

**Recenzja pracy doktorskiej mgra Szymona Witolda Niedźwieckiego pod tytułem
„Double-strip prototype of polymer time-of-flight positron emission tomograph
based on multi-level analog electronics”.**

Pan mgr Szymon Niedźwiecki wykonał pracę doktorską w ramach projektu budowy nowatorskiego tomografu emisji pozytonowej J-PET (Jagiellonian Positron Emission Tomograph) realizowanego w Zakładzie Doświadczalnej Fizyki Cząstek i jej Zastosowań, Wydziału Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej Uniwersytetu Jagiellońskiego pod kierunkiem prof. dr hab. Pawła Moskala.

Tomograf PET jest medycznym narzędziem diagnostycznym pozwalającym obrazować metaboliczne zmiany narządów i tkanek. W badaniu metodą PET do organizmu pacjenta wprowadza się radiofarmaceutyk zawierający krótkożyciowe emitery pozytonów. Wymitowany pozyton po przebyciu niewielkiej drogi w ciele pacjenta (kilku milimetrów) anihiluje z elektronem ośrodka, w wyniku czego zostają wypromieniowane dwa fotony gamma o energiach 511 keV poruszające się w przeciwnych kierunkach. Rejestrowane są one w detektorach otaczających ciało pacjenta. W oparciu o wyznaczony zbiór linii łączących miejsca zarejestrowanych w koincydencji par kwantów gamma rekonstruowany jest przestrzenny rozkład miejsc anihilacji.

W standardowych tomografach PET stosowane są detektory scyntylicyjne z nieorganicznymi kryształami zawierającymi pierwiastki o dużej liczbie atomowej, charakteryzujące się wysoką wydajnością rejestracji promieniowania gamma. Z uwagi na wysokie koszty tych materiałów, komercyjne skanery PET mają ograniczone rozmiary i w rezultacie wąski obszar obrazowania.

Innowacyjność skanera J-PET polega na zastosowaniu znacznie tańszych plastikowych scyntylatorów, które uformowane w długie moduły detekcyjne umożliwiają uzyskanie kilkukrotnie większego pola obrazowania, a w rezultacie stosowanie znacznie mniejszej dawki radiofarmaceutyku przy diagnozowaniu całego ciała. Skanery J-PET dają też możliwość dopasowywania komory diagnostycznej do rozmiarów pacjenta, a także mogą być budowane jako urządzenia przenośne, łatwo adaptowalne do współpracy z innymi urządzeniami diagnostycznymi.

W skanerze J-PET wykorzystywana jest metoda czasu przelotu (Time-of-Flight, TOF). Foton gamma oddziałujący z materiałem scyntylatora organicznego generuje szybki impuls świetlny, który po datarciu do końców modułu rejestrowany jest przez umieszczone tam fotopowielacze. Na podstawie pomiarów różnic czasowych pojawienia się sygnałów, wyznaczane są miejsca i czasy oddziaływania fotonów gamma w scyntylatorach, a następnie położenia źródeł emisji par fotonów zaobserwowanych w koincydencji. Zastosowanie takiej metody pomiarowej wymagało m.in. opracowania szybkich układów elektroniki odczytowej, metod optymalizacji parametrów detektora oraz doskonalenia algorytmów obrazowania.

Praca doktorska pana mgra Szymona Niedźwieckiego miała na celu skonstruowanie i wykonanie testów prototypu skanera J-PET składającego się z dwóch plastikowych modułów

scyntylnacyjnych z fotopowielaczami, z elektroniką odczytu wykorzystującą wieloprogową dyskryminację sygnału analogowego. Wyniki badań zostały przedstawione w rozprawie doktorskiej, która napisana jest w języku angielskim, liczy 151 stron, podzielona jest na dziesięć części obejmujących 34 rozdziały. Spis literatury zawiera 81 pozycji.

We wstępie oraz części pierwszej rozprawy Autor przedstawił zasadę działania tomografii pozytonowej, stosowane metody pomiarowe, charakterystyki radioaktywnych markerów oraz scyntylatorów wykorzystywanych do detekcji promieniowania gamma. Standardowa metoda pomiarów i obrazowania PET bazuje na informacji o czasie, zdeponowanej energii oraz miejscu oddziaływania fotonu gamma w module detektora. W udoskonalonej metodzie TOF-PET mierzona jest dodatkowo różnica czasów pomiędzy pojawieniem się dwóch kwantów gamma w przeciwległych detektorach, co pozwala uzyskać lepszą rozdzielczość przestrzenną rekonstrukcji.

Część druga prezentuje koncepcję skanera J-PET, jego strukturę i zasadę działania. Oszacowano, że dla uzyskania efektywności J-PET porównywalnej z komercyjnymi tomografami wystarczająca jest jedna warstwa scyntylatorów o długości 50 cm. Opisane zostały procesy oddziaływania promieniowania gamma z materią, a w szczególności rozpraszanie Comptona, które jest dominującym procesem w plastikowych scyntylatorach (materiałach zbudowanych z lekkich pierwiastków). Dyskutowany jest efekt rozpraszania kwantów gamma w ciele pacjenta prowadzący do rozmycia rekonstruowanego przestrzennego obrazu zdarzeń. Część takich przypadków można wyeliminować poprzez postawienie progu na energię zdeponowaną przez foton gamma w detektorze. Autor określił optymalną wartość progu energetycznego na poziomie 200 keV.

Część trzecia rozprawy zawiera opis skonstruowanego przez Autora prototypu skanera PET oraz układu pomiarowego. Skaner składa się z dwóch modułów detekcyjnych w postaci pasków plastikowego scyntylatora (EJ230 lub BC420) umieszczonych równolegle do siebie. Testowane były paski o przekroju prostokątnym o wymiarach 5x19 mm² i długości 30 cm oraz 7x19 mm² o długości 50 cm. Detektorami światła były szybkie fotopowielacze R9800 Hamamatsu mocowane na końcach pasków scyntylatora. Czasowy przebieg sygnałów napięciowych z fotopowielaczy był rejestrowany przez analizator SDA (Serial Data Analyser) z okresem próbkowania 100 ps. Źródło promieniowania β^+ umieszczone było wewnątrz ołowianego kolimatora kierującego fotony gamma w określone miejsca scyntylatorów.

Część czwarta poświęcona jest wstępnej analizie danych pomiarowych. W kolejnych rozdziałach tej części Autor prezentuje metody wyznaczania podstawowych charakterystyk sygnału, takich jak poziom linii bazowej, całkowity ładunek niesiony przez sygnał, energia zdeponowana przez foton w detektorze, czas przy którym sygnał osiąga określony poziom napięcia, okres czasu w którym sygnał przekracza określoną wartość napięcia (Time Over Threshold, TOT). Zbadana została metoda estymacji ładunku poprzez sumę wartości TOT mierzonych na czterech różnych poziomach napięcia. Omówiona została także metoda przetwarzania sygnału próbkowanego w domenie czasowej na sygnał próbkowany w domenie napięciowej, co umożliwia redukcję nadmiernej ilości danych pomiarowych.

W części piątej Autor opisuje i porównuje dwie proponowane metody szybkiego elektronicznego pomiaru czasu i ładunku, które mogą być zastosowane w docelowym skanerze J-PET. Pierwsza metoda wykorzystuje dyskryminatory stałofrakcyjne, a druga dyskryminatory progowe ustawiane na czterech różnych odpowiednio dobranych poziomach napięć. W oparciu o analizę wyników testów przeprowadzonych przez grupę J-PET wybrana została druga opcja. Stosownie do tego wyboru, dalsze testy Autor prowadził z tego rodzaju elektroniką.

Część szósta jest poświęcona optymalizacji parametrów skanera J-PET. Autor prezentuje wyniki badania rozdzielczości czasowej w zależności od progu napięciowego, przy którym mierzony jest czas pojawienia się sygnału, dla różnych zakresów energii deponowanej w scyntylatorze. Zależności te pozwalają określić optymalną wartość progu napięciowego dyskryminatora. W kolejnym teście wyznaczona została optymalna wartość napięcia polaryzującego fotopowielacz. Dyskutowana jest relacja pomiędzy deponowaną energią a czasową zdolnością rozdzielczą.

W części siódmej opisane zostały procedury kalibracji czasowej detektora oraz pokazano możliwość zastosowania mierzonej wielkości TOT do korekcji na efekt „walk” zamiast standardowo używanej do tego informacji ładunkowej.

W części ósmej, po wyznaczeniu efektywnych prędkości światła w scyntylatorze (o długości 30 cm) dla optymalnych wartości progów w dyskryminacji czasowej, rekonstruowany jest przestrzenny rozkład miejsc anihilacji. Dla poprawienia jego jakości zastosowana została procedura iteracyjna z wykorzystaniem algorytmu maksymalnej wiarygodności (Maximum-Likelihood Expectation-Maximization, MLEM). Wyznaczona została funkcja rozmycia punktu (Point Spread Function, PSF) w zależności od liczby iteracji. Już po dziesięciu iteracjach wartość tej funkcji maleje z pierwotnej 73 mm do 27.4 mm dla kierunku poprzecznego Y oraz z 30 mm do 11.3 mm dla kierunku Z wzdłuż osi scyntylatorów. Po 200 iteracjach wartości te osiągają odpowiednio 9.8 mm oraz 3.9 mm. Pokazuje to jak istotną rolę odgrywa metoda rekonstrukcji obrazu.

Część dziewiąta zapoznaje czytelnika z rezultatami testów przeprowadzonych dla różnych długości modułów scyntylacyjnych: 2 cm, 30 cm oraz 50 cm. Energetyczna zdolność rozdzielcza mierzona dla krawędzi comptonowskiej fotonów gamma o energii 511 keV jest w przypadku scyntylatorów o długości 30 i 50 cm niemal taka sama i wynosi ok. 9 %, niezależnie od miejsca oddziaływania. Dla dwucentymetrowego scyntylatora jest tylko nieznacznie lepsza. Rozdzielczość czasowa koincydencji zależy od długości scyntylatora i wynosi 124, 280 oraz 349 ps odpowiednio dla długości 2, 30 i 50 cm, gdy promienie gamma kierowane są na środek scyntylatora. Pogarsza się w miarę zwiększania odległości miejsca oddziaływania od środka, szczególnie w przypadku najdłuższego scyntylatora i wynosi przy jego krawędzi ok. 450 ps. Dla modułów o długości 30 cm badana też była wartość funkcji rozmycia punktu w zależności od miejsca położenia źródła pomiędzy scyntylatorami. Obserwowane zmiany mieszczą się w zakresie kilkunastu procent. Nie rozumiem rozbieżności pomiędzy wartościami dla kierunku Z podawanymi w tabeli 11 (str. 136) i tabeli 8 (str. 126).

W części dziesiątej zostały porównane charakterystyki prototypu J-PET oraz skanerów komercyjnych. Prototyp J-PET o długości scyntylatorów 30 cm zapewnia około półtora razy większy obszar skanowania. Porównanie pokazuje, że ma gorszą rozdzielczość przestrzenną, szczególnie dla kierunku poprzecznego (różnica o czynnik ok. 2), ale wynika to zapewne w dużej mierze z tego, że dla systemu składającego się tylko z dwóch modułów algorytm rekonstrukcji obrazu jest mniej efektywny. J-PET cechuje się bardzo dobrą czasową (TOF) zdolnością rozdzielczą na poziomie 280 ps, dwukrotnie lepszą niż skanery komercyjne. Gorsza jest natomiast energetyczna zdolność rozdzielcza, co wynika z własności organicznego materiału scyntylacyjnego.

Rozprawę kończy krótkie podsumowanie najważniejszych osiągnięć pracy oraz omówienie perspektywy dalszych badań.

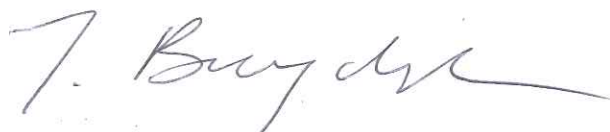
Przechodząc do oceny rozprawy doktorskiej uważam, że przedstawione w niej prace badawcze zostały zrealizowane na wysokim poziomie. Zbudowany prototyp skanera J-PET posłużył do zbadania wszystkich kluczowych elementów systemu, a w szczególności nowatorskiej szybkiej elektroniki odczytu z wieloprogowym dyskryminatorem sygnału analogowego. Autor wyznaczył zdolności rozdzielcze skanera, zbadał ich zależności od położenia źródła promieniowania, miejsca oddziaływania fotonów gamma w scyntylatorze, długości modułów scyntylacyjnych, liczby iteracji w algorytmie obrazowania, a także od napięcia polaryzującego fotopowielacz i poziomów progów napięciowych dyskryminatora w celu określenia ich optymalnych wartości. Wyniki tych badań pokazały, że proponowana innowacyjna metoda i technika detekcji J-PET może być z powodzeniem stosowana i w sposób istotny przyczyniły się do zbudowania pełnego prototypu tomografu, który składa się z 192 modułów scyntylacyjnych o długości 50 cm.

Strona edycyjna rozprawy doktorskiej również reprezentuje dobry poziom. Język pracy jest logiczny i zrozumiały, a liczne rysunki, wykresy i fotografie szczegółowo ilustrują treść. Przedstawione opisy mają dość zwięzłą formę, ale zawierają wszystkie istotne informacje. Można jeszcze było przy porównywaniu charakterystyk różnych materiałów scyntylacyjnych w tabeli na stronie 23 uwzględnić wydajność detekcji promieniowania gamma o energii 511 keV, a w opisie układu pomiarowego podać jaka była odległość pomiędzy modułami scyntylacyjnymi. Interesujące byłoby również podanie informacji o tym, jakie czynniki decydowały o wyborze rozmiarów poprzecznych pasków scyntylatora, które zapewne wpływają na zdolność rozdzielczą skanera, i czy były one w jakiś sposób optymalizowane.

Warto zaznaczyć, że praca badawcza pana mgra Szymona Niedźwieckiego prowadzona w zespole J-PET nie ograniczała się tylko do budowy i testów będącego przedmiotem niniejszej rozprawy doktorskiej dwumodułowego prototypu. Uczestniczył on również w konstruowaniu pełnego prototypu J-PET oraz jego testach, a także w projektach badawczych dotyczących własności pozytanium, w których J-PET posłużył jako detektor promieniowania gamma.

Pan mgr Szymon Niedźwiecki jest współautorem 28 publikacji w czasopismach o zasięgu międzynarodowym, w tym także prac z zakresu badań podstawowych, m.in. fizyki mezonów. Świadczy to o jego dużej aktywności naukowej oraz zaangażowaniu w realizację wielu interesujących projektów badawczych.

W podsumowaniu stwierdzam, że recenzowana rozprawa spełnia wymagania stawiane pracom doktorskim przez obowiązujące przepisy i wnioskuję o dopuszczenie pana magistra Szymona Witolda Niedźwieckiego do dalszych etapów przewodu doktorskiego.



Janusz Brzychczyk