

Z36 - LINIOWY MODEL POZYTONOWEGO TOMOGRAFU EMISYJNEGO (INSTRUKCJA PEŁNA)

II Pracownia Fizyczna

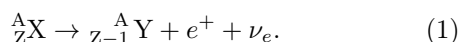
Wydział Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej, Uniwersytet Jagielloński

Celem ćwiczenia jest zaprezentowanie zasady działania pozytonowego tomografu emisyjnego. W doświadczeniu użyjemy detektorów scyntylacyjnych z kryształem jodku sodu aktywowanym talem, a źródłem pozytonów będzie izotop promieniotwórczy ^{22}Na , ulegający rozpadowi β^+ . W układzie można zmieniać położenie źródła (lub źródeł) względem detektorów. Mając liczbę zarejestrowanych par kwantów anihilacyjnych w funkcji położenia detektorów, można otrzymać dwuwymiarowy rozkład emitowanego promieniowania, który można traktować jako model rozkładu gęstości radiofarmaceutyku w ciele pacjenta.

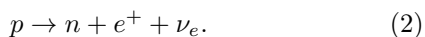
Wstęp teoretyczny

Pozytonowa tomografia emisyjna (PET) to metoda obrazowania polegająca na rejestracji przestrzennego rozkładu kwantów gamma, powstających w procesie anihilacji pozytonu z elektronem. Aby przeprowadzić obrazowanie pacjenta tą metodą, należy wprowadzić do organizmu tzw. radiofarmaceutyk, czyli substancję mającą zdolność gromadzenia się w obszarach o podwyższonym metabolizmie (np. w obszarze guza nowotworowego), znakowaną nuklidem promieniotwórczym ulegającym rozpadowi β^+ . W typowym skanerze PET do rejestracji kwantów gamma pochodzących z anihilacji pozytonu i elektronu wykorzystuje się system kilku tysięcy detektorów rejestrujący pary kwantów gamma w koincydencji. Analizując sygnały z detektorów, można odtworzyć przestrzenny rozkład kwantów gamma, który odpowiada rozkładowi gęstości farmaceutyku w ciele pacjenta.

Fizyczne podstawy działania PET Rozpad β^+ polega na zamianie protonu w neutron w jądrze nuklidu promieniotwórczego. Wskutek rozpadu liczba atomowa Z pierwiastka zmniejsza się o jeden, a liczba masowa A nie ulega zmianie oraz emitowane są dwie cząstki - pozyton e^+ i neutrino elektronowe ν_e (równanie 1):



Na poziomie nukleonowym rozpad β^+ polega na zamianie protonu (p) w neutron (n) (równanie 2):



Rozpad β^+ jest rozpadem trójciałowym. Wynika z tego, że całkowity pęd może być dowolnie podzielony pomiędzy produkty rozpadu, a w konsekwencji widmo energetyczne emitowanych pozytonów jest ciągłe, o możliwym zakresie od 0 do energii maksymalnej E_{max} , zależnej od właściwości rozpadającego się jądra.

Pozyton wyemitowany przez jądro atomowe najpierw wyhamowuje, a następnie ulega anihilacji w reakcji z napotkanym elektronem materii, w której się

porusza. Zjawisko anihilacji elektronu i pozytonu polega na zamianie ich masy na energię w postaci kwantów gamma. Określenie miejsca anihilacji jest podstawą działania pozytonowej tomografii emisyjnej. Dokładność tej metody jest ograniczona ze względu na to, że pozytony nie anihilują od razu po zajściu rozpadu, tylko po przebyciu pewnej odległości, zależnej od ich energii kinetycznej. Ponadto, dla pozytonów o ustalonej energii występuje pewien rozrzut przebytych odległości. Dzieje się tak, ponieważ pozyton w zderzeniach z elektronami może tracić różną ilość energii i może ulegać, ze względnie dużym prawdopodobieństwem, rozpraszaniu pod dużymi kątami. Nie można więc jednoznacznie określić zasięgu pozytonów, zamiast tego definiuje się średni zasięg pozytonów w danym materiale dla ustalonej energii. W tabeli 1 porównano średni zasięg pozytonów w wodzie i maksymalną energię pozytonów dla izotopów najczęściej stosowanych w pozytonowej tomografii emisyjnej.

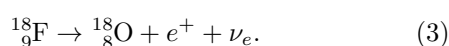
Przechodząc przez materię, pozyton traci energię kinetyczną w wyniku oddziaływania z elektronami. Gdy pozyton z małą energią rzędu kilku eV zbliży się do słabo związanego elektronu, wtedy może utworzyć się chwilowo układ pozyton-elektron, czyli pozytonium. Taki układ posiada stany stacjonarne - singletowy (parapozytonium) i trypletowy (ortopozytonium). Stan singletowy występuje najczęściej i odpowiada sytuacji, kiedy spiny pozytonu i elektronu skierowane są przeciwnie, czyli wypadkowy spin równy jest zero. Pozytonium w stanie singletowym rozpada się na dwa kwanty gamma, emitowane pod kątem 180° względem siebie w układzie spoczynkowym pozytonium, co wynika z zasad parzystości, opisanych bardziej szczegółowo w [1]. Taki rozpad jest podstawą pozytonowej tomografii emisyjnej. Rzadziej powstający stan trypletowy, w którym spiny obu cząstek skierowane są w jednym kierunku, rozpada się na 3 kwanty gamma. Ten rozpad najczęściej nie jest wykorzystywany w metodzie PET.

Radiofarmaceutyki stosowane w PET Zaletą pozytonowej tomografii emisyjnej jest to, że radionu-

Tabela 1: Nuklidy promieniotwórcze stosowane w metodzie PET [1].

Izotop	Średni zasięg w wodzie [mm]	$E_{\max}$ [MeV]	$T_{1/2}$ [min]
^{11}C	1,7	0,96	20,30
^{13}N	2,0	1,19	9,97
^{15}O	2,7	1,7	2,03
^{18}F	1,4	0,64	109,8
^{68}Ga	1,6	1,88	68,3
^{82}Rb	7,1	3,15	1,26
$^{94\text{m}}\text{Tc}$	4,7	2,5	53
^{122}I	b.d.	3,1	3,6
^{124}I	4,4	2,1	4,15 dni

klidy (znaczniki pozytonowe) emitujące pozytony, takie jak węgiel ^{11}C , tlen ^{15}O , azot ^{13}N , fluor ^{18}F należą do pierwiastków szczególnie ważnych w procesach metabolicznych organizmu. Wymienione izotopy są nazywane znacznikami „organicznymi” ze względu na rolę biologiczną molekuł, do których są przyłączone. Drugą grupę znaczników pozytonowych stanowią znaczniki „nieorganiczne”, których rola w tomografii pozytonowej jest drugorzędna, głównie z powodu ograniczonej dostępności i wartości diagnostycznej. Wadą większości znaczników „organicznych” jest krótki czas życia, który utrudnia rejestrację produktów rozpadu. Z kolei wadą większości „nieorganicznych” znaczników pozytonowych jest wysoka energia rozpadu, która niekorzystnie wpływa na rozdzielczość obrazu tomograficznego. W tabeli 1 zostały przedstawione najczęściej używane znaczniki pozytonowe oraz charakteryzujące je wielkości. Najczęściej stosowanym izotopem jest ^{18}F , ze względu na najdłuższy czas połowicznego rozpadu wśród znaczników „organicznych” oraz niską energię rozpadu. Schemat rozpadu promieniotwórczego β^+ izotopu ^{18}F opisuje równanie 3:

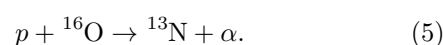


Otrzymywanie radiofarmaceutyków Radiofarmaceutyk jest substancją powstałą z połączenia chemicznego dwóch składników: ligandu oraz radioizotopu. Ligand to związek chemiczny, który wykazuje zdolność gromadzenia się w obrazowanym narzędzie lub tkance. Radioizotop jest izotopem promieniotwórczym, którego promieniowanie może być zarejestrowane i pozwala odtworzyć rozmieszczenie radiofarmaceutyku w ciele pacjenta. Ligand jest zatem nośnikiem, który dostarcza izotop w odpowiednie miejsce umożliwiając zobrazowanie danej tkanki. Ligand dobiera się w oparciu o znajomość funkcji pełnionych przez daną tkankę – są one w tej tkance wychwytywane, metabolizowane lub uczestniczą w jej fizjologicznych procesach. Do wytwarzania znaczników pozytonowych (radioizotopów) stosowanych w pozytonowej tomografii emisyjnej używa się akceleratorów mogących przyspieszać protony, deuterony lub cząstki α (^4He) w zakresie energii 10-20 MeV, przy prądzie wiązki jonów rzędu 20 μA [1]. Znaczniki pozytonowe otrzymuje się w bezpośrednich reakcjach jądrowych o następującym sche-

macie (równanie 4):



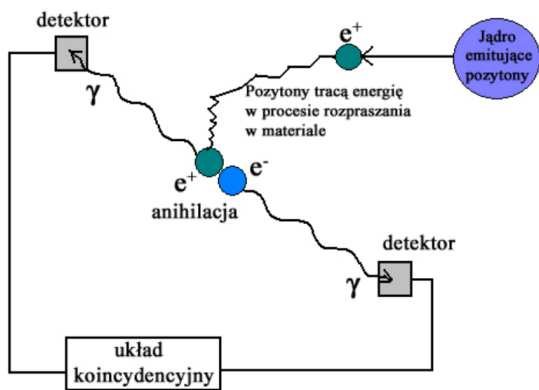
Przykładem takiej reakcji jest (równanie 5):



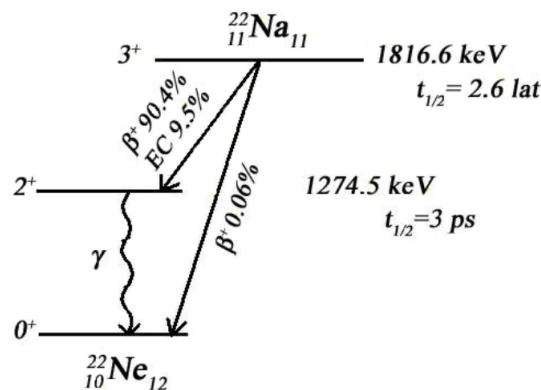
Zgodnie z konwencją przyjętą w fizyce jądrowej taką reakcję zapisuje się symbolicznie następująco: $^{16}\text{O}(p, \alpha)^{13}\text{N}$, gdzie ^{16}O jest tarczą, p (proton) pociskiem, a produktem jest izotop ^{13}N oraz cząstka α . Tarcze, których używa się do otrzymywania znaczników β^+ to lekkie jądra (od ^{12}C do ^{20}Ne). Po otrzymaniu znacznika pozytonowego następuje chemiczne połączenie radioizotopu z odpowiednim związkiem chemicznym (tzw. postacią) w celu uzyskania radiofarmaceutyku, który może być podany pacjentowi.

Metody koincydencji Podczas przemiany β^+ z jądra izotopu znakującego farmaceutyk emitowany jest pozyton i neutrino elektronowe. Neutrino przechodzi przez ciało pacjenta bez oddziaływania. Pozyton natomiast w tkance pacjenta przebywa drogę ok. 2 mm do miejsca anihilacji z elektronem ośrodka. W wyniku anihilacji powstają dwa fotony rozchodzące się pod kątem bliskim 180° , z których każdy unosi energię równą 511 keV. Gdy dwa fotony anihilacyjne zostają zarejestrowane w koincydencji przez dwa detektory, miejsce anihilacji zostaje zlokalizowane jako punkt leżący na linii łączącej te detektory, zwanej linią odpowiedzi LOR - Line Of Response. Na rysunku 1 został przedstawiony schemat detekcji kwantów anihilacyjnych przez przeciwległe detektory. Wydażny system rejestracji koincydencji stanowi podstawę pozytonowej tomografii emisyjnej. Ze względu na to, że w badanym obiekcie (np. ciele pacjenta) z reguły występuje wiele anihilacji oraz zachodzi zjawisko rozpraszania promieniowania gamma, rejestrowane koincydencje nie pochodzą wyłącznie od fotonów poruszających się po linii odpowiedzi, pochodzących z tego samego aktu anihilacji. Wyróżniamy następujące rodzaje koincydencji:

- koincydencja rzeczywista - występuje, gdy niezaburzone fotony pochodzące ze źródła są rejestrowane w danym wąskim przedziale czasowym przez detektory (rysunek 2a).

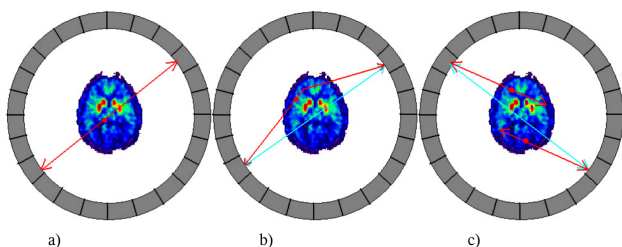


Rysunek 1: Schemat anihilacji pozytonu i elektronu oraz proces detekcji kwantów γ .



Rysunek 3: Schemat rozpadu promieniotwórczego izotopu ^{22}Na [1].

- koinkycencja rozproszenia - występuje, gdy fotony ulegają częściowemu rozproszeniu powodującemu zmianę ich kierunku, a przez to ich rejestrację w danym wąskim przedziale czasowym przez detektory inne niż te wyznaczające dla danego źródła linię LOR (rysunek 2b).
- koinkycencje przypadkowe - występują, gdy fotony pochodzące od różnych źródeł (anihilacji) są rejestrowane w danym wąskim przedziale czasowym przez detektory zlokalizowane w pierścieniu naprzeciw siebie (rysunek 2c).
- koinkycencje wielokrotne - występują wtedy, gdy więcej niż dwa fotony są rejestrowane przez odpowiednie detektory w danym wąskim przedziale czasowym. W tej sytuacji nie można określić przebiegu linii LOR, dlatego takie zdarzenia są odrzucane.



Rysunek 2: Rodzaje koinkycencji: (a) rzeczywista, (b) rozproszenia i (c) przypadkowa.

W niniejszym ćwiczeniu emitery pozytonów jest izotop promieniotwórczy ^{22}Na , którego rozpad przedstawiono na rysunku 3. Najczęściej produktem tego rozpadu jest kwant γ o energii ^{22}Na oraz neutrino i pozyton, który w wyniku anihilacji z elektronem emituje dwa kwanty γ o energii 0,511 MeV każdy. Drugi proces, którego produktem jest pozyton, neutrino oraz jądro ^{22}Ne w stanie podstawowym, zachodzi relatywnie rzadko, z prawdopodobieństwem 0,06 %. Poniżej po-

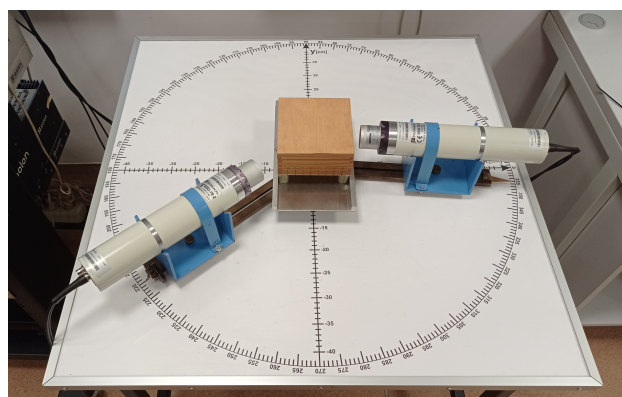
dano wybrane własności promieniotwórczego izotopu ^{22}Na :

- Czas połowicznego rozpadu $t_{1/2}$: 2,62 lat
- Maksymalna energia pozytonu E_{max} : 0,545 MeV
- Energia rozpadu: 2,84 MeV
- Wydajność rozpadu β^+ : 90,6 %
- Produkt rozpadu: ^{22}Ne .

Izotop ten można otrzymać z następującej reakcji jądrowej: $^{24}\text{Mg}(d, \alpha)^{22}\text{Na}$.

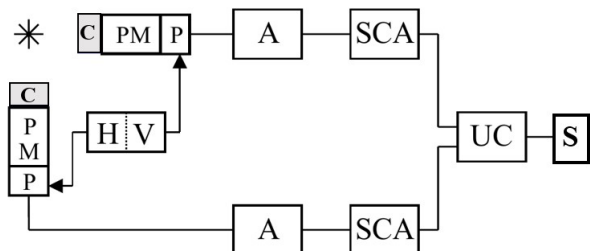
Aparatura i materiały

Kwenty promieniowania gamma emitowane ze źródła ^{22}Na rejestrowane są przy pomocy dwóch detektorów scyntylacyjnych (rysunek 4). Każdy z detekto-

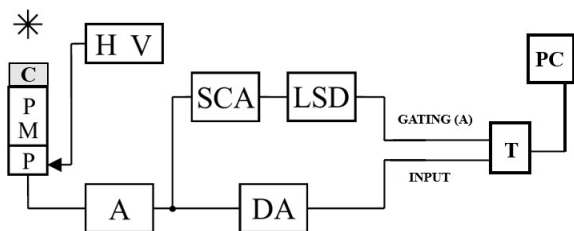


Rysunek 4: Schemat układu do pomiaru koinkycencji.

rów składa się z kryształu NaJ(Tl) (oznaczonego na rysunku 5 jako C), fotopowielacza (PM) i dzielnika napięcia (P). Napięcie podawane jest z zasilacza wysokiego napięcia. Za pomocą wzmacniaczy (A), analizatorów jednokanałowych (SCA) i modułu koinkcydencyjnego (UC) oraz przelicznika (S) zliczane są koinkycencje. Przed pomiarem koinkycencji należy odpowied-



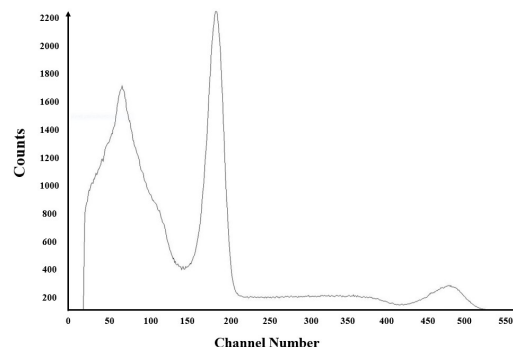
Rysunek 5: Schemat układu do pomiaru koincydencji. Oznaczenia wyjaśniono w tekście.



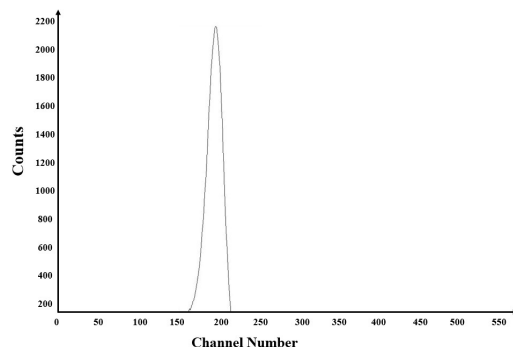
Rysunek 6: Schemat układu do ustawienia progów w analizatorze jednokanałowym. Oznaczenia wyjaśniono w tekście.

nie dobrać progów analizatorów jednokanałowych, aby odpowiadały tylko na anihilacyjne kwanty gamma, co zwiększy prawdopodobieństwo tego, że zliczane będą prawidłowe koincydencje. W tym celu, dla każdego z detektorów należy przeprowadzić analizę sygnałów przy użyciu układu z rysunku 6. Sygnał wyjściowy ze wzmacniacza (A) jest rozdzielany na dwa torry za pomocą trójnika. W torze nr 1 sygnał jest poddawany analizie w analizatorze jednokanałowym SCA (wybór zakresu amplitudy) i kształtowany w linii opóźniającej LSD (regulacja szerokości i opóźnienie). W analizatorach jednokanałowych, podłączonych do lewego i prawego detektora, chcemy wybrać tylko sygnały dające wkład do maksimum pełnego pochłaniania kwantów anihilacyjnych. Widma sygnałów, których amplitudy były większe od dolnego i mniejsze od górnego progu analizatora zostały przedstawione na rysunku 7b.

W celu ustawienia odpowiednich progów na analizatorze, sygnał z toru nr 1 podawany jest na wejście bramkujące analizatora Tukan (oznaczone na obudowie jako wejście A), niesie on informacje o wystąpieniu impulsu o amplitudzie z żadanego zakresu. Na wejście sygnałowe analizatora podawany jest sygnał z toru nr 2, którego dopasowanie czasowe z impulsem bramki realizowane jest przez wzmacniacz opóźniający. Należy tak ustawić opóźnienie, aby sygnały ze wzmacniacza opóźniającego były w całości zawarte w sygnale bramkującym, wychodzącym z linii opóźniającej (rysunek 8). Sygnał podawany na wejście analizatora jest konwertowany na sygnał cyfrowy, a następnie odczytywany i interpretowany za pomocą programu komputerowego obrazującego widma (Tukan).

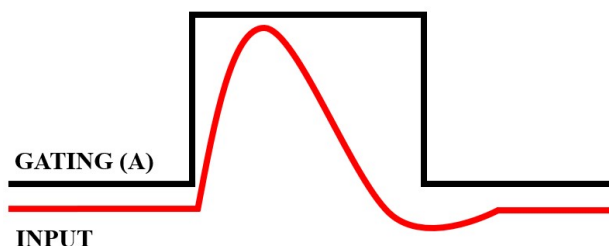


(a) Pełne widmo energetyczne izotopu ^{22}Na



(b) Maksimum pełnego pochłaniania kwantów anihilacyjnych pozytonów z rozpadu β^+ , zebrane w koincydencji z sygnałem z analizatora jednokanałowego dla jednego z detektorów

Rysunek 7: Widmo ^{22}Na zarejestrowane przez program Tukan oraz jego fragment odpowiadający maksimum pełnego pochłaniania kwantów gamma.



Rysunek 8: Wejście sygnałowe (INPUT) i bramkujące (GATING) analizatora Tukan (pożądaný obraz z oscyloskopu).

Program ćwiczenia

1. Określić, jak pozycje źródeł w pudełku przekładają się na współrzędne x i y . W tym celu należy zmierzyć wszystkie potrzebne odległości w układzie.
2. Umieścić źródło ^{22}Na w pudełku, w pozycji centralnej.
3. Podać wysokie napięcie na detektory scyntylacyjne o wartości zgodnej z podaną na obudowie detektora, a jeśli nie ma takiej informacji, to ok.

+900 V.

4. Dobrać tak wzmocnienie we wzmacniaczach, aby maksymalne wysokości impulsów w obu torach były jednakowe i wynosiły ok. 9 V.
5. Zestawić układ z rysunku 6. W obu torach spektroskopowych dobrać wzmocnienie wzmacniaczy, zbierając widma przy pomocy analizatora Tukan (pracującego w trybie MCA, z koincydencją). Okno na analizatorze jednokanałowym powinno być ustawione na cały dostępny zakres. Zebrane widmo izotopu ^{22}Na powinno pokryć pełen zakres skali, czyli 1024 kanały (rysunek 7a).
6. Dla źródła ^{22}Na wybrać w obu torach linię odpowiadającą pełnemu pochłanianiu kwantów anihilacyjnych (linia 0,511 MeV). W tym celu należy manipulować górnym i dolnym progiem dyskryminacji na analizatorze jednokanałowym aż do uzyskania interesującego fragmentu widma (rysunek 7b). Zapisać ustawienia analizatora jednokanałowego i zebrać widmo wybranego zakresu.
7. Zestawić układ do zliczania koincydencji według schematu z rysunku 5.
8. Ustalić położenie jednego z detektorów.
9. Zmieniając ustawienie katowe drugiego detektora (co kilka stopni), zapisywać pomiary liczb koincydencji. Pomiary należy zageścić w okolicy maksimum liczby koincydencji.
10. Pomiary z poprzedniego punktu powtórzyć dla 2-3 innych ustalonych położzeń detektora pierwszego.
11. Powtórzyć pomiary z punktów 8–10 dla innej wybranej pozycji źródła w pudełku.
12. Dołożyć drugie źródło do pudełka. Powtórzyć pomiary z punktów 8–10.

Opracowanie wyników

Dla każdej serii pomiarów koincydencji narysować wykres liczby koincydencji w funkcji położenia katowego drugiego detektora. Dopasowując funkcję Gaussa, określić położenie katowe detektora drugiego, któremu odpowiada maksimum dopasowanej funkcji. Narysować symbolicznie tarczę katową, zaznaczyć na niej położenia detektorów dla maksymalnej liczby koincydencji. Położenia detektorów połączyć linią prostą - linią odpowiedzi (LOR). Dorysować analogiczne linie dla innych ustalonych położzeń detektora pierwszego i wyznaczyć ich punkty przecięcia, a następnie uśredniać ich współrzędne i policzyć odchylenie standardowe. Porównać z rzeczywistą pozycją źródła w pudełku, przedyskutować możliwe przyczyny rozbieżności. Podobną analizę przeprowadzić dla drugiej badanej pozycji źródła oraz dla pomiarów z dwoma źródłami obecnymi w pudełku.

Możliwe jest także opracowanie danych w inny sposób, zaproponowany przez studenta/studentkę. W tej sytuacji zachęcamy do wcześniejszego przedyskutowania proponowanego rozwiązania z prowadzącym ćwiczenie.

Zasady BHP

Należy unikać niepotrzebnej ekspozycji na promieniowanie, tzn. nie przetrzymywać źródeł promieniotwórczych w bezpośredniej bliskości ciała, po zestawieniu układu ustawić ścianki z cegieł ołowianych pomiędzy swoim stanowiskiem pracy a źródłem promieniotwórczym. Nie spożywać jakichkolwiek artykułów spożywczych na terenie IIPF.

Literatura

- [1] E. Czaicka, *Liniowy model pozytonowego tomografu emisyjnego* - praca magisterska (dostępna na stronie Pracowni po zalogowaniu)