. ábra - A fotonbeütésre vonatkozó adat útjának sematikus ábrázolása a SPADnet2-es chip esetén

Az egyes sorokhoz tartozó adatok egymást követően érkeznek a 16 buszon, melyet a sorokhoz tartozó adatok érkezési idejével szinkronban lévő órajel jelez. Bár az algoritmust megvalósító hardver egység így valós idejű adatfeldolgozást tesz lehetővé, előfordulhat, hogy az egymást követő szcintillációkhoz tartozó adatok kiolvasása közti idő kevesebb, mint az első szcintilláció pozíciójának becsléséhez szükséges idő. Annak érdekében, hogy ebben az esetben is feldolgozható legyen minden elnyelődés, az algoritmus pipeline jellegű adatfeldolgozást végez. A pozíció számítása így részekre osztottan történik, egy új gamma foton pozíciószámítása megkezdődhet még az előtt, hogy az előző pozíció számítása teljesen befejeződik. Az eredményül adódó súlypontok szolgáltatásának gyakorisága így megegyezik az elnyelődések gyakoriságával, az eredmény mindössze némi időkéstellettel áll elő az elnyelődésekhez képest. Mivel az algoritmus feldolgozási sebessége állandó minden elnyelődés esetében, ez nem okoz gondot a további feldolgozóegységek szempontjából. A teljes pozicionáló egység topmodulban felépített almodulokból áll. Az egyes almodulok a COG képlet szerinti kifejezésének részszámításait végzik. A modulok kialakításánál fontos szempont volt, hogy a modul a leghatékonyabban használjon újra minél több erőforrást (pl. visszacsatolt összeadók) a minél kisebb felhasznált terület érdekében. A teljes modul verilog hardver leíró nyelven készült el, működésének igazolása szimulációk futtatásával történt.

Az algoritmus bemeneti adatai az egy sorhoz tartozó pixelek beütési száma, 16 db 9 bites mennyiség. A pixelen mért 9 bites beütés előjel nélküli, bináris egész számként van ábrázolva (0-512). A pozicionáló modul ezen kívül igényel egy jelet a sorok adatainak ütemezésére, ami az egyes sorokhoz tartozó adatok érvényességét jelzi a 16 buszon. A sorokhoz tartozó adatok érkezésével szinkron órajel képes ezt a jelet szolgáltatni. A modulnak azonban nem csak azt szükséges tudnia, hogy mikor érvényesek egy sorhoz tartozó adatok, de azt is, hogy melyik sorhoz tartozó adatok azok, hiszen a koordináták súlyozásához ismerni kell, hogy az adott súlyok (beütések) melyik koordinátához tartoznak. Erre egyetlen, az első sor érkezését jelző vezetékre van szüksége. Az első sor érkezését jelző impulzusnak meg kell előznie az első sorhoz tartozó adat érvényességét jelző impulzust, az viszont tetszőleges, hogy a kettő között pontosan hány órajelnek kell eltelnie. Ezzel a kialakítással a chipben a beütésekhez tartozó adatok kiolvasásának kezdetére a különböző helyeken és hierarchia szinteken alkalmazott, egymástól némileg eltolt jelek közül bármelyik felhasználható.

A kimeneti adatok a súlypont X és Y koordinátái, és az ezek érvényességét jelző jelek. Az algoritmus az egyes pixelek koordinátáit a beütésekkel súlyozza. A beütések ábrázolásáról már ejtettünk szót, nem egyértelmű azonban az adott koordináták értelmezése. Egy szenzorfelületre alkalmazott koordináta-rendszer esetében az origót jelölheti a bal alsó sarok, az egyes pixelekhez tartozó koordinátákat pedig a pixelek középpontjának koordinátája az alkalmazott koordináta-rendszerben, metrikus egységben. A bal alsó sarokba helyezett origó következtében az egyes pixelkoordináták és az eredményül kapott súlyponti koordináták rendre pozitív mennyiségek, mely a bináris számábrázolást megkönnyíti. További egyszerűsítés érhető el, ha kihasználjuk, hogy a pixelek a teljes szenzor felületén egyenlő távolságban helyezkednek el egymástól, hiszen ekkor a pixelközéppontok megfelelő leképezés alkalmazásával, a természetes számokkal jellemezhetőek. Ennek nagy a jelentősége a sorok és oszlopok koordinátáinak szorzásánál (a szorzás megvalósítását későbbi alfejezet részletesen taglalja), hiszen törtszámok helyett az első sor Y koordinátája 1, a másodiké 2, és így tovább, hasonlóan az oszlopokra.

Az adódó pozíció legvalószínűbb esetben így is törtszám, az osztás művelete miatt. A súlyponti koordináták így bináris törteként vannak ábrázolva, melyeknek egész része, a fent bevezetett pixelkoordináták értékei mellett legfeljebb 16 (mivel a súlypont biztosan a szenzor felületén van), vagyis a súlyponti koordináták első öt bitje az egészrész. A törtrész bitszámát annak megfelelően választhatjuk meg, hogy mennyire pontos eredményét szeretnénk megkapni a súlypont számítása során alkalmazott osztásnak. Amennyiben ugyanis az osztandó (súlyozott koordinátaösszeg) és az osztó (súlyozatlan koordinátaösszeg) aránya irracionális érték, az osztás végtelen tizedes törtet

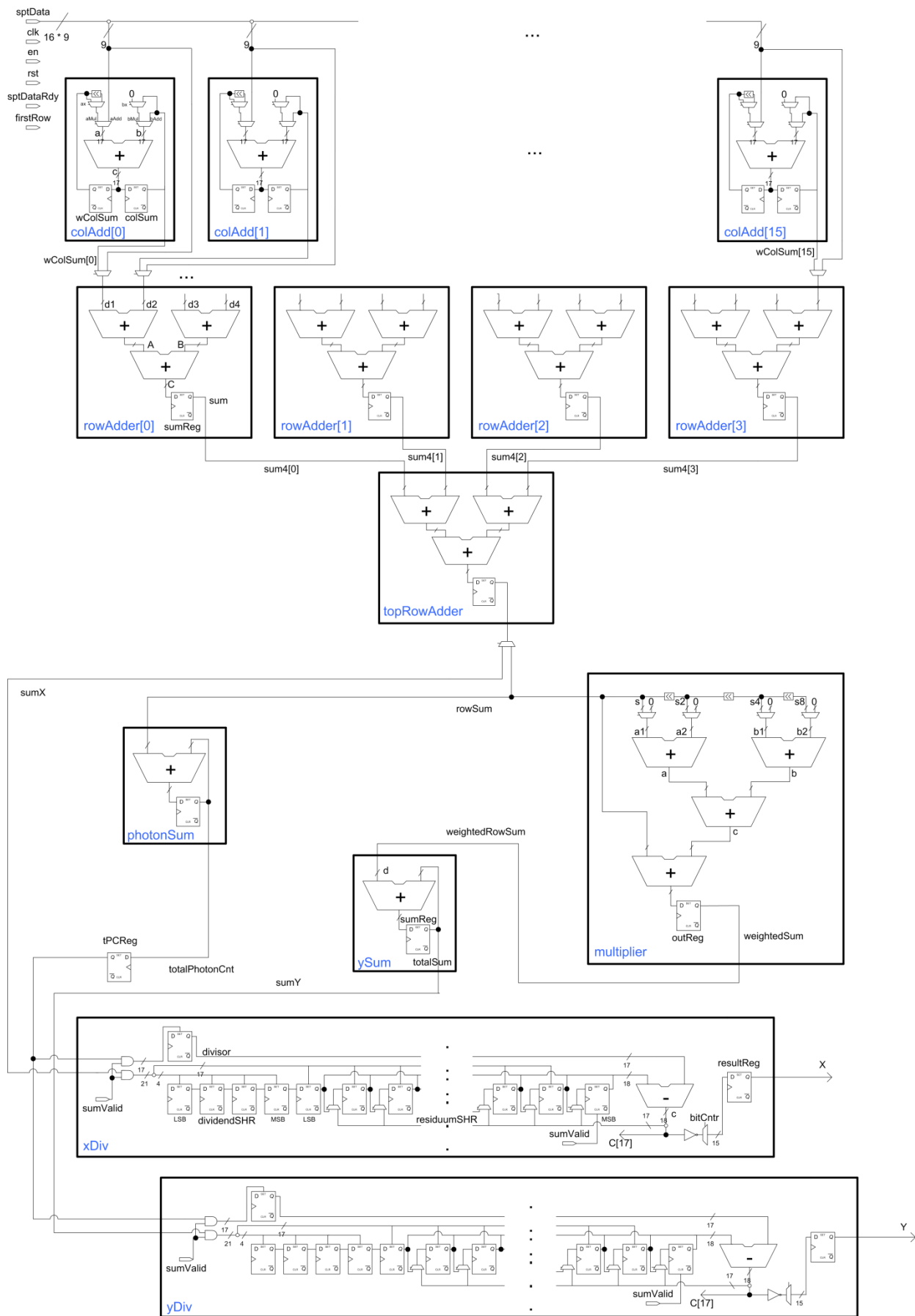
eredményez, ennek pedig véges sok biten ábrázolt kerekítése a bitek számától függő közelítés. Az elkészült verilog fájlokban a súlypontok törtrésze definíciós makrókon keresztül tetszőleges értékűre választható, azonban több bites eredmény a bitek számával azonos mennyiségű órajellel növeli meg a pozíció kiszámolásának idejét (a később ismertetendő, osztást végző modul működése miatt). A chipen megvalósuló pozicionáló egység természetesen fix értékű törtrész ábrázolást fog képezni, melyre az általam javasolt érték 10 bit. Vagyis a legrosszabb esetben az alkalmazott koordináta-rendszer egy egységének  $2^{-10}$  részénél kisebb a számítási hiba. A pixelek középpontjainak távolsága X irányban 610,51  $\mu\text{m}$ , Y irányban pedig: 571,175  $\mu\text{m}$ , így a hiba metrikus egységben kifejezve X irányban körülbelül  $5,962 \times 10^{-7}$  m, Y irányban kb.  $5,578 \times 10^{-7}$  m, mely elfogadhatóan alacsony. Fontos ugyanakkor megjegyezni, hogy ez a számítási pontatlanságból fakadó hiba, így nincs összefüggésben a beütések eloszlásából származó pozícióbecslési hibával.

A modul rendelkezik továbbá egy engedélyező jellel, mellyel a pozicionálási egységet és funkciót lehet kikapcsolni a chip-ben, alaphelyzetbe állító reset jellel, illetve egy órajellel.

Név	Irány	Adatszélesség	Leírás
clk	I	1	Globális órajel.
en	I	1	Globális engedélyező jel.
rst	I	1	Globális, szinkron, aktív magas rendszer reset.
sptDataRdy	I	1	Érvényes jelzés a beütési adatokhoz.
firstRow	I	1	Az első sort jelző jel.
sptData	I	144*	Egy sorban elhelyezkedő pixelekhez tartozó beütések.
xValid	O	1	Az X koordináta érvényességét jelző jel.
yValid	O	1	Az Y koordináta érvényességét jelző jel.
X	O	15*	A COG X koordinátája.
Y	O	15*	A COG Y koordinátája.

1. táblázat - A topmodul csatlakozásai

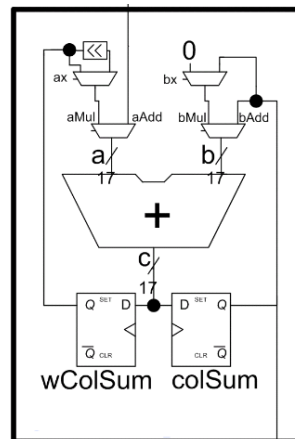
Az 1. táblázat összefoglalja a topmodul ki és bemeneti vezetékeit, azok irányával, bitszélességével és rövid leírásával. Az első ábrán a teljes pozicionáló egység blokkdiagramja található, amely mellőzve a járulékos vezérlőjeleket előállító logikát, az adatútra koncentrálva mutatja be a modul felépítését. A csillaggal ellátott vezetékek esetén a szélesség makrókon keresztül állítható a forrásfájlban.



21. ábra - A pozícionáló modul blokkvázlata

## 4.2.2 AZ OSZLOPÖSSZEGZŐ

A sor minden egyes pixeléhez (vagyis minden egyes oszlophoz) tartozik egy darab oszlopösszegző-modul példány, azaz összesen 16 db. A modul feladata, hogy a sorokhoz tartozó adatok érkezésekor akkumulálja a beütésszámokat. Egy szcintilláció alatt tehát összegzi az adott oszlophoz tartozó összes pixel beütésszámát. Az így adódó érték bitszélessége tehát 4 bittel több, mint a beütésszámoké ( $\log_2(\text{sorok száma})$ ). A modul működését meghatározó állapotgép ezután szorzásba vált át, és a képzett összeget megszorozza az oszlopnak megfelelő sorszámmal, vagyis az oszlophoz tartozó pixelek X koordinátájával. A szorzás után a bitszélesség újabb 4 bittel nő ( $\log_2(\text{oszlopok száma})$ ). A modul kimenete tehát az egy oszlophoz tartozó pixelek koordinátájának beütésekkel súlyozott összege, 9 bites beütésszámok esetén 17 bites eredmény.



22. ábra - Az oszlopösszegző blokkvázlata

A szorzást a modul 4 db összeadás elvégzésével képzi (4 órajel alatt). Mind a 4 ütemben két tagot ad össze, melyek közül az egyik vagy a pixelek beütésének akkumulációjakor kapott érték (colSum) vagy nulla, a másik pedig vagy az előző ütemben képzett összeg, vagy annak egy bittel eltolt (shiftelt) értéke. A fentiek alapján a 8-ik oszlopban, a 8-as koordinátaértékkel való szorzás menete a következő:

1. lépés: az akkumulált beütésszám eltoltja ( $\text{colSum} \ll 1$ ) + 0 =  $2 \times \text{colSum}$
2. lépés: az előző lépésben kapott összeg eltoltja ( $\text{step1} \ll 1$ ) + 0 =  $4 \times \text{colSum}$
3. lépés: az előző lépésben kapott összeg eltoltja ( $\text{step2} \ll 1$ ) + 0 =  $8 \times \text{colSum}$
4. lépés: az előző lépésben kapott összeg ( $\text{step3}$ ) + 0 =  $8 \times \text{colSum}$

Egy másik példaként a 15. oszlop esetében a szorzás menete:

1. lépés: az akkumulált beütésszám eltoltja ( $\text{colSum} \ll 1$ ) + colSum =  $3 \times \text{colSum}$

2. lépés: az előző lépésben kapott összeg eltoltja ( $\text{step1} \ll 1$ ) + colSum =  $7 \times \text{colSum}$
3. lépés: az előző lépésben kapott összeg eltoltja ( $\text{step2} \ll 1$ ) + colSum =  $15 \times \text{colSum}$
4. lépés: az előző lépésben kapott összeg ( $\text{step3}$ ) + 0 =  $15 \times \text{colSum}$

A fentiekből látszik, hogy a 4-ik ütem felhasználására egyedül a 16. oszlopban van szükség, ám az oszlopösszegző által képzett értékek további felhasználásához szükséges, hogy minden egység azonos időkésleltetéssel működjön. Az egyes lépések során szükséges összegzési tagokat kiválasztó logika (az ábrán az ax és bx multiplexer-vezérlőjelek) az adott oszlop sorszáma (X koordináta) és az adott lépés sorszáma ismeretében határozza meg a tagokat.

---

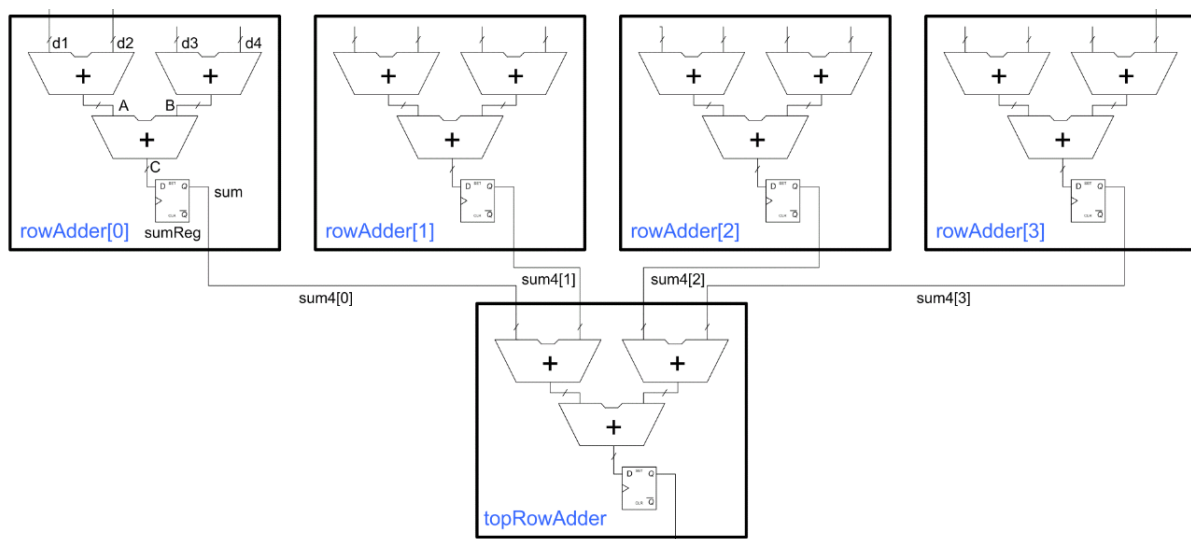
#### 4.2.3 A SORÖSSZEGZŐ

A sorösszegző egység az egy sorhoz tartozó pixelek beütéseit összegzi. Egy FPGA esetében különösebb gond nélkül készíthetünk 16 db, 9 bites értéket egy órajel alatt összeadó egységet, hiszen az FPGA-ban lehetőség van nagyszámú cella alkalmazására, akár még ha ez térben kiterjedten sok erőforrást is igényel. A szenzor chipnél ez nem alkalmazható, hiszen az érzékelésben résztvevő szilíciumfelületek között csak néhány mikronnyi távolság van, melyre egy ilyen kiterjedt egység nem tervezhető. 2 tagú összegzők azonban még 9 bites adatok esetén is könnyen készíthetőek, a 16 beütésszám összegzését végző egység ezért ilyen 2 tagú összegzőket hierarchikus rendben alkalmazó alegységekből épül fel. Egy alegység összesen 4 db beütésszámot összegez, először kettesével összegezve, majd az így képzett összegeket összeadva. A 16 db beütésszámból négy ilyen egység által előállított 4 db összeg kézenfekvően adható össze egy újabb, ötödik ilyen egység alkalmazásával, hogy a 16 db mennyiség összegét megkapjuk. Azonban az így adódó úthossz az adatoknak olyan nagy lenne, hogy az adatúton történő jelterjedési idő miatt az összeg nem tudna előállni időben elegendően gyors órajelet feltételezve. Ezért az egyes 4 tagot összegző egységek kimenete regiszterezett, az ötödik egység pedig a regiszterek stabil értékét használja fel összegzéskor. Egy sorhoz tartozó 16 db pixel beütési számát tehát 2 órajel alatt összegezzük.

A súlypont X koordinátájának meghatározásakor a teljes szenzor összes pixelének X koordinátáját kell összegezni ( $\sum_i x_i w_i$ ). Ebből az előző pontban ismertetett oszlopösszegzők az egyes oszlopokhoz tartozó pixelek beütéssel súlyozott X koordinátáinak 16 db összegét képzik. Ezek összegzése az összes pixelhez tartozó összeg meghatározásához tehát hasonló összeadó struktúrát igényel, mint az imént bemutatott sorösszegző. Mivel az utolsónak érkező sor pixelkoordinátáinak összegzése már két órajel



alatt megtörténik, míg az oszlopösszegzők az utolsó sor érkezése után csak négy órajellel később szolgáltatnak eredményt, ezeknek az eredményeknek az összeadására használható az éppen üresjáratban levő, imént bemutatott sorösszegző egység. Ez persze azt is megköveteli, hogy a következő szcintilláció első sorának adatai ne érkezzenek azonnal az előző szcintilláció utolsó sorának adatai után, ez azonban az eszköz működését ismerve mindig fennáll, így nem jelent megszorító körülményt. A sorösszegző struktúrát tehát az előbb bemutatott módon nem a beütési, 9 bites adatok összegzésére méretezzük, hanem a súlyozott oszlopösszegekhez tartozó, 17 bites adatok összegzésére. A sorösszegző kimenetének bitszélessége 4 bittel szélesebb, mint a bemeneti adaté ( $\log_2(\text{oszlopok száma})$ )



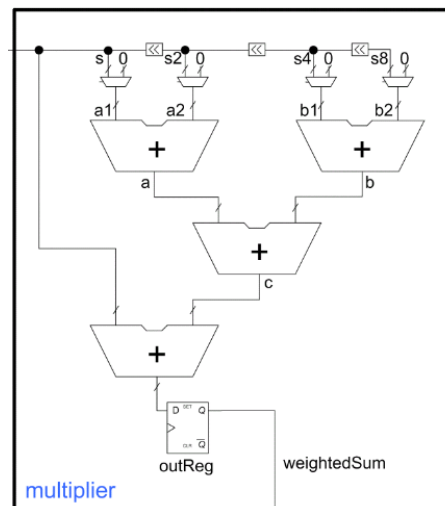
23. ábra - A sorösszegző blokkvázlata

#### 4.2.4 A SORSZORZÓ

Míg az oszlopok esetében az adott oszlophoz tartozó beütésszámok összegzése, és azoknak az oszlop sorszámaival, vagyis az X koordinátaival való szorzása az oszlopösszegző modulon belül történik, a sorok esetében az egyes sorösszegek képzése után külön egység végzi a sorösszeg szorzását a sor sorszámaival, azaz a sorhoz tartozó pixelek Y koordinátájával. A szorzó az első sort jelző, és a sorokhoz tartozó adatok érvényességét jelző jelekből képes számon tartani, hogy melyik sorösszeg mekkora szorzóval (Y koordináta) történő szorzást igényel.

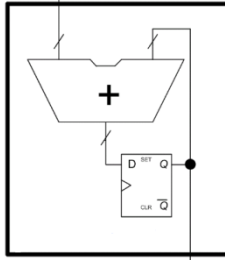
A szorzás itt is összeadások elvégzésével történik. Az egyes tagok az összegzés során a sorösszeg adott bitszámmal való eltolásai. Az egyes eltolások 2 hatványaival történő szorzást jelentenek, az

eltolt bitek számának megfelelően (1 bit eltolás = 2-szeres szorzás, 2 bit eltolás = 4-szeres szorzás, stb.). A sor sorszámanál egyel kisebb szám (0-15) bináris alakja tehát éppen azt kódolja, hogy az adott sorösszeg hány bittel eltolt értékeinek összegéből áll az (egyel kisebb) számmal való szorzás. Pl. a 9. sor esetében a 8-cal (bináris 1000) való szorzás azt jelenti, hogy a sorösszeget 3 bittel arrébb shiftelve kapjuk a sorösszeg 8-szorosát. A 16. sor esetében a 15-tel (bináris 1111) való szorzás azt jelenti, hogy a sorösszeg 15-szöröse a sorösszeg, valamint annak 1, 2, és 3 bittel való eltoltságának összegeként áll elő ( $1 + 2 + 4 + 8 = 15$ ). Ezzel a módszerrel könnyedén elvégezhető az adott számmal való szorzás egyetlen órajel alatt, hiszen a sor sorszámanál (vagyis a szorzónál) egyel kisebb bináris szám kódolja az egyes összegzési tagokat (0 ha a tag 0, 1 ha a tag az adott bitszámmal vett eltolt érték). A teljes szorzási művelet során csupán arra kell ügyelnünk, hogy a szorzónál egyel kisebb szám által meghatározott mennyiségek összegzése után az eredeti sorösszeget még egyszer adjuk hozzá az így képzett összeghez. A szorzás után a sorösszeg koordinátával szorzott értéke 4 bittel szélesebb adatot eredményez ( $\log_2(\text{sorok száma})$ ). A fenti működés jól követhető a blokkvázlat felépítésén (24. ábra).



24. ábra - A sorszorzó blokkvázlata

A sorok összegzésekor kapott sorösszegek összeadására, vagyis a teljes szenzor összes pixeléhez tartozó beütési érték összegére ( $\sum_i w_i$ ) szükség van a súlypontszámításhoz tartozó osztások nevezőjeként. Ugyanígy szükséges a sorok koordinátái súlyozott összegeinek (a sorszorzó kimenete) összes sort érintő összegzésére a súlypont Y koordinátájának osztási számlálójaként ( $\sum_i y_i w_i$ ). Mindkét érték képzését egyszerű visszacsatolt összeadó végzi, mely egyszerűségénél fogva nem igényel külön pontot. A teljes fotonbeütést akumuláló összegző a sorösszegző kimenetét, míg a súlyozott X koordináták soronkénti részösszegeit akumuláló összegző a sorszorzó kimenetét használja fel.



25. ábra - A sorösszező és a sorszorzó kimeneteit akumuláló összezők blokkvázlata

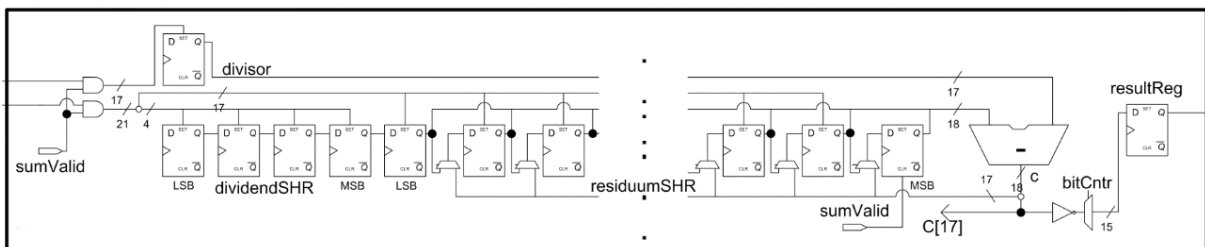
#### 4.2.5 AZ OSZTÓ

A pozicionáló egység talán legösszetettebb alegysége az osztást végző modul. Működésének áttekintéséhez szükséges a bináris osztás bemutatása. Az osztásnál abból indulunk ki, hogy a súlypont módszer algebraja következtében a korábbi szorzások és összegek olyan osztót és osztandót eredményeznek, hogy az osztandó bináris alakjának az osztó bitszélességével megegyező számú felső bitjén képzett szám biztosan kisebb, mint az osztó kétszerese. Ez tetszőleges osztó- és osztandópárok esetén nem feltétlenül igaz, pl. ha az osztó 3 bit széles, de adott osztásban használt értéke kettő (010), az osztandó három felső bitjén képzett szám több mint kétszerese is lehet az osztónak (három biten ábrázolt szám 4-nél nagyobb is lehet). Esetünkben azonban, az osztandónak az osztó bitszélességével megegyező számú felső bitjét figyelembe véve, a két szám hányadosa egészen biztosan 1 biten ábrázolható, a maradékok elhanyagolásával. Ez az egy bit tehát valójában azt jelzi, hogy az osztandó felső bitjeiből képzett szám nagyobb-e, mint az osztó (ha nagyobb, az osztó osztja ezt a számot, ha kisebb, akkor nem). Az osztás helyett itt tehát egyszerű kivonást alkalmazhatunk, az osztás eredményét pedig a kivonás után kapott legfelső bit határozza meg. Amennyiben a kivonás eredménye negatív, a kettes komplementes módban ábrázolt különbség 1-essel kezdődik, az osztandó felső bitjeiből képzett szám tehát kisebb, mint az osztó, az osztás eredménye nulla. Ha a különbség pozitív, akkor ennek legfelső bitje 0 (mivel az egyik tag kevesebb, mint kétszerese a másiknak), vagyis az osztandó a nagyobb, az osztás eredménye 1.

Az osztást ennek a módszernek folytatásával kell végeznünk, egyre kisebb helyiértékekre alkalmazva. Amennyiben az osztó osztja az osztandó felső bitjeiből képzett számot, az osztásnak van valamekkora maradéka. Ez a maradék éppen az az osztónál kisebb pozitív szám, ami a különbségképzés eredménye. Ennek a pozitív eredménynek az első, biztosan nullaértékű bitjét elhagyva, és kiegészítve azt az osztandó következő bitjével, újra az osztó bitszélességével megegyező számot kapunk, melyre megint képezzük a különbségi értéket az osztóval az osztási eredmény következő bitjének

meghatározásáért. Ha az osztó felső bitjeiből álló számot az osztó nem osztja, akkor az osztandó következő bitjét is figyelembe véve akkora számot kapunk, amelyre megint csak az igaz, hogy az osztó kétszeresénél kisebb. Vagyis ebben az esetben is az eddig bemutatott különbségképzési módszert kell alkalmazni.

Összefoglalva a működést az osztási eredmény bitenként adódik, a bitnek megfelelő helyiértékeken történő különbségképzések eredményeként. A különbségek legfelső bitje meghatározza az adott helyiértéken vett osztási eredményt, és azt is, hogy a következő helyiértéken az osztót milyen számból vonjuk ki. Ez lehet a különbségképzés eredményéhez (vagyis az osztási maradékhoz) hozzávett, sorban következő osztandóbit, vagy az előző osztandóbit a következő osztandóbit hozzávételével képzett szám. A vázolt működés hatékonyan oltható meg shiftregiszterek alkalmazásával (26. ábra).



26. ábra - Az osztó blokkvázlata

A leírt működés során az osztás eredményének pontosságát az szabja meg, hogy milyen sokáig végezzük a műveletet. Minden helyiérték kiszámítása egy órajelet vesz igénybe, így ez arra is kihatással van, hogy mennyi időt vesz igénybe az osztás. Amennyiben az osztandó összes helyiértékét figyelembe vettük már, 0 értékű biteket kell figyelembe venni a további helyiértékeken, ez valójában az osztandó törtrészének felel meg.

A dolgozat által összefoglalt munka során megismerkedtem a pozitron emissziós tomográfia alapjaival, betekintést nyertem az egyes részegységek fejlesztése mentén kialakuló új kutatási irányokba és lehetőségekbe.

A SPADnet projekt keretében részt vehettem egy újfajta, CMOS technológián alapuló digitális szenzort alkalmazó detektormodul kifejlesztését célzó kutatásban.

A PET berendezések működése során alkalmazott pozícionáló algoritmusok elemzése során áttekintő képet kaphattam a különböző pozícionálási módszerek eltérő környezetben való alkalmazhatóságáról, az általuk elérhető teljesítményről és a velük szemben felhozható hiányosságokról és korlátozó tényezőkről. Ez a tanulmány adta a lehetőségét annak, hogy a SPADnet projektben elkészülő szenzorokhoz, azok tulajdonságait leginkább figyelembe vevő megoldást tudjak javasolni a pozícionálási módszer tekintetében.

A választott „centre of gravity” módszer implementálását a SPADnet projekt keretében elkészülő második generációs, SPADnet2-es szenzorba való integrálhatósághoz a szenzor működését figyelembe vevő, és azon alapuló módon végeztem el, verilog nyelven megírt fájlok formájában. Az elkészült megoldásban a pozíció meghatározása az alkalmazott számábrázolási pontosságtól (súlypont koordináta adatszélessége) függően körülbelül 30 órajelnyi időt vesz igénybe. A chip-en belül alkalmazott órajel 100 MHz-es, így a megoldás sebessége elfogadhatóan nagy.

Az elkészült tervek a chip tervezését és készítését képző design flow-n keresztül, az Edinburgh-i Egyetem (The University of Edinburgh) és az ST. Microelectronics vállalat közös fejlesztésében fognak működő prototípus egységben testet öltetni, várhatóan idén ősszel. A megjelenést követően végezhetőek el további karakterizációs mérések a pozícionálás teljesítményének jellemzésére.

A jövőben a munka folytatásaként további chipbe integrált megoldások említhetőek meg újabb, továbbfejlesztett pozícionáló módszereket alkalmazva a későbbi generációs chipekhez, illetve olyan módszerek, melyek ezt a megoldást bővítik, illetve pontosítják, a további feldolgozó egységekben. A munka további folytatásaként említhető meg az MSc diplomatervem témája is, mely a pozícionálás szélesebb körű lehetőségeivel és megoldásaival foglalkozik, kifejezetten FPGA alapú alkalmazásokra fókuszálva.

## KÖSZÖNETNYÍLVÁNÍTÁS

A dolgozat megszületésében számos oktató és a projektben résztvevő személytől kaptam segítséget. Pontos megfigyeléseik és tanácsaik az elért eredmények átfogó és összefüggő leírását segítették elő. Állandó támogatásuk segítette a szakirodalomban nem fellelhető információkhoz való hozzájutásom. Nagyon köszönöm konzulenseim, Dr. Fehér Béla, Játékos Balázs és Dr. Lőrincz Emőke hozzájárulását. Az Edinburgh-i Egyetemről (The University of Edinburgh) Richard Walker, Ahmet Erdogan, és Robert K. Henderson támogatásának szeretnék köszönetet mondani.

## ÁBRAJEGYZÉK

1. ábra – A PET működési elve (Wikipédia: Pozitronemissziós tomográfia, 2013) .....	7
2. ábra – A szinogramok létrehozása (Frederic H. Fahey, 2002. június 1.) .....	7
3. ábra – Szinogram és projekció (Frederic H. Fahey, 2002. június 1.).....	8
4. ábra – A koincidencia detektálás három esete .....	9
5. ábra – A fotoelektron-sokszorozó cső (PMT) felépítése (Wikipédia: Fotoelektron-sokszorozó, 2013) .....	10
6. ábra – A detektormodul hagyományos felépítése (Steinbach, 2011).....	11
7. ábra – A digitális SiPM működési elve (Philips digital silicon photomultiplier technology, 2013)....	15
8. ábra – Egy digitális SiPM tesztchip mikrofelvelete (Frach, Prescher, Degenhardt, de Gruyter, Schmitz, & Ballizany, 2009) .....	16
9. ábra – Parallaxis hatás (Peng, Olcott, Pratz, Foudray, Chinn, & Levin, 2007) .....	17
10. ábra – A mini-SP területre és időre vonatkozó tömörítési blokkdiagramja (H. C. Braga, és mtsai., 2011).....	20
11. ábra – Az XOR kapus térbeli tömörítés idődiagramja (H. C. Braga, és mtsai., 2011) .....	20
12. ábra – Négy mini-SiPM-hez kapcsolódó TDC blokkdiagramja (H. C. Braga, és mtsai., 2011).....	21
13. ábra – A SPADnet1 szenzor (Walker, és mtsai., 2013) .....	22
14. ábra – A SPADnet1 szenzor architektúrájának blokkdiagramja (Walker, és mtsai., 2013) .....	23
15. ábra – A hagyományos detektorblokk sarokjelei súlypontoszámításhoz.....	25
16. ábra - Tipikus detektor dekódolási vázlat (Lewellen, 2008).....	25
17. ábra – Pozícióhisztogramok különböző pozicionáló módszereknél (Chaudhari, Joshi, Wu, Leahy, Cherry, & Badawi, 2008).....	26
18. ábra - Pozícióhisztogram szegmentálása (Lewellen, 2008).....	26
19. ábra - A SPADnet1-es szenzor három kristálypozícióban mért válaszaiból számított pozíciók eloszlása (Játékos, Lőrincz, Ujhelyi, & Erdei, 2013).....	34
20. ábra - A fotonbeütésre vonatkozó adat útjának sematikus ábrázolása a SPADnet2-es chip esetén .....	35
1. táblázat - A topmodul csatlakozásai.....	37
21. ábra - A pozicionáló modul blokkvázlata.....	38
22. ábra - Az oszlopösszegző blokkvázlata .....	39

23. ábra - A sorösszegző blokkvázlata .....	41
24. ábra - A sorszorzó blokkvázlata .....	42
25. ábra - A sorösszegző és a sorszorzó kimeneteit akkumuláló összegzők blokkvázlata .....	43
26. ábra - Az osztó blokkvázlata .....	44



## IRODALOMJEGYZÉK

Casey, M. E., & Nutt, R. (1986). A Multicrystal Two Dimensional BGO Detector System for Positron Emission Tomography. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 33. (1.), 460-463.

Chaudhari, A. J., Joshi, A. A., Wu, Y., Leahy, R. M., Cherry, S. R., & Badawi, R. D. (2008). Spatial distortion correction and crystal identification for position-sensitive avalanche photodiode-based PET scanners. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* (old.: 5045-5052). IEEE.

Dr. Nagy, J., Dr. Odhiambo, R., & Ifj. Dr. Vittay, P. (2005). *Pozitron emissziós tomográfia*. Budapest: Egészségügyi Stratégiai Kutatóintézet.

Frach, T., Prescher, G., Degenhardt, C., de Gruyter, R., Schmitz, A., & Ballizany, R. (2009). The Digital Silicon Photomultiplier – Principle of Operation and Intrinsic Detector Performance. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* (old.: 1959-1965). IEEE.

Frederic H. Fahey, D. (2002. június 1.). Data Acquisition in PET. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 39-49.

H. C. Braga, L., Pancheri, L., Gasparini, L., Perenzoni, M., Walker, R., Henderson, R. K., és mtsai. (2011). A CMOS mini-SiPM detector with in-pixel data compression for PET applications. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* (old.: 548-552). IEEE.

Játékos, B., Lőrincz, E., Ujhelyi, F., & Erdei, G. (2013). High probability crystal pin identification in scintillator matrix-based PET detector with a prototype digital SiPM. (*megjelenőben*).

Lewellen, T. K. (2008). Recent developments in PET detector technology. *Physics in Medicine and Biology*, 287-317.

Peng, H., Olcott, P. D., Pratz, G., Foudray, A. M., Chinn, G., & Levin, C. S. (2007). Design study of a high-resolution breast-dedicated PET. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* (old.: 3700-3704). IEEE.

*Philips digital silicon photomultiplier technology*. (2013). Letöltés dátuma: 2013. október 16., forrás: Philips:

<http://www.research.philips.com/initiatives/digitalphotoncounting/news/backgrounders/091015-philips-digital-silicon-photomultiplier-technology.html>

*SPADnet project*. (2010. július 1.). Letöltés dátuma: 2013. október 18., forrás:

<http://www.spadnet.eu/>

Steinbach, C. (2011. október 16.). *Pozitronemissziós tomográf detektormoduljának fejlesztése*.

Letöltés dátuma: 2013. október 15., forrás: BMe Kutatói pályázat:

[http://doktori.bme.hu/bme\\_palyazat/2011/hallgato/Ocsovaine\\_Steinbach\\_Cecilia\\_hu.htm](http://doktori.bme.hu/bme_palyazat/2011/hallgato/Ocsovaine_Steinbach_Cecilia_hu.htm)

Walker, R. J., H. C. Braga, L., Erdogan, A. T., Gasparini, L., Grant, L. A., Henderson, R. K., és mtsai. (2013. június). A 92k SPAD Time-Resolved Sensor in 0.13 $\mu$ m CIS Technology for PET/MRI Application. Utah, USA: International Image Sensor Workshop.

*Wikipédia: Fotelektron-sokszorozó.* (2013. május 21.). Letöltés dátuma: 2013. október 15., forrás:  
Wikipédia: <http://hu.wikipedia.org/wiki/Fotelektron-sokszoroz%C3%B3>

*Wikipédia: Pozitronemissziós tomográfia.* (2013. szeptember 16.). Letöltés dátuma: 2013. október 15,  
forrás: Wikipédia: [http://hu.wikipedia.org/wiki/Pozitronemisszi%C3%B3s\\_tomogr%C3%A1fia](http://hu.wikipedia.org/wiki/Pozitronemisszi%C3%B3s_tomogr%C3%A1fia)