



# Co to jest izocentrum mechaniczne przyspieszacza liniowego?

Paweł Kukołowicz<sup>1</sup>, Dariusz Szatkowski<sup>2,3</sup>, Mikołaj Tarchalski<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>Zakład Fizyki Medycznej, Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie Państwowy Instytut Badawczy, ul. Roentgena 5, 02-798 Warszawa, e-mail: pawel.kukolowicz@pib-nio.pl

<sup>2</sup>NaviRation, Sp. z o.o., ul. F. Chopina 41/2, 20-023 Lublin, e-mail: kontakt@naviration.com

<sup>3</sup>Centrum Naukowo-Przemysłowe

## Wprowadzenie

Niniejsza publikacja powstała w związku z projektem realizowanym przez NaviRation sp. z o.o. wraz z Narodowym Instytutem Onkologii w Warszawie. Celem projektu jest stworzenie i wdrożenie do użytku urządzenia do precyzyjnego wyznaczania izocentrum mechanicznego przyspieszacza liniowego oraz połączenia tej informacji z informacją o izocentrum promieniowania. Jakkolwiek fizycy medyczni, analizując różne zagadnienia związane z dozimetrią promieniowania i radioterapią, bardzo często używają pojęcia „izocentrum”, to jednak bardziej wnikliwa analiza tego, czym jest izocentrum, pokazuje, że izocentrum może być definiowane na kilka różnych sposobów. Po pierwsze dlatego, że można mówić o kilku izocentram: o izocentrum mechanicznym, izocentrum promieniowania, izocentrum obrazowania. Po drugie izocentrum, rozumiane jako oś obrotu, nie określa pewnego punktu w przestrzeni, dlatego względem zewnętrznego układu współrzędnych. Jak to zwykle bywa, z daleka wiele rzeczy wygląda na jednorodne, dość łatwo dające się zdefiniować. Gdy zbliżymy się do badanego obiektu, dostrzegamy, że ma strukturę, pewne cechy, które wymagają bardziej szczegółowego opisu. Podobnie jest z izocentrum. Nie trywialność zagadnienia znalazła swoje odzwierciedlenie w bardzo wielu różnych metodach pomiaru izocentrum [1]. W tej publikacji podzielimy się naszym spojrzeniem na pojęcie izocentrum, koncentrując się na izocentrum mechanicznym przyspieszacza liniowego.

## Izocentrum mechaniczne

Powoli techniki obrotowe (VMAT) wypierają wszystkie inne techniki napromieniania. Wynika to przede wszystkim z lepszych rozkładów dawek uzyskiwanych dla tych technik, z szybkości realizacji seansu terapeutycznego i prostoty realizacji planu leczenia wykonanego z zastosowaniem techniki VMAT. Precyzja realizacji planu VMAT zależy od wielu czynników. Jednym z nich jest precyzja geometryczna. Szczególnie w przypadku napromieniania małych zmian. Gdy jednocześnie napromienianych jest wiele zmian, geometryczna dokładność realizacji leczenia zaczyna odgrywać coraz większą rolę. Błąd o wartości 1 mm, który w istocie nie ma znaczenia w przypadku napromieniania dużych zmian zlokalizowanych w obszarze klatki piersiowej i miednicy, może mieć znaczenie w przypadku napromieniania małych zmian zlokalizowanych

w obszarze głowy i szyi oraz małych zmian przerzutowych zlokalizowanych blisko rdzenia kręgowego. Właśnie bardzo wysoka precyzja geometryczna urządzenia GammaKnife oraz stosowanie ram stereotaktycznych powoduje, że jest ono promowane jako urządzenie w radioterapii guzów mózgu. Niemniej publikowane wyniki efektów leczenia i porównania rozkładów dawki nie potwierdzają przewagi GammaKnife nad przyspieszaczami liniowymi, chociaż nie ma wątpliwości, że jest to mechanicznie najlepsze urządzenie [2, 3]. Precyzja realizacji planów leczenia z życiem GammaKnife jest wyższa niż precyzja planów realizowanych z zastosowaniem przyspieszaczy liniowych. W przypadku GammaKnife można uznać, że izocentrum jest punktowe. W przypadku przyspieszaczy liniowych możemy mówić jedynie o chwilowym izocentrum. Jak ważne jest to zagadnienie, świadczy fakt, że dalej trwają prace nad stworzeniem jeszcze precyzyjniejszego przyspieszacza liniowego. Wynikiem takich wysiłków jest akcelerator ZAP-X, urządzenie promowane jako „gyroscopic radiosurgery system” [4]. W konwencjonalnych przyspieszaczach chwilowa oś obrotu zmienia swoje położenie. Dlatego właśnie jeden z testów kontroli jakości, obowiązujący prawnie w Polsce, wymaga, aby określić średnicę tej chmury punktów i w oparciu o wynik tego testu podjąć decyzję o dopuszczeniu lub nie przyspieszacza do pracy klinicznej. Czasami tolerancje dla tego testu są określane z uwzględnieniem zakresu stosowania urządzenia (większe wymagania są formułowane dla technik stereotaktycznych). Raport amerykański TG 142 zaleca, aby dla technik stereotaktycznych średnica punktów określających aktualne osie obrotu nie przekraczała 2 mm (radius 1 mm from baseline) [5].

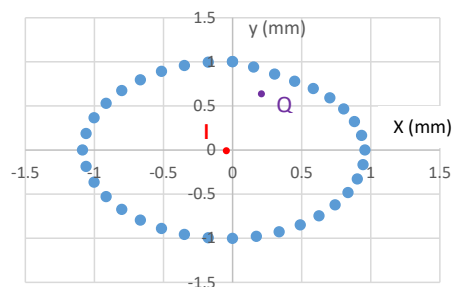
## Metody wyznaczenia izocentrum mechanicznego

W pierwszej metodzie przyjmowane jest założenie, że ramię przyspieszacza obraca się w jednej płaszczyźnie. Tymczasem sytuacja jest bardziej skomplikowana. Zmiana położenia aktualnej osi obrotu odbywa się w trzech wymiarach, o czym doskonale wiedzą wszyscy fizycy medyczni wykonujący testy kontroli jakości. Tak zwany „sag” jest obserwowany dla wszystkich przyspieszaczy. Niemniej „klasyczne” metody wyznaczania izocentrum przyjmują założenie, że oś obrotu przyspieszacza (środek tej osi) porusza się w jednej płaszczyźnie. Przyjmując takie założenie, metoda wyznaczenia

izocentrum polega na wykonaniu pomiaru położenia jakiegoś punktu sztywno związanego z ramieniem i odpowiednio kolimatorem lub stołem terapeutycznym i dopasowaniu okręgu do tego zbioru punktów. W takim przypadku dopasowanie odbywa się po odrzuceniu trzeciej składowej, którą możemy nazwać niewspółpłaszczyznową, czyli w układzie akceleratora współzrędną Z. Środek tego okręgu wyznacza izocentrum. Jest wiele dobrze opisanych metod dopasowania okręgu do zbioru punktów [6]. W przypadku obrazów cyfrowych wiele z nich opiera się o tzw. transformatę Hougha [7]. Warto zauważyć, że w istocie taką metodą wyznaczania izocentrum jest metoda z zastosowaniem front pointera, aczkolwiek w tej metodzie nie tyle wyznaczane jest aktualne położenie osi obrotu, a jedynie rejestrowana jest maksymalna odległość dwóch położenia czubka front pointera (dość trudne jest zaznaczenie położenia czubka w czasie obrotu ramienia). Jeżeli ta odległość nie przekracza 2 mm, to przyjmuje się, że akcelerator spełnia wymagania prawne (spełnia zalecenia). W tak przeprowadzonym teście krytyczne jest ustawienie czubka front pointera. Powinien on znajdować się możliwie blisko izocentrum, co zwykle jest realizowane poprzez ustawienie czubka w miejscu wskazywanym przez lasery. Możliwa jest w czasie pomiarów korekta położenia czubka pointera metodą prób i błędów, aby zminimalizować odległości pomiędzy dwoma skrajnymi położeniami. W takim teście w istocie wyznaczamy izocentrum, zakładając, że znamy jego położenie.

Jak można wyznaczyć izocentrum w sytuacji rzeczywistej, w której ruch ramienia odbywa się w trzech wymiarach (z taką sytuacją mamy do czynienia w przypadku obrotu ramienia przyspieszacza)? Pierwsze rozwiązanie polega na sprowadzeniu całego zagadnienia do zagadnienia dwuwymiarowego. Najpierw należy zgromadzić zbiór punktów pomiarowych określających położenie w przestrzeni obiektu przymocowanego do obracającego się elementu. Następnie należy dokonać rzutu wszystkich punktów pomiarowych na tę płaszczyznę, co sprowadza zagadnienie trzywymiarowe w dwuwymiarowe, umożliwiając dopasowania okręgu dwuwymiarowymi, standardowymi metodami. Czy zawsze ta metoda prowadzi do prawidłowych wyników? To zależy od krzywej, po której porusza się aktualna oś obrotu, od szumu, jakim obciążone są wyniki pomiarowe, od metody pomiarowej. W przypadku, gdy wymagana jest bardzo mała niepewność pomiaru, a z taką sytuacją mamy do czynienia w przypadku przyspieszacza, taka metoda może być obciążona nieakceptowalnym błędem. Jak zatem prawidłowo wyznaczyć izocentrum przyspieszacza? Najpierw podajmy definicję izocentrum, którą będziemy używać do wyznaczenia izocentrum, aby doprecyzować to, co wyznaczamy. Proponowana definicja brzmi następująco: izocentrum to punkt, który **minimalizuje maksymalną odległość** od izocentrum do wszystkich aktualnych, wyznaczonych w wyniku pomiarów, punktów obrotu. Sens tej definicji jest wyjaśniony na rycinie 1.

Na tej rycinie pokazaliśmy, na płaszczyźnie, punkty określające aktualne osie obrotu punktu (środką markera), zakładając, że wszystkie środki osi obrotów znajdują się w płaszczyźnie. Punkt I to punkt, który spełnia kryteria określone w definicji. Średnica tego zbioru punktów nie przekracza 2 mm, co oznacza, że przyspieszacza



Ryc. 1 Pomiarowe współrzędne wybranego punktu w czasie obrotu ramienia przyspieszacza liniowego. I – punkt określony jako izocentrum  
Źródło: Opracowanie własne.

spełnia jedno kryterium TG 142 i polskiego rozporządzenia o bezpiecznym stosowaniu promieniowania jonizującego [5, 9]. W TG 142 wskazuje się na to, aby promień nie był większy od 1 mm. Jest zatem oczywiste, że wybór punktu jest istotny. Od wyboru punktu zależy wielkość promienia. Gdyby izocentrum zostało zdefiniowane w innym punkcie niż punkt I wskazany na rysunku, kryteria TG 142 nie byłyby spełnione. Takim źle określonym punktem jest punkt Q. Taka metoda pozwala na wyznaczenie „izocentrum” nawet wtedy, gdy aktualna oś obrotu zmienia swoje położenie w przestrzeni, nie tylko w płaszczyźnie. W takim przypadku jedyna zmiana w stosunku do przypadku dwuwymiarowego polega na tym, że poszukiwanie punktu, który minimalizuje maksymalną odległość od punktów pomiarowych odbywa się w przestrzeni. Ten algorytm został zastosowany w oprogramowaniu systemu NaviRation.

Dotychczas całe zagadnienie było omawiane w odniesieniu do obrotu ramienia aparatu. Analiza powinna dotyczyć również kolimatora i stołu. Nasze doświadczenia z pomiarów obrotu kolimatora wskazują, że średnica zbioru punktów określających chwilowe położenie osi obrotu kolimatora nie przekracza 0,3 mm. Z praktycznego punktu widzenia takie zmiany położenia osi obrotu kolimatora można zaniedbać. Dla stołu terapeutycznego średnica punktów obrotu jest zwykle większa, aczkolwiek zwykle nie przekracza 2 mm. Natomiast położenie uśrednionej osi obrotu może odbiegać od osi obrotu kolimatora o nawet blisko 1 mm. Ze względu na to, że obecnie zawsze napromienianie pacjentów odbywa się dla nieruchomego położenia stołu terapeutycznego, ważne jest jedynie aktualne położenie stołu dla danego kąta. Dlatego ważne jest prawidłowe ustawienie osi obrotu stołu względem osi obrotu kolimatora. Źle ustawiony (skalibrowany) stół może mieć istotny wpływ na rozkład dawki.

## Kilka słów o izocentrum promieniowania

Odrębnym zagadnieniem jest wyznaczanie izocentrum czy też sfery izocentrum promieniowania. W tym przypadku obowiązującą metodą wyznaczenia tego izocentrum jest test zaproponowany przez Winstona i Lutza [10]. Byłoby idealnie, gdyby izocentrum mechaniczne i izocentrum promieniowania znajdowało się w tym samym punkcie. Niestety zwykle istnieje pewna rozbieżność pomiędzy tymi dwoma izocentrami. Ze szczególną pieczołowitością obydwie izocentra są ustawiane przez serwis



w czasie instalacji przyspieszacza. W przypadku akceleratorów Elekty wprowadzana jest dodatkowo kątowa korekta położenia izocentrum promieniowania, osiągnięta dzięki sterowaniu wiązką elektronów padającą na tarczę, której celem jest minimalizacja średnicy izocentrum promieniowania. Prowadzić to może również do dopasowania do siebie obydwu izocentrów.

## Podsumowanie

Kontrola mechaniki przyspieszacza liniowego jest powszechnie obowiązująca. W niektórych zaleceniach wymaga się, aby przyspieszacz liniowy stosowany do stereotaksji, szczególnie stereotaksji małych guzów mózgu, spełniał bardziej rygorystyczne wymagania. Pełna wiedza na temat charakterystyki przyspieszacza wymaga znajomości jego cech radiologicznych. Zbudowane urządzenie NaviRation do kontroli mechaniki przyspieszacza, umożliwiające pomiar położenia aktualnej osi obrotu wypełnia lukę w dostępnych narzędziach do kontroli jakości. Pomiary wykonywane z użyciem NaviRation umożliwiają połączenie informacji o izocentrum mechanicznym i promieniowania.

## Piśmiennictwo

1. P. Rowshanfarzad, M. Sabet, D.J. O'Connor, P.B. Greer: *Isocenter Verification for Linac-Based Stereotactic Radiation Therapy: Review of Principles and Techniques*, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 12, 2011, 185–195.
2. E.M. Thomas, R.A. Popple, X. Wu, G.M. Clark, J.M. Markert, B.L. Guthrie, Y. Yuan, M.C. Dobelbower, S.A. Spencer, J.B. Fiveash: *Comparison of plan quality and delivery time between volumetric arc therapy (RapidArc) and Gamma Knife radiosurgery for multiple cranial metastases*, Neurosurgery, 75(4), 2014, 409–417, doi: 10.1227.
3. E.Y. Han, H. Wang, D. Luo, J. Li, X. Wang: *Dosimetric comparison of fractionated radiosurgery plans using frameless Gamma Knife ICON and CyberKnife systems with linear accelerator-based radiosurgery plans for multiple large brain metastases*, J Neurosurg., 132(5), 2019, 1473–1479, doi: 10.3171/2019.1.
4. B.K. Hendricks, J.D. DiDomenico, I.J. Barani, F.D. Barranco: *ZAP-X Gyroscopic Radiosurgery System: A Preliminary Analysis of Clinical Applications within a Retrospective Case Series*, Stereotact Funct Neurosurg., 100(2)2, 022, 9–107, doi: 10.1159/000519862, Epub 2021 Dec 23. PMID: 34942629.
5. E.E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, F.F. Yin, W. Simon, S. Dresser, C. Serago, F. Aguirre, L. Ma, B. Arjomandy, C. Liu, C. Sandin, T. Holmes: *Task Group 142, American Association of Physicists in Medicine (2009) Task Group 142 Report: Quality Assurance of Medical Accelerators*, Medical Physics, 36, 4197–4212, <http://dx.doi.org/10.1118/1.3190392>.
6. N. Chernov C. Lesort: *Least squares fitting of circles*. J. Math. Imag. Vision, 23:239–251, 2005.; N. N. Chan. *On circular functional relationships*, J. R. Statist. Soc. B, 27, 1965, 45–56.
7. H. Princen, J. Illingworth, J. Kittler: *Comparative study of Hough transform methods for circle finding*, Image Vision Comput., 8(1), 1990, 71–77.
8. S.R. Deans: *Hough transform from the Radon transform*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 3(2), 1981, 185–188.
9. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 11 stycznia 2023 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej, Dz.U. 2023 poz. 195.
10. W. Lutz, K.R. Winston, N. Maleki: *A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator*, Int J Radiat Oncol Biol Phys., 14(2), 1988, 373–381, doi: 10.1016/0360-3016(88)90446-4.

reklama



## System do monitorowania dawki promieniowania RTG

1. iDOSE™ system informatyczny do monitorowania, analizy i raportowania dawek w rentgenodiagnostyce i radiologii zabiegowej. Oprogramowanie pobiera, przetwarza, analizuje oraz archiwizuje informacje o dawkach promieniowania jonizującego jakie otrzymują pacjenci w trakcie badań z użyciem promieniowania jonizującego. Doskonałe narzędzie pracy Fizyka Medycznego oraz Inspektora Ochrony Radiologicznej.
2. System zgodny z następującymi wymaganiami prawnymi:
  - Dyrektywa EUROATOM 2013/59 z dnia 5 grudnia 2013 r.,
  - Ustawa z dnia 29 listopada 2000 r., Prawo Atomowe,
  - Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 6 grudnia 2022 r. w sprawie diagnostycznych poziomów referencyjnych,
  - Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 6 grudnia 2022 r. w sprawie szczegółowego zakresu audytów klinicznych wewnętrznych oraz audytów klinicznych zewnętrznych oraz wzoru raportów z ich przeprowadzenia.
3. Licencje systemu iDOSE bezterminowe, integrowalne z wszystkimi systemami PACS oraz aparatami RTG niezależnie od producenta.
4. Podstawowe funkcjonalności:
  - Automatyczne pobieranie i archiwizacja informacji o dawce promieniowania,
  - Tworzenie kartoteki pacjenta, w której gromadzone są wszystkie dane dotyczące dawki promieniowania, na jakie narażony był pacjent w czasie pobytu w placówce, z możliwością wygenerowania raportu dawki pacjenta w postaci pliku .pdf,
  - Wyświetlanie listy badań z możliwością: edycji/wprowadzenia wartości dawki do każdej procedury ręcznie, dodawania komentarzy do każdego badania, wygenerowania raportu badania w postaci pliku .pdf,
  - Kontrola przekroczenia dawki referencyjnej w tym: możliwość zdefiniowania własnych poziomów referencyjnych dla jednostki/aparatu, automatyczne wyświetlanie powiadomień w przypadku przekroczenia poziomów referencyjnych,
  - Wbudowane kalkulatory dawek zgodne z wytycznymi: IEAE TRS 450, AAPM, EFOMP, ICRP,
  - Przegląd historii dawki w rozbiciu na: procedury, regiony anatomiczne, aparaty, pracownie,
  - Eksport danych z tabel do pliku .pdf, .xls.

Zapraszamy do współpracy!

[www.idose.pl](http://www.idose.pl)