

Recenzja pracy doktorskiej
mgr Neha Gupta Sharma pt. „Hit-time and hit-position
reconstruction of gamma quanta in the J-PET tomography system
based on a library of model signals”

Rozprawa doktorska pani mgr Neha Gupta Sharma powstała - podczas studiów doktoranckich w Zakładzie Fizyki Jądrowej na Uniwersytecie Jagiellońskim w Krakowie w ramach międzynarodowego projektu badawczego „Jagielloński-PET” (J-PET). Kierownikiem tego projektu a równocześnie promotorem pracy doktorskiej pani N. G. Sharma jest prof. dr hab. Paweł Moskal. Rolę promotora pomocniczego pełni dr Michał Silarski.

W Zakładzie Fizyki Jądrowej, Wydziału Fizyki Astronomii i Informatyki Stosowanej UJ została opracowana zupełnie nowa koncepcja budowy i działania Pozytonowego Tomografu Emisyjnego (PET) w oparciu o tanie detektory promieniowania γ w postaci długich scyntylatorów plastikowych, tworzących cylindryczny detektor z dużym polem obrazowania. Jest to nowatorskie podejście i nowa koncepcja w stosunku do wszystkich obecnie produkowanych na świecie Pozytonowych Tomografów Emisyjnych.

W latach 2012-2015 został zaprojektowany i wykonany pierwszy na świecie w pełnej skali prototyp tomografu J-PET w którym promieniowanie γ emitowane z ciała pacjenta rejestrowane jest za pomocą scyntylatorów plastikowych.

Zbudowanie tomografu J-PET wymagało opracowania i przeprowadzenia wielu testów, zastosowania zupełnie nowych rozwiązań w dziedzinie detekcji promieniowania γ , zaawansowanej elektroniki cyfrowej, oraz rekonstrukcji miejsca i czasu interakcji promieniowania anihilacyjnego z materiałem detektora. Przestrzenna rekonstrukcja obrazów promieniowania rejestrowanego przy pomocy długich scyntylatorów plastikowych tworzących cylindryczny detektor wymagała opracowania specjalnych, nowych metod obrazowania medycznego.

W projekcie J-PET uczestniczy duża grupa studentów i doktorantów z różnych ośrodków naukowych o różnych umiejętnościach, która pod kierownictwem prof. P. Moskala rozwiązywała kolejne niezbędne i bardzo odmienne problemy przy konstrukcji tomografu J-PET. O nowatorskim i dużym przedsięwzięciu świadczy już 18 międzynarodowych zgłoszeń patentowych i ponad 60 publikacji naukowych związanych bezpośrednio z badaniami nad nowym tomografem J-PET.

Celem recenzowanej pracy doktorskiej Pani mgr. N. G. Sharma było przeprowadzenie badań związanych z opracowania nowej metody rekonstrukcji pozycji emisji kwantów gamma nie tylko przez pomiar energii kwantów anihilacyjnych, ale również miejsca i czasu reakcji kwantów γ w długich detektorach scyntylacyjnych. Wśród wielu problemów wymagających oddzielnych badań przy budowie tomografu J-PET, zadanie jakie postawiła sobie N. G. Sharam w pracy doktorskiej należy niewątpliwie do zadań kluczowych w powodzeniu całego projektu.

Przedstawiona do oceny praca doktorska napisana jest w języku angielskim, składa się z dziewięciu rozdziałów łącznie ze wstępem, dobrym opisem i dyskusją otrzymanych rezultatów oraz podsumowaniem. Praca zawarta jest na 72 stronach, wraz z obszernym i aktualnym spisem literatury. Osobno na początku pracy poza numeracją stron autorka

zamieściła streszczenie pracy w języku angielskim i polskim. W pracy znajduje się 57 rysunków i 14 tabel.

Rozdział 1, jako wstęp pracy doktorskiej został krótko i znakomicie napisany wprowadzając czytelnika w istotę i znaczenie badań nad nowym pozytonowym tomografem emisyjnym „Jagiellonian PET”.

Rozdział 2, „Detection Technology” został przeznaczony do opisu oddziaływania kwantów gamma z materią, metod pomiarowych przy pomocy detektorów organicznych i nieorganicznych, a także cech promieniowania towarzyszącego w procesach anihilacyjnych.

W rozdziale 3, przedstawiono porównanie fizycznych zasad obrazowania i budowy obecnie stosowanych i modyfikowanych tomografów PET z kryształami scyntylacyjnymi z prototypowymi rozwiązaniami tomografu J-PET z paskowymi plastikowymi scyntylatorami tworzącymi cylindryczny skaner. Porównanie to jest wzbogacone dobrym doбором rysunków, tabel i odnośników do literatury. Porównanie parametrów dla komercyjnych dzisiaj skanerów PET i proponowanego tomografu J-PET oraz obydwu rodzajów materiałów detekcyjnych, kryształów i plastików scyntylacyjnych zestawiono w tabelach 3.1 i 3.2. Idea metody czasu przelotu (TOF) wykorzystana do określenia pozycji

anihilacji została przedstawiona na rys. 3.8. Cały opis tej metody udało się autorce zmieścić w podpisie tego rysunku oraz pod dobrze przemyślanym rysunkiem 5.8 przedstawionym w rozdz.5 pracy doktorskiej.

Od rozdziału 4, zaczyna się właściwa część pracy Pani mgr Neha Gupta Sharma związanej z rozwiązaniami tezy pracy doktorskiej. Przedstawiono prototyp dwu paskowego detektora tomografu J-PET. Na tym dwu paskowym modelu doktorantka zaprezentowała ideę rekonstrukcji miejsca i czasu reakcji dwu anihilacyjnych kwantów gamma z materiałem detektora.

Układ pomiarowy do testów eksperymentalnych składał się z dwu detektorów scyntylacyjnych owiniętych w specjalną folię spełniającą rolę reflektora. Do rejestracji światła po dwu stronach długich scyntylatorów zastosowano fotopowielacze Hamamatsu R9800 oraz żel optyczny EJ-550. Do rejestracji impulsów z fotopowielaczy zastosowano analizator Lecroy SDA 6000A. Jako źródła anihilacyjnych kwantów gamma używano izotopu ^{22}Na β^+ . Do testów wybrano dwa zestawy, dwu paskowych detektorów różniących się rodzajem scyntylatorów oraz geometrią rozmiarów:

1. dwa detektory scyntylacyjne BC-420 o rozm. $300 \times 19 \times 5 \text{ mm}^3$,
2. dwa detektory scyntylacyjne EJ-230 o rozm. $500 \times 19 \times 7 \text{ mm}^3$.

Schemat oraz zdjęcie układu pomiarowego do badania dwu paskowego detektora prototypu tomografu J-PET przedstawiono na rys. 4.1 i 4.2.

W tych układach pomiarowych odległość między scyntylatorami wynosiła 41 cm. W środku układu między scyntylatorami umieszczono źródło ^{22}Na w ołowianym kolimatorze promieniowania anihilacyjnych kwantów gamma. Dla każdego układu detektorów scyntylacyjnych przeprowadzono pomiary w trzech krokach związanych z kolimacją anihilacyjnych kwantów gamma. Używając specjalnego systemu mechanicznego przesuwania źródła, przeprowadzono naświetlanie scyntylatorów promieniowaniem gamma wzdłuż ich długości z krokiem 3 mm, z precyzją 1 mm. Przy pomocy kolimatorów o długości 20 cm i szerokości 1.5 mm promieniowanie ze źródła padało prostopadle na scyntylator. Następnie pomiary przeprowadzono dla źródła umieszczonego w środku między dwoma scyntylatorami ustawiając kąt kolimatora na wartości: $(-30^\circ, -15^\circ, +15^\circ, +30^\circ)$. Oddzielne pomiary wykonano dla otwartego źródła anihilacyjnych kwantów gamma w przestrzeń 4π bez kolimatora. Na rys.4.3 autorka pokazała przykłady zebranych sygnałów z fotopowielaczy przy różnych układach naświetlania, ale niestety niewiele widać na czarnym tle tych rysunków. Dalsze części tego rozdziału przedstawiają korekcję sygnałów, format zapisu i selekcję danych. W

ten sposób tworzono eksperymentalną bazę biblioteczną jako podstawę rekonstrukcji obrazów tomograficznych. Ponieważ w scyntylatorach plastikowych detekcja anihilacyjnych kwantów gamma o energii 0.511 MeV bazuje na rozproszeniu Comptona, dalsze badania optymalizacji w rekonstrukcji obrazu tomograficznego doprowadziły do filtrowania danych przez okno energetyczne 0.2 MeV – 0.38 MeV podzielone na dwa zbiory danych.

Metoda rekonstrukcji pozycji oraz czasu reakcji kwantów gamma w długich scyntylatorach oparta jest na określeniu stopnia podobieństwa między rejestrowanym sygnałem a sygnałem modelowym w stworzonej wcześniej bibliotece bazy danych. Jako miarę podobieństwa tych sygnałów zastosowano metodę tzw. odległości Mahalanobisa. Szczegóły tej metody rekonstrukcji wraz z matematycznymi podstawami zastosowanych algorytmów oraz optymalizacji parametrów podobieństwa sygnałów przedstawiono wystarczająco jasno w rozdziałach 5, 6 i 7 wykorzystując przykłady konkretnych pomiarów. W przedstawieniu metody rekonstrukcji sygnałów bardzo przydatny jest rys 5.1

i rys. 5.2, gdzie przedstawiono ideę parametryzacji napięciowej kształtu porównywanych sygnałów. Rozdział 7 poświęcony jest przedstawieniu matematycznych metod symulacji modelowych rekonstrukcji obrazu w przestrzeni 2D dla punkowego źródła anihilacyjnych kwantów gamma, umieszczonego między parą równoległych detektorów w odległości 2R. Schemat tego dwu-paskowego detektora prototypu tomografu J-PET przedstawiono na rys. 7.1. Obrazowanie dwu-wymiarowe jest podstawą dla obrazowania 3D pełnego prototypu skanera J-PET. Przedstawione w tym rozdziale metody i formuły matematyczne są przedstawione bardzo skrótowo gdyż (jak widać) bazują na Pracy Doktorskiej A. Strzeleckiego (2016). Autorka omówiła definicje przestrzennej rozdzielczości obrazu dla tomografów PET wg. standardów NEMA NU-2.

W rozdziale 8 Pani mgr N. G. Sharma w zwięzły, ale bardzo interesujący sposób prezentuje swoje wyniki pomiarów eksperymentalnych uzyskane z wykorzystaniem układów pomiarowych opisanych już wcześniej w rozdziale 4.

Ostateczne rezultaty wyników optymalizacji sygnałów zostały zebrane osobno w rozdziałach 8.1 i 8.2, dla geometrii $(5 \times 19 \times 300) \text{ mm}^3$ i $(7 \times 19 \times 500) \text{ mm}^3$ dwu-paskowych detektorów scyntylacyjnych prototypu tomografu J-PET.

Wyniki pomiarów z naświetlania wiązką anihilacyjnych kwantów gamma po przejściu przez kolimator wzdłuż całego dwu-paskowego scyntylatora dla obydwu geometrii scyntylatorów pokazano odpowiednio na rysunkach 8.1, 8.2 i

8.8, 8.9. Rysunki 8.1 i 8.8 przedstawiają przykłady rozkładów „time-of-flight”(TOF) i rozkłady wzdłuż scyntylatorów Δz dla centralnych i skrajnych naświetlań, kolejno dla krótszych i dłuższych scyntylatorów. Dla scyntylatorów o długości 300 mm rms(TOF error) wynosi 0.138 ± 0.002 ns dla centralnych

i 0.143 ± 0.003 ns dla skrajnych rejestracji kwantów gamma. Odpowiednio

(Δz error) wynosi 10.7 ± 0.2 mm i 10.8 ± 0.67 mm. Dla porównania te parametry dla scyntylatora o długości 500 mm dla (TOF error) wynoszą 0.176 ± 0.005 ns i 0.177 ± 0.007 ns, a dla (Δz error) wynoszą 13.7 ± 0.4 mm i 15 ± 0.7 mm. Porównując rys. 8.2 i 8.9 widać różnicę między detektorami o geometrii scyntylatorów $(5 \times 19 \times 300) \text{ mm}^3$ i $(7 \times 19 \times 500) \text{ mm}^3$ w rozkładach błędów rms(TOF error) i rms(Δz) w funkcji położenia wzdłuż długości scyntylatora.

Wyniki pomiarów dla skreślonych (centralnie położonych) kolimatorów w zakresie kątów (-30° , -15° , $+15^\circ$, $+30^\circ$) przedstawiono w tabeli 8.1 i 8.5, gdzie zestawiono rozkłady czasowe TOF i rozkłady przestrzenne Δz dla różnych kątów kolimatora dla dwu geometrii par scyntylatorów.

Ciekawie wyglądają wyniki przedstawione dla pomiarów anihilacyjnych kwantów gamma dla źródła bez osłon kolimacyjnych (emisja w 4π). Źródła promieniowania β^+ umieszczono między parą scyntylatorów prototypu skanera J-PET w pozycjach macierzy 3×3 ,

schematycznie przedstawionej na rys. 8.3 i 8.4. Na rys. 8.4 pozycje źródeł w tej macierzy oznaczono od 1 do 9. W pomiarach wykorzystano dziewięć źródeł ^{22}Na o różnej aktywności od 9 kBq do 11.9MBq (Tabela 8.2). Na rys. 8.6 dla dłuższych scyntylatorów pokazano dwuwymiarowe mapy (Y, Z) przykładowych wyniki rekonstrukcji obrazu dla różnych konfiguracji jednego, dwóch, trzech i dziewięciu źródeł.

Interesujące wyniki pomiarów autorka pokazała również dla pary detektorów scyntylacyjnych (7x19x500) wykorzystując dwa źródła o praktycznie tej samej aktywności bez osłon kolimacyjnych dla konfiguracji, gdzie jedno źródło znajdowało się w pozycji centralnej (0, 0) cm, a drugie w pozycji (-2.6, 0) cm (rys.8.11a) oraz dla drugiej konfiguracji, gdzie obydwa źródła zostały razem przesunięte o 10 cm wzdłuż osi Z (rys. 8.11b). Rekonstrukcja obrazów tych dwu źródeł oddalonych od siebie o 2.6 cm jest bardzo dobrze widoczna na powiększeniach rysunkach. (rys.8.12a i 8.12b). Wyniki te robią dobre wrażenie i świadczą o poprawnym działaniu używanych metod i procedur rekonstrukcji obrazu.

Pracę doktorską zamyka rozdział 9, gdzie doktorantka zamieściła krótkie podsumowanie otrzymanych rezultatów z wykorzystaniem tzw. odległości Mahanalobisa i analizy z zastosowaniem metody MLEM do rekonstrukcji obrazu w przestrzeni 2D. W tabeli 9.1 autorka pracy zamieściła porównanie różnych parametrów charakterystycznych dla obrazowania przy pomocy badanych w pracy dwu paskowych długich detektorów scyntylacyjnych z parametrami komercyjnych tomografów PET. Widać że, uzyskane parametry rekonstrukcji czasu reakcji i rekonstrukcji pozycji dla prototypu J-PET są porównywalne z rezultatami komercyjnych tomografów PET. Rozdzielczość axialna i transaxialna jest gorsza i powinna być jednak poprawiona. Autorka pracy dyskutuje propozycje możliwości uzyskania lepszych parametrów rekonstrukcji obrazów dla pełnego prototypu J-PET.

Otrzymane wyniki zostały wykorzystane w budowie pełnego prototypu tomografu J-PET, który składa się z 192 modułów scyntylacyjnych tworząc 3 warstwy detekcyjne o wewnętrznej średnicy 85 cm oraz długości 50 cm. Obecnie prowadzone są dalsze badania nad poprawą rekonstrukcji obrazu dla pełnego komercyjnego tomografu J-PET.

Praca napisana jest bardzo zwięzłym, ale wystarczająco jasnym stylem. Co do poprawności języka angielskiego nie będę się odnosił. Wszystkie omawiane i dyskutowane zagadnienia zostały przedstawione na dobrze przemyślanych i bardzo pomocnych rysunkach. Brak mi było podkreślenia własnego, osobistego wkładu doktorantki w pomiary i metody analizy wyników, ale nie mam wątpliwości że, wkład mgr N. G. Sharma był znaczący i bardzo ważny dla całego projektu. Wkład pracy Pani N. G. Sharma widoczny jest w spisie literatury, gdzie jest współautorem w 11-tu publikacjach, w tym w 2 na pierwszym miejscu wśród autorów. Nie mam poza drobnymi uchybieniami żadnych zasadniczych uwag krytycznych.

Podsumowując muszę stwierdzić, że praca pani mgr N. G. Sharma rozwiązuje ostatecznie wiele problemów wykorzystanych w projekcie i budowie pełnego prototypu tomografu J-PET, zawiera cały szereg niezwykle ważnych badań, analiz i oryginalnych wyników, które są podstawą do wykorzystania w dalszych pracach.

Stwierdzam z pełnym przekonaniem, że rozprawa mgr N.G. Sharma spełnia ustawowe wymagania stawiane pracom doktorskim w Polsce. Wnoszę o dopuszczenie mgr N. G. Sharma do dalszych etapów przewodu doktorskiego.

Prof. dr hab. Wiktor Zipper