

AKCELERATOR INTRALINE-IOERT DO RADIOTERAPII ŚRÓDOPERACYJNEJ

The IOERT IntraLine Accelerator for Intraoperative Radiotherapy

Jacek Prac, Agnieszka Syntfeld-Każuch

Streszczenie: Artykuł przedstawia opracowany w Narodowym Centrum Badań Jądrowych we współpracy z Wielkopolskim Centrum Onkologii mobilny akcelerator IntraLine-IOERT, który jest przeznaczony do napromieniania podczas wykonywanych w salach operacyjnych zabiegów chirurgicznych. Akcelerator generuje terapeutyczną wiązkę elektronów o energii od 4 do 12 MeV, którą można wykonywać napromienianie pól o średnicy od 3 do 10 cm poprzez zastosowanie odpowiednich aplikatorów. Konstrukcja akceleratora zapewnia pełną mobilność całego akceleratora, a w szczególności jego głowicy, co pozwala na wyprawienie wiązki elektronów pod różnymi kątami zależnie od położenia komórek nowotworowych w ciele pacjenta.

Abstract: In the article the mobile electron accelerator IntraLine-IOERT developed by National Centre of Nuclear Research in cooperation with The Greater Poland Cancer Centre is presented. The unit is designed for use during surgical procedures in an operating room (Intraoperative Electron Radiation Therapy). The device generates therapeutic electron beam with the energy from 4 MeV to 12 MeV and it allows to irradiate fields of the diameter from 3 to 10 cm using a suitable applicator. IntraLine-IOERT accelerator is a fully mobile device; especially its mobile head allows for easy application of the electron beam under different angles as required by the tumor location in a patient's body.

Słowa kluczowe: Akcelerator elektronów, śródoperacyjna terapia wiązką elektronów, leczenie nowotworów

Keywords: Electron accelerator, Intraoperative Electron Radiation Therapy, cancer treatment

1. Ogólne informacje o technice śródoperacyjnej i projekcie INTRADOSE

Marta Kruszyna

Radioterapia, czyli metoda leczenia z wykorzystaniem promieniowania jonizującego od ponad wieku jest wykorzystywana w onkologii. Głównym celem tej metody jest podanie dawki terapeutycznej w obszarze zmienionym nowotworowo, przy jednoczesnym oszczędzeniu narządów zdrowych znajdujących się w pobliżu napromienianego obszaru [1]. Szczególnym przypadkiem radioterapii jest radioterapia śródoperacyjna (ang. Intraoperative Radiotherapy – IORT), gdzie stosowane jest promieniowanie jonizujące na odsłoniętą podczas zabiegu chirurgicznego tkankę otaczającą uprzednio usunięty guz nowotworowy lub bezpośrednio na zmieniony nowotworowo narząd [2]. Wysoka dawka promieniowania (jednorazowo nawet do 21Gy) może zostać podana precyzyjnie, a narządy zdrowe (narządy krytyczne) są odpowiednio osłonięte lub odsunięte poza wiązkę promieniowania. W wyniku IOERT możliwe jest:

- skrócenie czasu napromieniania pacjenta w stosunku do konwencjonalnej radioterapii,
- zminimalizowanie błędu geograficznego (absorpcja dawki w miejscu innym niż zaplanowana), i w rezultacie poprawa wyleczalności miejscowej nowotworu [3,4].

W latach 2007-2015 organizacja ISORT Europa (International Society of Intraoperative Radiation Therapy) zbierająca dane pacjentów poddanych IORT zanotowała 8763 przypadków klinicznych zastosowania tej procedury. Najczęściej, bo w 80% przypadków napromienianą lokalizacją był gruczoł sutkowy, następnie odbytnica (8%), nowotwory tkanek miękkich (mięsaki) (4%), stercza (2%), nerki (1%) i inne (5%) [5].

Początkowo metodę IORT realizowano za pomocą aparatów rentgenowskich generujących promieniowanie X. W Japonii w latach 60. XX wieku, zastosowano pierwsze aparaty kobaltowe wykorzystujące promieniowanie gamma, umożliwiające podanie wyższych dawek na większych głębokościach tkanek. Kolejnym krokiem w rozwoju techniki IORT było przystosowanie konwencjonalnych akceleratorów liniowych generujących wiązkę elektronów [4,6]. Najczęściej były to dużych rozmiarów aparaty, zainstalowane na stałe w bunkrach terapeutycznych zapewniających właściwą ochronę radiologiczną. Sporym problemem logistycznym było przewożenie pacjentów w anestezji z sali operacyjnej na miejsce napromieniania. Podczas tego transportu u pacjentów często następowała inicjacja późniejszych powikłań związanych z infekcjami. [3]. Rozwiązaniem było zaprojektowanie w latach 70. XX wieku pierwszych dedykowanych do radioterapii śródoperacyjnej, mo-

bilnych akceleratorów liniowych, generujących wysokoenergetyczną wiązkę elektronów (IOERT), które mogły być instalowane i przystosowane do pracy na sali operacyjnej. W Stanach Zjednoczonych pierwsze operacje z zastosowaniem IOERT odbyły się w 1976 r., w Europie w 1983 r. (Francja), 1984 r. (Hiszpania, Austria), 1985 r. (Włochy), 1986 r. (Niemcy). Od końca XX wieku nastąpił znaczny rozwój radioterapii śródoperacyjnej na świecie, w Polsce pierwszy akcelerator do śródoperacyjnej zainstalowany był w Krakowie, a w 2005 r. w Poznaniu [7].

Do niedawna w Polsce dostępne były tylko dwa typy akceleratorów dedykowanych do IOERT: Mobetron (IntraOp Medical Corporation, Sunnyvale, CA, Stany Zjednoczone) oraz Novac (Sordina IORT Technologies, Vicenza, Włochy). W latach 2014-2016, w efekcie realizacji polskiego projektu badawczego finansowanego z grantu Narodowego Centrum Badań i Rozwoju o akronimie INTRADOSE, powstał mobilny akcelerator do radioterapii śródoperacyjnej o nazwie Intraline-IOERT.

Celem projektu INTRADOSE było opracowanie innowacyjnego, kompleksowego Systemu do Radioterapii Śródoperacyjnej, zapewniającego łatwość jego przygotowania do pracy i kolejno używania oraz przemieszczania w razie potrzeby. System składa się z mobilnego akceleratora IntraLine-IOERT, o zakresie energetycznym 4-12 MeV wraz z towarzyszącymi mu układami elektronicznymi i systemami informatycznymi.

2. System przyspieszający i prowadzenie wiązki elektronów

a. System przyspieszający

Konrad Kosiński

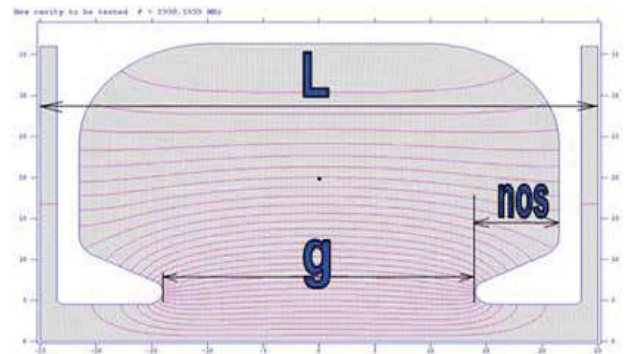
Za przyspieszanie wiązki elektronów w akceleratorze odpowiedzialna jest struktura przyspieszająca – kluczowy i najważniejszy zespół każdego akceleratora. Specyfika akceleratora śródoperacyjnego wymagała zminimalizowania masy struktury, przy zapewnieniu założonej energii wyjściowej elektronów oraz wydajności określonej parametrem mocy dawki.

Wykonanie struktury zostało podzielone na dwa etapy. W pierwszym z nich dokonano szeregu symulacji dynamiki wiązki, których wyniki przełożone zostały na optymalizację kształtu rezonatorów struktury przyspieszającej. Pierwszy etap zakończono wykonaniem dokumentacji wykonawczej zarówno rezonatorów struktury, jak również działa, będącego źródłem elektronów przyspieszanych w strukturze oraz systemu wprowadzania energii pola elektromagnetycznego do struktury.

Drugim etapem było wykonawstwo rezonatorów, ich strojenie, kompletacja i połączenie wszystkich części składowych struktury. Konieczne było, dla właściwej realizacji drugiego etapu, opracowanie procesu technologicznego obejmującego wszystkie czynności związane z wykonaniem struktury.

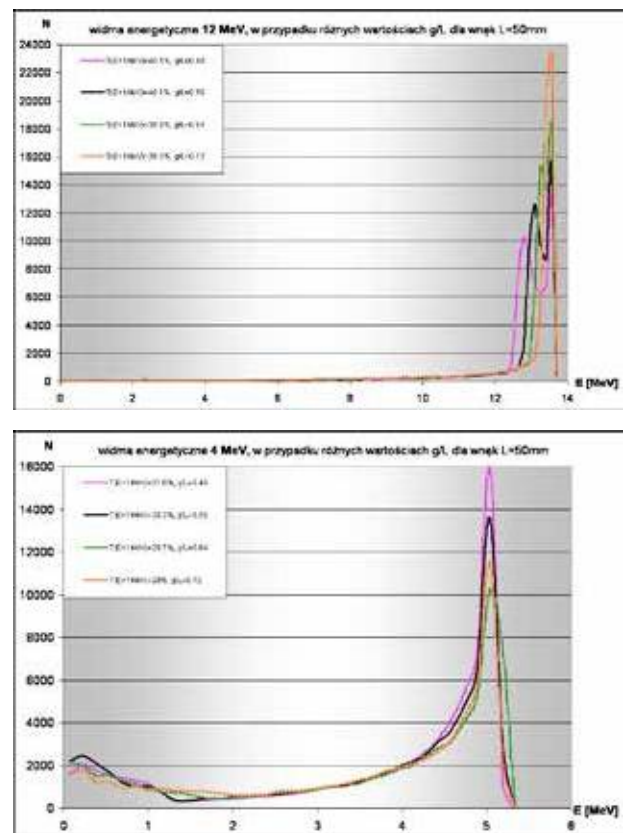
Najważniejszym zadaniem pierwszego etapu była symulacja dynamiki wiązki w strukturze przyspieszającej. Jej wynikiem było wyznaczenie długo-

ści rezonatorów sekcji formującej paczkę (zgęstek) elektronów oraz całkowitej liczby wnęk rezonansowych, dla założonych parametrów wyjściowej wiązki – energii i intensywności. Optymalizowano i analizowano wpływ długości nosa wnęki, na dynamikę wiązki, i całkowite straty mocy mikrofalowej. Badano różne wartości stosunku długości szczeliny przyspieszającej, do całkowitej długości wnęki (g/L), (rys. 1).



Rys. 1. Wnęk przyspieszająca – charakterystyczne wymiary
Fig. 1. Electron acceleration cavity – characteristic dimensions

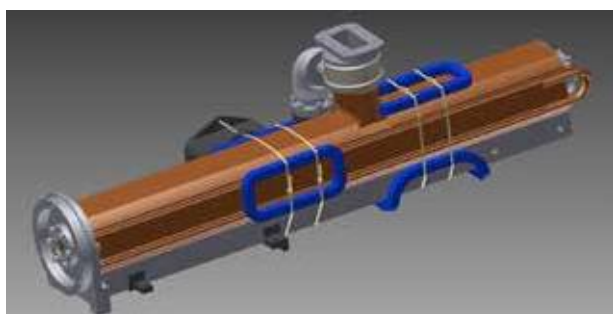
Dla optymalnej geometrii rezonatorów ($g/L=0,56$), wyznaczono widma energii wiązki elektronów 4 MeV oraz 12 MeV, przy napięciu katodowym wyrzutni triodowej 12 kV i 7 kV (rys. 2).



Rys. 2. Widma energii wiązki elektronów o energii 4 MeV i 12 MeV
Fig. 2. Energy spectra of 4 MeV and 12 MeV electron beams

Wynikiem przeprowadzonych symulacji było określenie geometrii struktury przyspieszającej, dla optymalnego stosunku g/L dla wnek o długości $L=50,0$ mm, 0,56 (nos 7,5 mm).

Opracowane dane stanowiły dane wejściowe do mechanicznego projektu struktury realizowanego przez konstruktorów przygotowujących dokumentację nowej struktury przyspieszającej akceleratora śródoperacyjnego. Wyniki prac konstrukcyjnych przedstawia poniższa ilustracja (fot.1.).



Fot. 1. Symulacja konstrukcji mechanicznej struktury akceleracyjnej
Photo 1. Simulation of mechanical design of acceleration structure

b. Układ formowania wiązki terapeutycznej

Przemysław Adrich

Układ formowania wiązki terapeutycznej znajduje się pomiędzy strukturą przyspieszającą a pacjentem. Jego zadaniem jest przeksztalcenie wiązki pierwotnej, przyspieszonej w rezonatorach struktury, w tzw. wiązkę terapeutyczną.

W płaszczyźnie ortogonalnej do kierunku padania, rozkład powierzchniowy elektronów opuszczających strukturę można w przybliżeniu opisać rozkładem Gaussa. Z kolei wiązka terapeutyczna musi deponować dawkę bardzo równomiernie na polu o rozmiarach liczonych w centymetrach. Co więcej, by chronić zdrowe tkanki, dawka od wiązki terapeutycznej powinna gwałtownie zanikać poza obszarem pola napromieniania.

W radioterapii wiązką elektronów stosuje się układy formowania składające się z dwóch głównych elementów. Pierwszym jest układ folii rozpraszających, w którym wiązka pierwotna jest rozpraszana, tak by uzyskać równomierny rozkład dawki w całym obszarze pola. Drugim jest układ kolimacji, którego zadaniem jest ograniczenie wiązki terapeutycznej do zadanego pola oraz ochrona obszarów poza polem przed otrzymaniem nadmiernej dawki promieniowania.

Rozwiązania znane ze stacjonarnych akceleratorów do teleradioterapii nie mogą być jednak bezpośrednio przeniesione do aparatu mobilnego. Po pierwsze, w aparatach do teleradioterapii stosuje się wymienne folie rozpraszające dobierane odpowiednio do energii wiązki i rozmiarów pola terapeutycznego. Po drugie, promieniowanie uboczne ogranicza się za pomocą masywnych kolimatorów. Zastosowanie podobnych rozwiązań w aparacie dedykowanym do radioterapii śródoperacyjnej ze względu na bardzo dużą masę kolimatorów, praktycznie wykluczyłoby możliwość użycia mobilnego robota o tak dużej przestrzeni roboczej, jak pokazana na fot. 3 niniejszej publikacji.

W pracy [8] pokazaliśmy, że możliwym jest zbudowanie układu uniwersalnych, niewymiennych folii rozpraszających, pozwalającego uzyskać wiązki terapeutyczne o bardzo dobrych parametrach w szerokim zakresie energii (4–12 MeV) i średnic pól terapeutycznych (3–12 cm). Dodatkową zaletą, z punktu widzenia praktyki i ergonomii napromieniania śródoperacyjnego, jest stosunkowo mała długość takiego układu formowania (ok. 60 cm).

Pewnym istotnym praktycznym problemem w projektowaniu układu folii jest trudność związana z uwzględnieniem wpływu wtórnego rozpraszania wiązki na elementach układu kolimacji, w szczególności wewnętrznych powierzchniach ścian cylindrycznych aplikatorów stosowanych w radioterapii śródoperacyjnej. Problem ten w szczególności opisano i zaproponowano jego nowe, skuteczne rozwiązanie w pracach [9,10].

W ramach projektu INTRADOSE podjęty został problem znalezienia rozwiązania układu kolimacji optymalnego dla akceleratora mobilnego. Wydaje się bowiem, że w tym przypadku mamy do czynienia z całkowicie sprzecznymi wymaganiami. Z jednej strony układ kolimacji musi być lekki, aby nie ograniczał mobilności i wielkości przestrzeni roboczej akceleratora, ale jednocześnie musi też dobrze chronić pacjenta, personel oraz osoby postronne przed otrzymaniem nadmiernej dawki od promieniowania ubocznego. Należy pamiętać, że przeznaczeniem akceleratora jest praca w warunkach sali operacyjnej pozbawionej osłon przed promieniowaniem jonizującym.

Wykorzystując metody symulacji Monte Carlo (pakiet Geant4 [11,12]) szczegółowo zostało przebadane zagadnienie optymalizacji układu kolimacji wiązki terapeutycznej. Okazało się, że odchodząc od utartych schematów konstrukcji kolimatorów, możliwe jest zbudowanie układu spełniającego wszystkie wymogi radioterapii śródoperacyjnej.

Wykonany, w ramach projektu INTRADOSE, prototypowy układ formowania wiązki terapeutycznej, przy wadze zaledwie ok. 6 kg, dostarcza wiązki terapeutyczne o bardzo dobrych parametrach (zob. pkt.5). Jednocześnie poziom promieniowania X ubocznego wokół aparatu jest ok. 500 do 1000 razy (w zależności od położenia wzdłuż osi wiązki) mniejszy niż limit zalecany w normie PN-EN 60601-2-1 [13] dotyczącej bezpieczeństwa medycznych akceleratorów elektronów.

3. Konstrukcja mechaniczna akceleratora Intra-Line-IOERT

Ewa Kulczycka

Układ mechaniczny akceleratora umożliwia dojazd urządzenia do sali operacyjnej, przejazd przez drzwi, manewrowanie, w celu wygodnego ustawienia urządzenia koło stołu operacyjnego, oraz ustawienie głowicy terapeutycznej w odpowiedniej pozycji względem pacjenta (konkretnie względem umieszczonego w łożu pooperacyjnej pacjenta aplikatora).



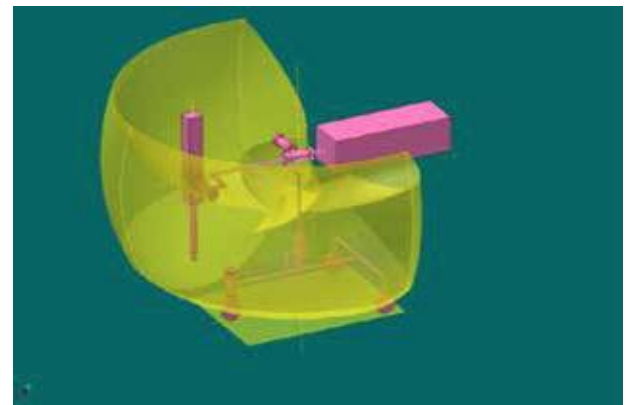
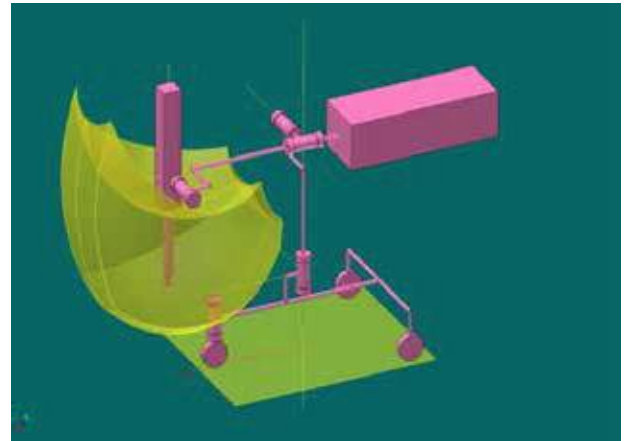
Fot. 2. Akcelerator IntraLine-IOERT przy stole operacyjnym – symulacja komputerowa

Photo 2. IntraLine-IOERT accelerator next to a surgical table – computer simulation

Urządzenie zostało zbudowane jako mobilny manipulator pozwalający ustawiać głowicę terapeutyczną w bardzo dużym obszarze i zakresie kątowym. Elementy samego akceleratora rozmieszczone są w całej konstrukcji mechanicznej. Moc mikrofalowa do znajdującej się w głowicy struktury przyspieszającej transmitowana jest sztywnymi falowodami. Aby móc zasilać strukturę niezależnie od jej położenia względem generatora mocy mikrofalowej zastosowane zostały dwa mikrofalowe złącza obrotowe.

Układ ma sześć stopni swobody. Duży obszar roboczy, przy relatywnie małych rozmiarach urządzenia wynika z faktu zastosowania we wszystkich węzłach kinematycznych ruchu obrotowego. Konstrukcja urządzenia zapewnia możliwość jego wyważenia we wszystkich węzłach. Dzięki temu niezależnie od położenia dość ciężkiej głowicy, środek ciężkości całości znajduje się zawsze w jednym miejscu. To miejsce zostało usytuowane nad geometrycznym środkiem podstawy, co w połączeniu z dociążeniem podstawy elementami akceleratora (czyli obniżeniem środka ciężkości), zapewnia pełną stabilność zarówno w czasie przejazdu, jak i pozycjonowania głowicy. Urządzenie waży ponad 900 kg. Podczas przejazdów może być zasilane z akumulatora.

W pozycji złożonej akcelerator mieści się w drzwiach 1,2 m x 2 m. Jego długość (2,3 m) pozwala na swobodne manewrowanie na sali operacyjnej. Wysokość w pozycji rozłożonej nie przekracza 3 m. Niski i wąski przód wózka może wjeżdżać pod stół operacyjny, co w połączeniu z bardzo dużym obszarem roboczym głowicy umożliwia napromienianie nawet trudno dostępnych pól. Urządzenie nie wymaga stołu operacyjnego specjalnej konstrukcji ani przesuwania czy pochylania stołu operacyjnego podczas przygotowania do terapii i stosowania napromieniania.



Fot. 3. Przestrzeń robocza końcówki aplikatora. Pochylenie głowicy na boki $\pm 45^\circ$, względem żurawia $\pm 60^\circ$, obrót kolumny z żurawiem i głowicą $\pm 90^\circ$, odległość końcówki aplikatora od ziemi (a więc możliwe położenie napromienianego pola) dla pionowo ustawionej głowicy 0,44 m – 1,3 m

Photo 3. Working space of applicator's tip. The head inclination sideways $\pm 45^\circ$, towards the crane $\pm 60^\circ$, rotation of the column with a crane and a head $\pm 90^\circ$, distance between the applicator's tip and the ground (hence, a possible location of irradiated field) for a vertically positioned head 0.44 m – 1.3 m

Ruchy głowicy są wolne, płynne i ciche, a więc dostosowane do wymogów panujących na sali operacyjnej. Zapewniają one bardzo precyzyjnie naprowadzić głowicę nad umieszczony w łożu pooperacyjnej pacjenta aplikator. W głowicy, na przedłużeniu struktury przyspieszającej, znajduje się kolimator. Układ umożliwi wyoscowanie kolimatora z aplikatorem i ustawienie go w odpowiedniej odległości od dolnego końca aplikatora, tym samym od powierzchni, która ma być napromieniana. Zależnie od wielkości pola napromieniania dobierana jest średnica aplikatora. Układ formowania wiązki oraz mechanika urządzenia pozwalają na stosowanie aplikatorów o średnicy od 3 do 12 cm i ewentualnie stosowanie aplikatorów nieokrągłych zawierających się w średnicy do 12 cm.

Po ustawieniu głowicy w odpowiednim położeniu aplikator spinany jest z nią mechanicznie, czyli stosowany jest tzw. hard - docking. Ten sam mechaniczny układ, przy zastosowaniu dodatkowego sys-

temu odczytu położenia elementów, może służyć do soft - dockingu, czyli bezstykowego naprowadzania głowicy na zamocowany w uchwycie aplikator.

Po unieruchomieniu głowicy i aplikatora urządzenie gotowe jest do przeprowadzenia napromieniania.

4. Systemy sterowania

Janusz Pracz, Jacek Pracz, Bartosz Meglicki

Akcelerator sterowany jest przez dwa, w zasadzie rozdzielne, systemy sterowania. System sterowania i kontrolowania wiązki elektronów oraz system sterowania ruchami akceleratora.

Wiązka elektronów generowana jest przez dział triodowe sterowane z wykorzystaniem modulatora działa, który zapewnia zarówno zasilanie katody, jak również impulsów anodowych. W momencie załączenia promieniowania następuje podanie impulsów wysokiego napięcia na anodę działa o amplitudzie ok. 15kV. Ilość elektronów kierowanych do rezonatorów struktury przyspieszającej, która wpływa na moc dawki, sterowana jest za pomocą napięcia siatki (-80V do 100V).

Przyspieszanie elektronów odbywa się w polu elektromagnetycznym, którego źródłem jest magnetron zasilany z modulatora. Modulator zapewnia impulsy wysokiego napięcia na magnetron i umożliwia regulację ich amplitudy i czasu ich trwania.

Do generacji mocy wysokiej częstotliwości magnetron potrzebuje stałego pola magnetycznego realizowanego z wykorzystaniem dwóch elektromagnesów zasilanych stabilizowanym prądem o parametrach od 17 do 24 A.

Sterowanie modulatorami realizuje system sterowania oparty na sterownikach PLC wraz z interfejsem wizualizacji. W pomieszczeniu sterowni akceleratora znajduje się szafa sterownicza z głównym CPU PLC i dwoma CPU służącymi tylko do kontroli systemu dozymetrii akceleratora. W celu redukcji ilości połączeń pomiędzy szafą a akceleratorem zastosowana jest na wózku akceleratora wyspa PLC (moduł rozszerzeń z dodatkowymi portami wej./wyj.).

Bardzo ważnym parametrem wiązki kontrolowanym przez system sterowania jest układ dozymetrii. W akceleratorze IntraLine-IOERT jak w każdym akceleratorze medycznym zastosowane są dwa niezależne tory dozymetrii. Sygnał z komory jonizacyjnej zostaje wzmocniony w układach dozymetrii, gdzie następuje transformacja sygnału analogowego na cyfrowy 16-bitowy. Sygnał cyfrowy jest obrabiany przez CPU i wyświetlany w postaci dawki i mocy dawki. System stabilizacji mocy dawki oparty jest na pętli sprzężenia zwrotnego pomiędzy układem dozymetrii i układem sterowania siatką triody.

Sterowanie ruchami akceleratora odbywa się za pomocą kasyety sterowniczej, natomiast włączanie i wyłączenie napromieniania odbywają się z pulpitu sterowniczego. System sterowania obejmuje szereg zabezpieczeń samego akceleratora przed uszkodzeniem jego kluczowych podzespołów, a przede wszystkim system bezpieczeństwa kontrolujący bezpieczną emisję promieniowania generowanego przez akcelerator. System bezpieczeństwa, który

jest zdwojony w obszarach zagrażających ewentualnie zdrowiu i życiu pacjenta, operatora akceleratora i otoczenia, oprócz pracy w systemie cyfrowym wyposażony jest również w analogowe wyłączniki awaryjne wyłączające nie tylko promieniowanie, ale zasilanie aparatu.

System sterowania ruchami aparatu obejmuje podsystemy sterowania: Układu Jeźdźnego, Głowicy, Żurawia, Kolumny, Zasilania Akumulatorowego oraz podsystem HMI - interfejsy obsługiwane bezpośrednio przez operatora urządzenia. Nad całością pracy czuwa Nadrzędny Kontroler. System zaprojektowano tak, aby był możliwie niezależny od Systemu Sterowania Wiazką.

Operator kieruje manipulatorami za pomocą dedykowanej kasyety. Urządzenie wyposażono w joystick, przyciski związane z funkcjami manipulatorów, przełącznik trybu precyzyjnego-szybkiego oraz dodatkowy przycisk zezwolenia na ruch, wymagany przez normy medyczne. Po wybraniu funkcji, wciśnięciu przycisku zezwolenia na ruch, wychyleniu joysticka i przejściu weryfikacji, żądanie ruchu może zostać przesłane do odpowiedniego podsystemu.

Nadrzędny Kontroler na bieżąco sprawdza, czy ruch jest dopuszczalny w aktualnych warunkach. Weryfikacja dotyczy warunków krytycznych ze względu na bezpieczeństwo pacjenta lub urządzenia.

Każdy podsystem odpowiada za bezpieczną pracę w swoim zakresie.

Po przemieszczeniu urządzenia na miejsce, gdzie będzie wykonywane napromienianie pozostałe podsystemy sterowania: Układu Żurawia, Kolumny oraz Głowicy pozwalają umieścić głowicę terapeutyczną w odpowiednim miejscu. Następuje połączenie dwóch części aplikatora i zablokowanie wszystkich ruchów do zakończenia terapii.

Układ Jeźdźny oraz Nadrzędny Kontroler mogą być zasilone z wbudowanych akumulatorów. Pozwala to na przemieszczenie urządzenia do kilkuset metrów bez zewnętrznego źródła zasilania.

5. Parametry fizyczne terapeutycznej wiązki elektronów akceleratora IntraLine-IOERT

Agnieszka Misiarz

Ustalenie właściwych parametrów wiązki terapeutycznej to podstawowe zadanie do wykonania po uruchomieniu akceleratora.



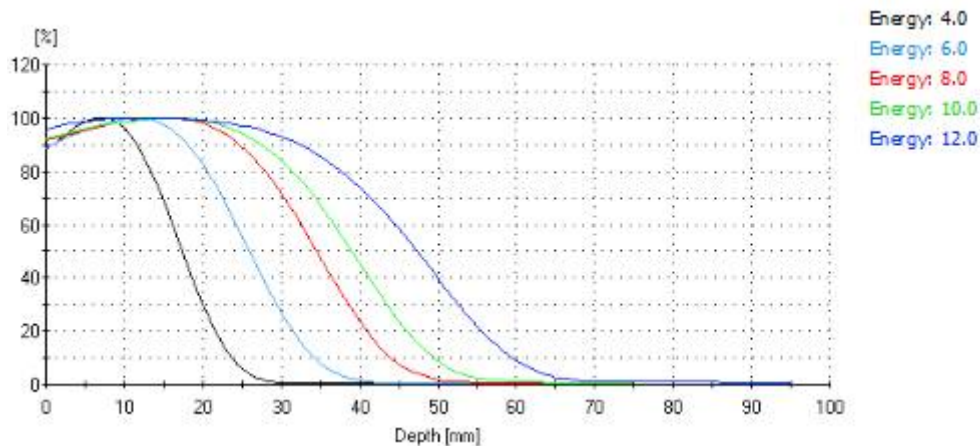
Fot. 4. Akcelerator IntraLine-IOERT podczas testów
Photo 4. IntraLine-IOERT accelerator during tests

Zgodnie z zaleceniami międzynarodowymi, ustalenie i regulacje parametrów wiązki elektronów wykonuje się, korzystając z fantomu wodnego, który symuluje ciało pacjenta.

W przypadku akceleratora śródoperacyjnego pole napromieniania ograniczone jest średnicą największego aplikatora 12 cm. Do wykonania tego

typu pomiarów można używać kompaktowego fantomu wodnego. Dlatego też pomiary dozymetryczne względnego rozkładu dawki wykonano w fantomie wodnym PTW-P za pomocą detektorów promieniowania – diod typu E. Krzywe procentowej dawki głębokiej PDD (ang. Percentage Depth Dose) zostały wykonane dla energii: 4; 6; 8; 10; 12 MeV.

Uzyskane wyniki zostały przedstawione w postaci wykresów krzywych PDD na rys. 3.



Rys. 3. Krzywe procentowej dawki głębokiej - akcelerator śródoperacyjny IntraLine-IOERT

Fig. 3. Curves of Percentage Depth Dose – IOERT IntraLine accelerator

Z wykresów PDD zostały odczytane podstawowe parametry charakteryzujące wiązkę promieniowania elektronowego. Uzyskane wyniki zostały przedstawione w Tabeli 1.

Tab. 1. Zestawienie podstawowych parametrów dozymetrycznych charakteryzujących wiązkę promieniowania elektronowego zmierzone dla akceleratora IntraLine-IOERT.

Table 1. Basic dosimetric parameters that characterize electron radiation beams, measured for the IOERT IntraLine accelerator

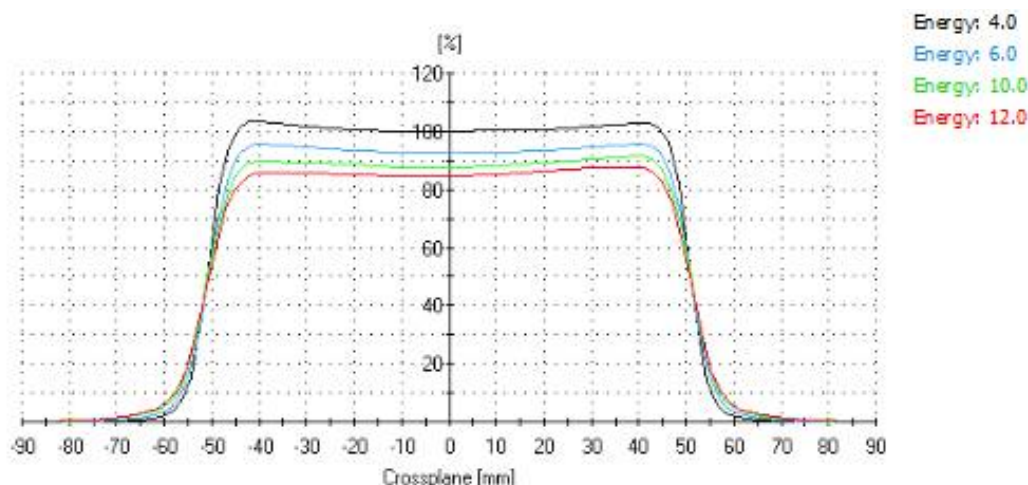
	4,0 MeV	6,0 MeV	8,0 MeV	10,0 MeV	12,0 MeV
R90 [mm]	11,57	18,14	24,59	27,48	33,51
R80 [mm]	13,32	20,65	27,94	31,53	38,51
Rp [cm]	2,34	3,37	4,41	4,97	6,03
Ds [%]	88,45	89,34	91,25	92,41	94,87
Ep0 [MeV]	4,87	6,93	9,00	10,12	12,25
E0(mean) [MeV]	4,05	6,03	8,01	9,08	11,17

- R90 – głębokość izodozy 90% - głębokość w wodzie dla której dawka zmierzona spada do poziomu 90% w stosunku do dawki maksymalnej;
- R80 – głębokość izodozy 80% - głębokość w wodzie dla której dawka zmierzona spada do poziomu 80% w stosunku do dawki maksymalnej;
- Rp – zasięg praktyczny elektronów - jest to punkt przecięcia się prostej ekstrapolacji zależności spadku dawki w funkcji głębokości z osią X (głębokości);
- Ds – względna dawka powierzchniowa – ang. Relative Surface Dose – stosunek dawki pochłoniętej na osi odniesienia na głębokości 0,5 mm, do maksymalnej dawki pochłoniętej na osi wiązki;
- Ep0 – energia najbardziej prawdopodobna na powierzchni fantomu – liczona zgodnie z NACP (ang. Nordic Association for Clinical Physics) według wzoru: $0,22 + 1,98 * Rp + 0,0025 * Rp$
- E0(mean) – energia średnia na powierzchni fantomu – liczona zgodnie z IAEA (ang. International Atomic Energy Agency) ze wzoru: $2,33 * R50$

Kolejną niezbędną funkcjonalnością akceleratora jest rozkład promieniowania w polu napromieniania. Niezbędne jest tutaj ustawienie zgodności radiologicznej wielkości pól z ich wymiarami rzeczywistymi, odwzorowanymi na ekranie pulpitu sterującego akceleratorem odpowiednio do średnicy zastosowanego aplikatora, właściwe umiejscowienie osi wiązki promieniowania - współśrodkowo do osi mechanicznej aplikatora, czyli poprawna geometria generowanych pól promieniowania. Kontrolę rozkładu

promieniowania prowadzi się poprzez pomiar profili wiązki w wodzie na głębokości referencyjnej R80/2 zgodnie z normą IEC60976 [14]. Pomiary wykonano dla aplikatorów $\Phi 10$ i $\Phi 5$ cm. Wykonano je w fantomie wodnym PTW-P za pomocą diod typu E. Krzywe rozkładu dawki wzdłuż osi wzajemnie prostopadłych i prostopadłych do osi głównej aplikatorów zostały zmierzone dla energii: 4; 6; 10 i 12 MeV.

Przykładowe wyniki dla aplikatora f10cm zostały przedstawione w postaci wykresów krzywych profilowych wiązki na rys. 4.



Rys. 4. Krzywe profili wiązki dla aplikatora 10cm - akcelerator śródoperacyjny IntraLine-IOERT
 Fig. 4. Curves of electron beam profiles for an applicator of 10 cm diameter – the IOERT IntraLine accelerator

Z przedstawionych powyżej wykresów rozkładu dawki zostały odczytane podstawowe parametry charakteryzujące wielkość i jednorodność dawki w całym wyznaczonym przez aplikator polu. Uzyskane wyniki zostały przedstawione w Tabeli 2.

Tabela 2. Wartości charakteryzujące rozkład dawki w polu napromieniania zmierzone dla aplikatorów 10 i 5 cm dla akceleratora śródoperacyjnego IntraLine-IOERT

Table 2. The dose distribution values in the irradiation field, measured for the applicators of 10 cm and 5 cm diameter for the IOERT IntraLine accelerator

Aplikator [cm]	f10				f5			
	4,0	6,0	10,0	12,0	12,0	4,0	6,0	10,0
Energia [MeV]	4,0	6,0	10,0	12,0	12,0	4,0	6,0	10,0
Field Size [cm]	10,206	10,262	10,345	10,367	5,259	5,183	5,208	5,242
Dmax [%]	105,4	105,7	105,41	104,6	100,68	100,39	100,77	100,65
Dmin [%]	99,44	99,94	100	99,91	98,6	97,88	98,82	99,55
Deviation [%]	5,95	5,76	5,41	4,69	2,07	2,51	1,94	1,1
Symmetry [%]	103,76	103,08	102,53	100,87	101	101,66	101,67	100,55

- Wielkość pola napromieniania – (ang. Field Size) - to suma pól utworzonych pomiędzy głównymi osiami pola napromieniania i izodozą 50% promieniowania w wiązce;
- Dmax – względna dawka maksymalna – procentowa dawka maksymalna względem dawki na osi centralnej wiązki w polu wyznaczonym przez izodozy 90%-1cm;
- Dmin – względna dawka minimalna – procentowa dawka minimalna względem dawki na osi centralnej wiązki w polu wyznaczonym przez izodozy 90%-1cm;
- Płaskość – (ang. Deviation) – różnica pomiędzy względną dawką maksymalną Dmax i względną dawką minimalną Dmin;
- Symetria – (ang. Symmetry) – symetria pola napromieniania – wartość maksymalnego ilorazu wartości dawki w polu wyznaczonym przez izodozy 90%-1cm dla punktów równoodległych od centralnej osi wiązki.

Zgodnie z IEC 60976 dla obliczenia symetrii korzysta się ze wzoru:
$$s = \left(\frac{D(x)}{D(-x)} \right)_{max} \cdot 100\%$$

Przeprowadzono również pomiary powtarzalności i stabilności jednodniowej mocy dawki (zgodnie z normą IEC60976 obie ww. wartości wyliczane są ze wzoru na odchylenie standardowe dla serii pomiarów) oraz liniowość odpowiedzi akceleratora zgodnie z IEC60976 (zależność dawki zadanej do zmierzonej zewnętrznym absolutnym detektorem wzorcowym) dla mocy dawki 1000MU/min w prze-

dziale od 50 do 2000 jednostek monitorowych (MU), natomiast dla mocy dawki 500MU/min w przedziale 20 – 1000MU (ze skokiem nie większym niż 100MU). Pomiary bezwzględne dawki wykonano za pomocą komory jonizacyjnej płasko–równoległościennej typu Markus (PTW Freiburg). Uzyskane wyniki zostały przedstawione w Tabeli 3.

Tabela 3. Zmierzone wartości powtarzalności i stabilności jednodniowej dla akceleratora śródoperacyjnego IntraLine-IOERT
Table 3. Measured values of repeatability and one-day stability for the IOERT IntraLine akcelerator

Energia [MeV]	Dawka zadana [MU]	Powtarzalność	Stabilność jednodniowa
4MeV	1000	0,19	1,54
	500	0,25	1,34
6MeV	1000	0,38	1,89
	500	0,24	1,97
9MeV	1000	0,29	1,55
	500	0,01	1,51
12MeV	1000	0,35	1,05
	500	0,37	1,93

Zależność dawki zmierzonej od zadanej powinna być liniowa a wartość liniowości wylicza się ze wzoru: $Liniowość = \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}} \cdot 200\%$ gdzie: S_{max} i S_{min} są odpowiednio maksymalnym i minimalnym wyliczonym dla danego punktu współczynnikiem kierunkowym prostej przechodzącej przez dany punkt pomiarowy i początek układu współrzędnych. Uzyskane wyniki zostały przedstawione w Tabeli 4.

Tabela 4. Zmierzone wartości liniowości odpowiedzi akceleratora dla akceleratora IntraLine-IOERT

Table 4. Measured values of linearity of detector response for the IOERT IntraLine accelerator

1000	500	Moc dawki [Mu/min]
		Energia [MeV]
1,97	1,98	4
1,98	1,94	6
1,84	1,93	9
1,93	1,98	12

Wykonane pomiary potwierdziły osiągnięcie przez akcelerator założonych parametrów emitowanej wiązki terapeutycznej.

6. Podsumowanie

Wynikiem projektu INTRADOSE jest opracowanie przez Narodowe Centrum Badań Jądrowych we współpracy z Wielkopolskim Centrum Onkologii akceleratora do terapii śródoperacyjnej. Przygotowana specyfikacja parametrów użytkowych akceleratora powstała po analizie urządzeń istniejących na rynku oraz na podstawie doświadczeń Wielkopolskiego Centrum Onkologii – placówki onkologicznej wiodącej w Polsce w zakresie wykorzystania napromieniania śródoperacyjnego. Wszystkie założone parametry akceleratora zostały osiągnięte co potwierdziły wykonane pomiary.

Należy podkreślić, w relacji do innych akceleratorów do terapii śródoperacyjnej, dużą mobilność akceleratora IntraLine-IOERT to zarówno całego aparatu, jak i również jego głowicy. Możliwość przemieszczania akceleratora przy zasilaniu bateryjnym oraz duża przestrzeń robocza zakończenia aplikatora (zob. fot. 3) stanowi jego główną zaletę i przewagę nad podobnymi aparatami obecnymi na światowym rynku (pozwala ona również na rezygnację z aplikatorów ściętych pod ostrym kątem). Istotną zaletą aparatu jest możliwość jego używania ze standardo-

wym stołem operacyjnym. Dopracowana konstrukcja mechaniczna i elektryczna wózka pozwala na płynne i ciche, a więc dostosowane do wymogów panujących na sali operacyjnej, jego przemieszczanie a ruchy głowicy pozwalają na bardzo precyzyjne naprowadzenie głowicy nad umieszczony w łożu pooperacyjnej pacjenta aplikator. Solidne zasilanie bateryjne zapewnia dojazd akceleratora do stołu operacyjnego. W razie potrzeby można również przejechać akceleratorem z jednej sali operacyjnej do drugiej.

Struktura akceleracyjna zapewnia wiązkę elektronów o energii z przedziału 4-12 MeV. Unikalny system formowania wiązki terapeutycznej wraz z systemem kolimacji dostarcza wiązki terapeutyczne o bardzo dobrych parametrach w pełnym przedziale energii elektronów generowanych przez akcelerator. Akcelerator jest sterowany i kontrolowany przez system sterowników PLC, którego interfejs umożliwia pracę w trybach Terapeutycznym, Dozymetrycznym i Administratora.

opracowanie całości:

mgr inż. Jacek Prac,
 dr Agnieszka Syntfeld-Każuch,

przy przygotowaniu artykułu brali udział:

mgr Marta Kruszyna,
 Wielkopolskie Centrum Onkologii,
 Poznań

mgr inż. Konrad Kosiński,

dr Przemysław Adrich,

mgr inż. Ewa Kulczycka,

inż. Janusz Prac,

mgr inż. Bartosz Meglicki,

mgr inż. Agnieszka Misiarz,

Narodowe Centrum Badań Jądrowych,

Otwock-Świerk

Literatura:

- [1] Ginekologia onkologiczna Tom 1 – Red. Janina Markowska. Rozdział Podstawy fizyczne i radiobiologiczne radioterapii. Elsevier, Wydawnictwo Medyczne Urban&Partner Wrocław 2006
- [2] Kruszyna M., Malicki J. Biblioteka Chirurga Onkologa, Rozdział: Fizyczne i techniczne aspekty radioterapii śródoperacyjnej. 2016.
- [3] Calvo FA., Sole CV., Herranz R., et al. Intraoperative radiotherapy with electrons: fundamentals, results, and innovation. *Ecancermedalscience*. (2013); 7:339.
- [4] Veronesi U., Orecchia R., Luini A. et al. Intra-operative radiotherapy during breast conserving surgery: a study on 1,822 cases treated with electrons. *Breast Cancer Res Treat* (2010); 124:141–151
- [5] Krengli M., Calvo FA., Sedlmayer F., et al. Clinical and technical characteristics of intraoperative radiotherapy. Analysis of the ISORT-Europe database. *Strahlenther Onkol* (2013); 189:729–737
- [6] Planowanie leczenia i dozymetria w radioterapii Tom 1 pod redakcją: J. Malicki i K. Śłosarek, *Via Medica*, 2017
- [7] Calvo FA, Meirino RM, Orecchia R. Intraoperative radiation therapy First part: Rationale and techniques. *Critical Reviews in Oncology/Hematology*. (2006); 59:106–115
- [8] P. Adrich et al., The IOERT IntraLine accelerator - the development, current state, and future plans. *Nukleonika*, 61:3–9, 2016
- [9] P. Adrich. A new method for designing dual foil electron beam forming systems. I. Introduction, concept of the method. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 817:93–99, 2016.
- [10] P. Adrich. A new method for designing dual foil electron beam forming systems. II. Feasibility of practical implementation of the method. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 817:100–108, 2016.
- [11] S. Agostinelli, et. al. Geant4 - a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 506:250–303, 2003
- [12] J. Allison, et. al. Geant4 developments and applications. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 53:270–278, 2006
- [13] Polski Komitet Normalizacyjny. Polska Norma PN-EN 60601-2-1 Medyczne urządzenia elektryczne. Część 2-1: Szczegółowe wymagania bezpieczeństwa akceleratorów. Warszawa, 2005.
- [14] Norma IEC 60976:2007 Medical electrical equipment - Medical electron accelerators - Functional performance characteristics

Radowa Księżniczka

W roku 2017 przypada kilka rocznic związanych z osobą Marii Skłodowskiej-Curie. 7 listopada mija 150 lat od urodzenia uczzonej, 29 maja obchodziliśmy 85 rocznicę otwarcia Instytutu Radowego w Warszawie, 12 września minie 120 lat od urodzenia starszej córki – Ireny Curie, 22 października minie 10 lat od śmierci młodszej córki Ewy Curie. Do tych rocznic należy także dodać 50 rocznicę utworzenia przez prof. Józefa Hurwica warszawskiego muzeum Marii Skłodowskiej-Curie oraz 80 rocznicę pierwszego wydania książki E. Curie pt. „Maria Curie”. Pierwsze wydanie w języku polskim ukazało się rok później. Z tych okazji Towarzystwo Marii Skłodowskiej-Curie w Hołdzie organizuje i dotychczas zorganizowało wiele spotkań i wydarzeń. Z tych nadchodzących zapraszamy m.in. do siedziby Towarzystwa przy ul. Wawelskiej 15 na promocję książki o Lise Meitner pióra dr hab. Tomasza Pospieszego (spotkanie wokół postaci Lise Meitner odbędzie się w grudniu), 14.10 na II edycję biegu Przepędzić raka po Polu Mokotowskim, 23.10 na konferencję organizowaną przez Towarzystwo wraz z TNW, Instytutem Historii PAN i Wydz. Pedagogicznym UKSW pt. „Maria Skłodowska-Curie nauczycielka i uczona”.



Plakat promujący książkę o Irenie Joliot-Curie (promocja książki miała miejsce we wrześniu)