

Teleradioterapia i brachyterapia

Radosław Mandecki¹, Jacek Filipecki*²

¹ Zakład Radioterapii, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny im. NMP, ul. Bialska 104/118, 42-200 Częstochowa

² Instytut Fizyki, Wydział Matematyczno-Przyrodniczy, Akademia im. Jana Długosza, Al. Armii Krajowej 13/15, 42-200 Częstochowa

* j.filipecki@ajd.czyst.pl

Wstęp

W medycynie, przy leczeniu nowotworów coraz częściej stosuje się promieniowanie jonizujące. Terapię promieniowaniem jonizującym możemy podzielić na teleradioterapię i brachyterapię. Źródłami promieniowania są liniowe przyspieszacze elektronów oraz urządzenia z izotopem promieniotwórczym ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir . Skupmy się na promieniowaniu wysoko energetycznym, które jest wytwarzane w przyspieszaczach liniowych zwanych potocznie akceleratorami medycznymi oraz na metodzie HDR (High Dose Rate), stosowanej w brachyterapii.

Niniejsza praca opisuje metody leczenia oraz sprzęt użyty do leczenia chorób nowotworowych.

1. Rodzaje promieniowania

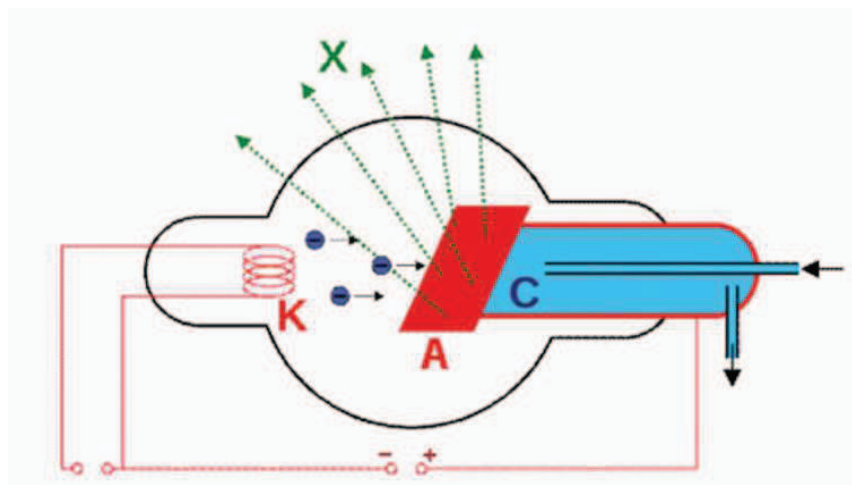
Promieniowanie rentgenowskie X, jest rodzajem promieniowania elektromagnetycznego. Długość fali mieści się w przedziale od 0.1 Å do 100 Å oraz zakresem znajdującym się pomiędzy ultrafioletem i promieniowaniem gamma. Częściowe pokrywanie się zakresów promieniowania rentgenowskiego i promieniowania gamma prowadzi do rozróżnienia promieniowania powstałego podczas hamowania elektronów oraz w wyniku rozpadu promieniotwórczego jąder pierwiastków.

Rozróżniamy dwa zjawiska powstawania promieniowania rentgenowskiego.

Promieniowanie ciągłe powstaje w wyniku nagłego zahamowania elektronów w polu elektrycznym jądra atomowego. Rozpędzone elektrony uderzają w katodę i zderzając się z atomami tracą gwałtownie swoją prędkość, co prowadzi do zmniejszenia energii. Różnica energii zostaje wypromieniowana jako kwant promieniowania X [1]. Powstaje promieniowanie zwane promieniowaniem hamowania (Bremsstrahlung).

W próżniowej szklanej bańce z wtopionymi elektrodami zwanych anodą i katodą, elektrony, które są w sąsiedztwie katody, tworzą wokół niej chmurę. Przyłożone

wysokie napięcie wprawia w ruch elektrony w kierunku anody. Promieniowanie X powstaje w wyniku bombardowania anody przez strumień rozpędzonych elektronów (Rys. 1) [1].



Rys. 1. Schemat budowy lampy rentgenowskiej.

Promieniowanie charakterystyczne powstaje w wyniku przejścia elektronów pomiędzy różnymi poziomami energetycznymi w atomach. Jeżeli w wewnętrznej powłoce atomu zostanie usunięty elektron, to miejsce po nim zapełnia elektron z dalszej powłoki. Przejściu elektronu pomiędzy różnymi stanami energetycznymi towarzyszy wyemitowanie kwantu promieniowania rentgenowskiego o energii $h\nu$ (h – stała Plancka, ν – częstotliwość). Energia jest dyskretna – ma określoną wartość, a więc energie emitowanych fotonów są charakterystyczne dla poszczególnych pierwiastków.

Promieniowanie X wytwarzane w liniowych przyspieszaczach elektronów ma podobny charakter jak promieniowanie X generowane w lampie rentgenowskiej [1]. Energia wytwarzana w przyspieszaczach jest rzędu od kilku do kilkudziesięciu megaelektronowoltów (MeV), natomiast w lampie rentgenowskiej maksymalnie do 300 keV.

2. Kryteria podziału radioterapii

Teleradioterapia polega na napromienianiu zewnętrznymi wiązkami promieniowania jonizującego. Źródło promieniowania jest w pewnej odległości od tkanek. Do tego typu terapii służą dwa bliźniacze przyspieszacze liniowe firmy ELEKTA Synergy generujące promieniowanie fotonowe i elektronowe.

Cele radioterapeutyczne, jakie są stosowane w Zakładzie Radioterapii, to radioterapia radykalna, paliatywna i objawowa.

Radioterapia radykalna ma na celu całkowitą eliminację guza nowotworowego tj. całkowite wyleczenie. Stosuje się frakcjonowanie konwencjonalne oraz hiperfrakcjonowanie. W frakcjonowaniu konwencjonalnym stosuje się dawki frakcyjne 1.8-2.5 Gy dziennie, 5 razy w tygodniu. Natomiast w hiperfrakcjonowaniu stosuje się dawki poniżej 1.8 Gy dwa razy dziennie.

Radioterapia paliatywna ma na celu łagodzenie objawów spowodowanych chorobą nowotworową w przypadku braku możliwości wyleczenia. Stosuje się hipofrakcjonowanie, w którym dawka frakcyjna wynosi powyżej 3 Gy dziennie.

Brachyterapia polega na bezpośrednim napromienianiu tkanki nowotworowej lub jej bardzo bliskich okolic. Ze względu na moc dawki promieniowania stosujemy technikę HDR (High Dose Rate), czyli powyżej 12 Gy/h. Do tego typu terapii służy aparat Nucletron microSelectron V3 ze źródłem irydowym.

2.1. Tomograf komputerowy

Tomograf komputerowy wykorzystuje promieniowanie rentgenowskie. Lampa rentgenowska i detektor poruszają się po okręgu wzdłuż osi pacjenta. Tomograf wykonuje serię naświetlań pod różnym kątem. Dane z detektorów są poddawane obróbce komputerowej, z czego tworzony jest obraz poszczególnych przekrojów.

Tomograf komputerowy Somatom Sensation Open firmy Siemens (Rys. 2) wykonuje przekroje poprzeczne pacjenta według ustalonych programów i parametrów. Parametry ekspozycji są tak dobierane, aby dawka jaką otrzyma pacjent była jak najniższa przy zachowaniu jak najlepszej jakości obrazu tomograficznego.



Rys. 2. Tomograf komputerowy firmy Siemens Somatom Sensation Open. Tomograf posiada lampę/generator Straton o napięciu lampy 80, 100, 120, 140 kV ($\pm 10\%$) oraz zakresem natężenia prądu w zakresie 28-400 mA. Aparat posiada detektor 20 rzędowy, co stanowi 1344×20 kanałów pomiarowych. Aparat umożliwia wykonanie skanów poprzecznych co 1.5 mm. Średnica gantry jest powiększona do wartości wynoszącej 82 cm oraz z możliwością nachylenia 30° . Laser zamontowany w urządzeniu do pozycjonowania pacjenta pracuje z dokładnością 1 mm.

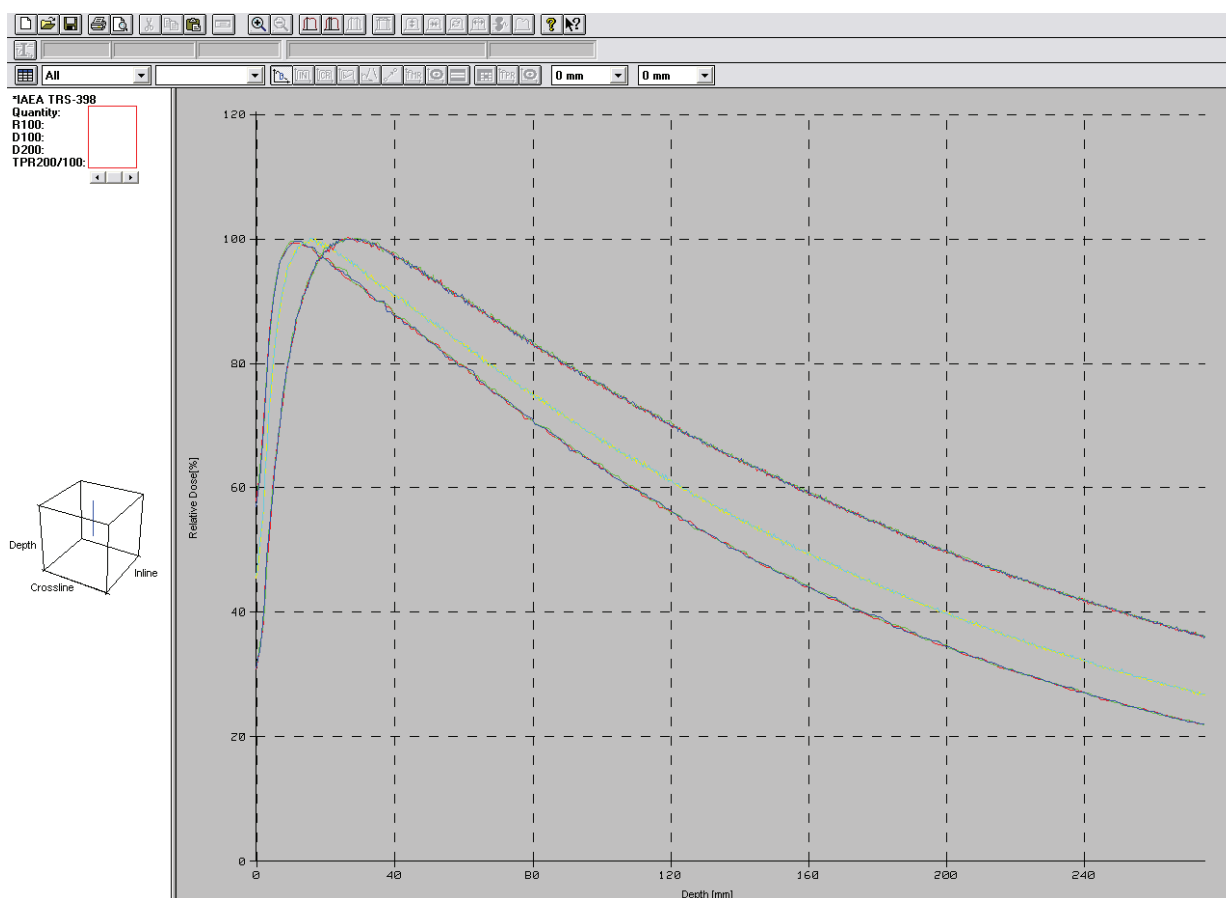
2.2. Komputerowe systemy planowania leczenia

Systemy planowania leczenia (TPS – Treatment Planning System) i bardzo szybkie komputery, umożliwiają obliczanie rozkładu dawki 3D praktycznie w czasie rzeczywistym. Umożliwiają obliczenie dawki w objętości (uwzględniając niejednorodność ośrodka).

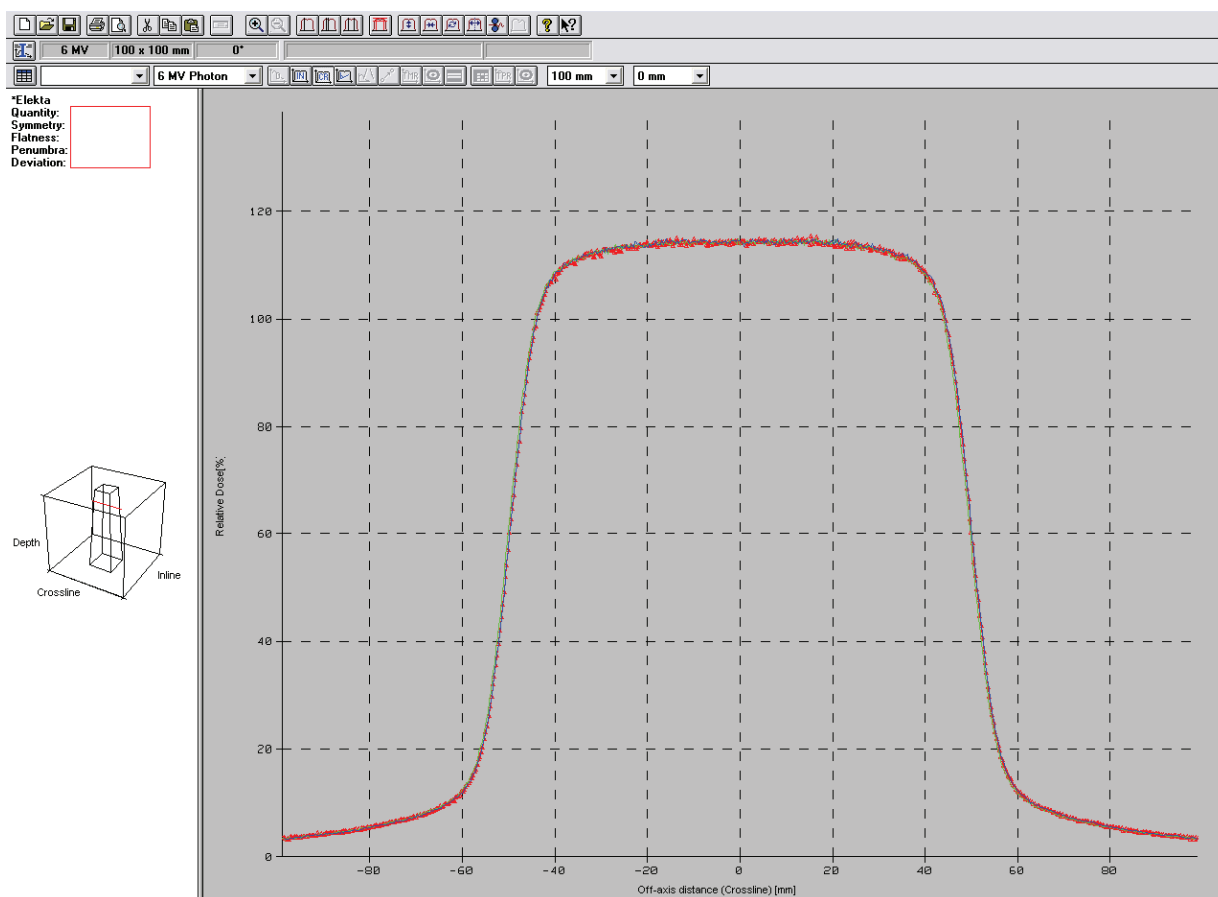
Do poprawnego obliczania rozkładu dawek niezbędne jest wprowadzenie danych pomiarowych stosowanego aparatu terapeutycznego [2]. Aby dopuścić system planowania do stosowania w praktyce klinicznej, niezbędne jest wykonanie pomiarów dozymetrycznych. Podstawowe dane wprowadzane do TPS to: dawka wzdłuż osi wiązki (PDG) (Rys. 3), dawka prostopadła do osi wiązki (profil wiązki) (Rys. 4), współczynniki filtrów klinowych (WF – Wedge Factor), rozproszenia promieniowania fotonowego i elektronowego (PSF – Peak Scatter Factor), określenie położenia źródła wirtualnego [2-4].

Na potrzeby stosowania w praktyce klinicznej technik IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) potrzebne jest wykonanie dodatkowej dozymetrii, wymaganej przez producenta TPS.

Planowanie leczenia w TPS odbywa się na podstawie trójwymiarowej rekonstrukcji przekrojów poprzecznych z tomografu komputerowego. Parametry wykonanego badania przesyłane są w formacie DICOM.



Rys. 3. Przedstawia PDG dla wiązki fotonowej o wymiarach 10×10 cm i energiach 4, 6 i 15 MV.



Rys. 4. Przedstawia profil wiązki dla wymiarów pola 10×10 cm i energii 6 MV.

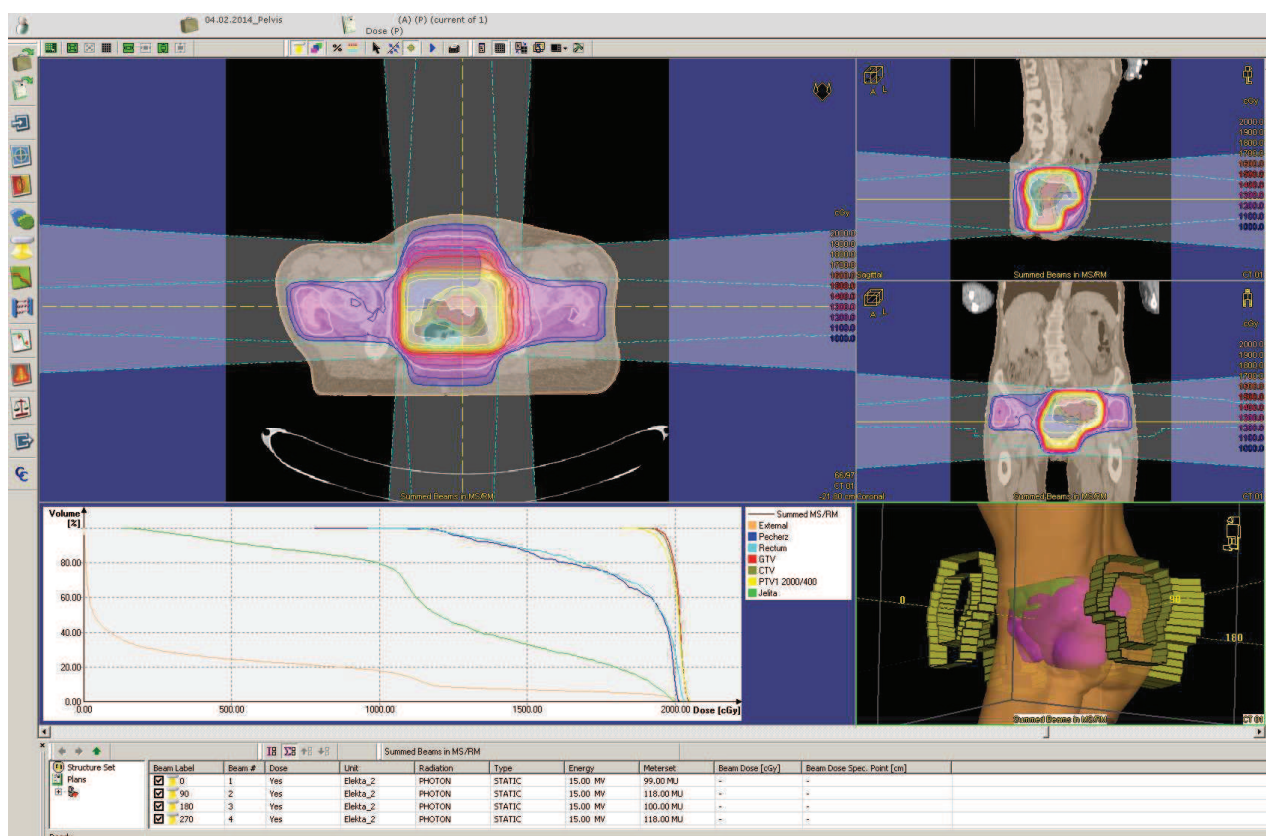
Systemy planowania leczenia w celu określenia rozkładów dawki z zewnętrznych wiązek, korzystają z algorytmów obliczeniowych. Algorytm jest konieczny w celu szybkiego i dokładnego obliczenia rozkładu dawki. W zależności od rodzaju leczenia powinien być wybrany optymalny algorytm obliczeniowy.

Jednym z pierwszych algorytmów pozwalający obliczyć rozkład dawki był model Clarksona. Dawka była obliczana na podstawie rozkładu dawki wzdłuż osi oraz w kierunku prostopadłym do osi wiązki. Ten bardzo prosty sposób obliczania dawki nie uwzględniał wielu czynników, np. ukośnego wejścia wiązki [2].

Innym algorytmem obliczeniowym stosowanych w systemach planowania 3D, był Pencil Beam. W algorytmie tym wiązka dzielona jest na wiele mniejszych wąskich wiązek. Każda z nich jest rozpraszana poprzecznie przy przechodzeniu przez kolejne warstwy tkanek. Dawka w punkcie jest sumą dawek z poszczególnych wiązek. Algorytm ten uwzględnia charakterystykę wiązki padającej, dominujące efekty oddziaływań, kształt pola promieniowania oraz skład ośrodka [6, 8]. Nie uwzględnia natomiast zmian rozproszenia bocznego. Niedoskonałość tego algorytmu sprawia, że w wielu przypadkach klinicznych nie jest w stanie zapewnić precyzyjnych obliczeń rozkładu dawki.

Do celów planowania leczenia używa się Systemów planowania, XiO ver. 4.64 firmy CMS, MasterPlan ver. 4.1 firmy Oncentra oraz ALFARD.

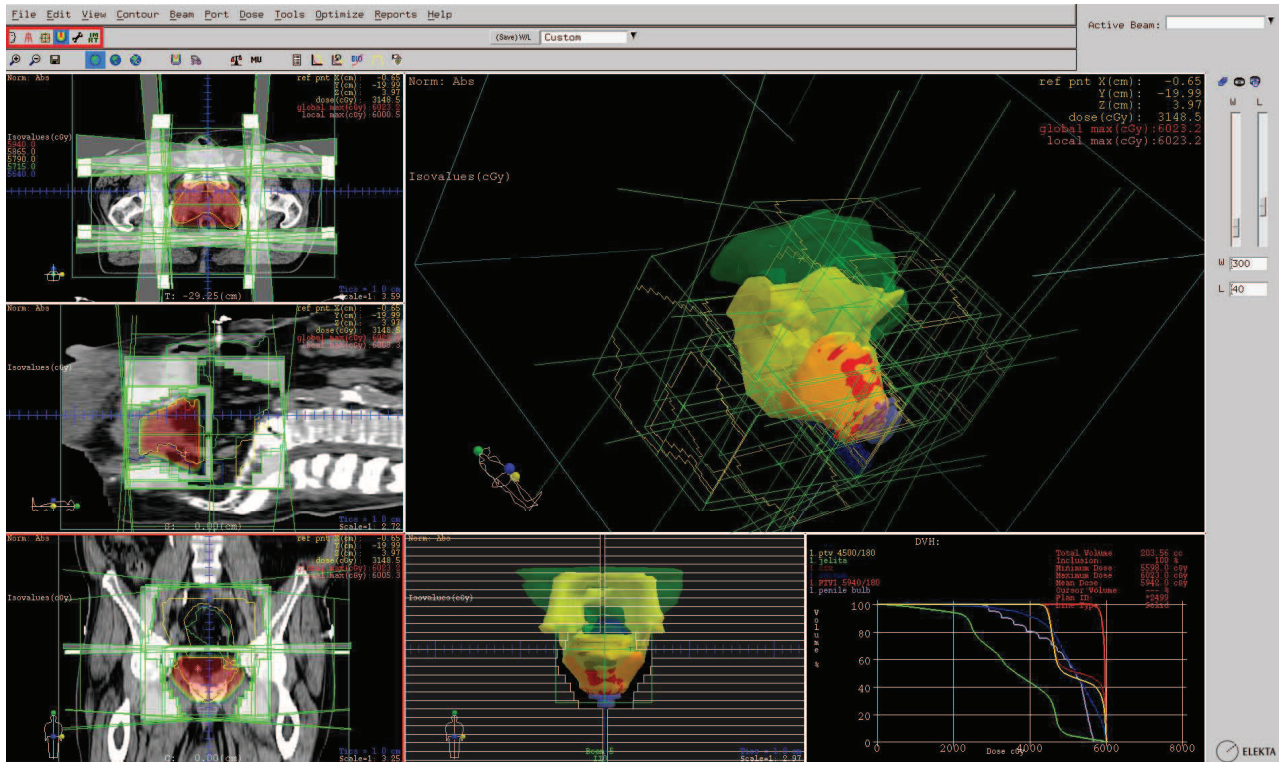
System planowania leczenia MasterPlan, oblicza rozkład dawki przy pomocy dwóch algorytmów matematycznych. Dla wiązek fotonowych są to algorytmy Collapsed Cone, Pencil Beam oraz dla wiązek elektronowych Monte Carlo. Możliwość wykonania nałożenia na siebie dwóch serii obrazów, np. CT (tomografia komputerowa) i MR (rezonans magnetyczny), sprawia iż konturowanie obszarów guza jest dokładniejsze. System posiada również planowania technikami IMRT i VMAT (Rys. 5).



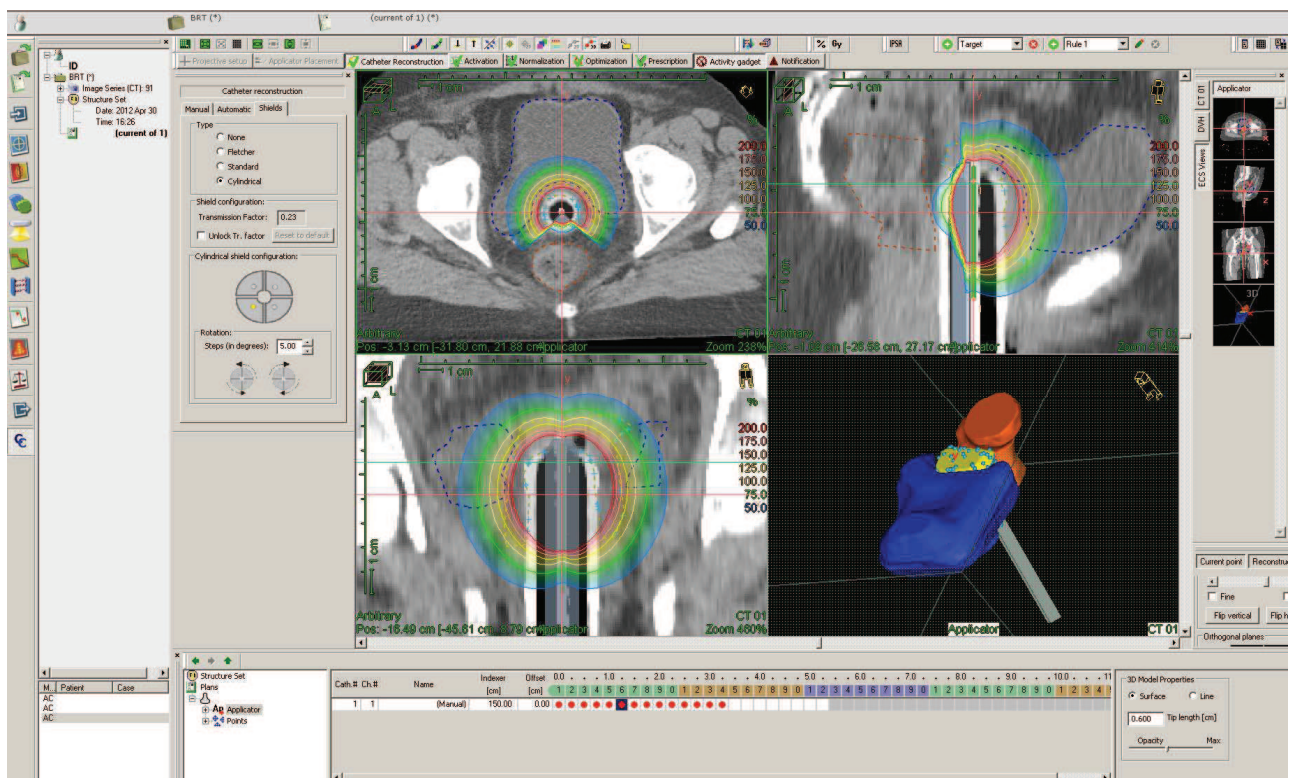
Rys. 5. Okno główne programu Oncentra – MasterPlan. Obszar roboczy do planowania leczenia – moduł analizowania planu.

Systemy planowania leczenia XiO rozróżnia możliwość planowania z użyciem jednego z 4 algorytmów obliczeniowych dla wiązek fotonowych. Są to: Clarkson, FFT Convolution (Fast Fourier Transform), Fast Superposition, Superposition. Najczęściej stosowanym algorytmem obliczeniowym jest FFT Convolution oraz Fast Superposition [5]. Dla wiązek elektronowych stosowany jest algorytm Pencil Beam. System umożliwia także planowanie technik IMRT (Rys. 6).

Każdy z systemów planowania opisany powyżej, posiada możliwość zmiany rozdzielczości wykonanych obliczeń, co przekłada się na dokładność obliczonego rozkładu dawki.



Rys. 6. Okno główne programu CMS-XiO. Obszar roboczy do planowania leczenia – moduł obliczania dawki.

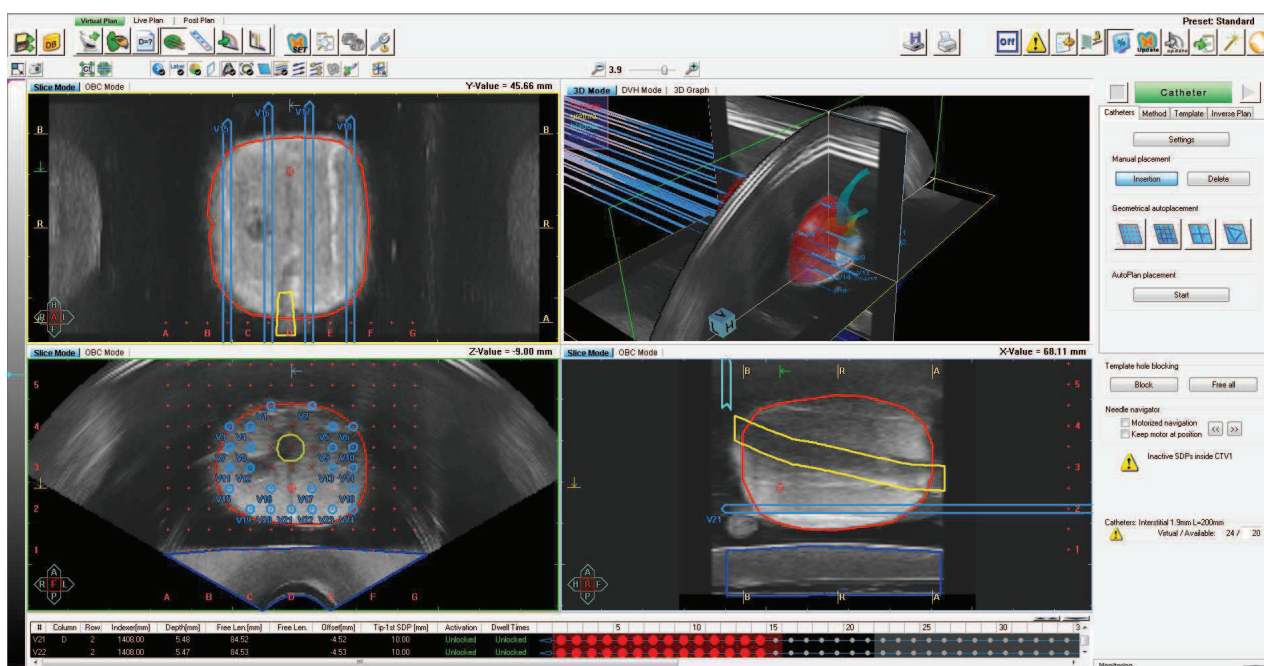


Rys. 7. Okno programu Oncentra – MasterPlan. Moduł do planowania brachyterapii.

W brachyterapii stosujemy dwa systemy planowania leczenia oraz system planowania w czasie rzeczywistym. Pierwsze dwa systemy to MasterPlan ver. 4.1 firmy

Oncentra: moduł do planowania Brachyterapii oraz PLATO. Dla algorytmu, użytego w systemach do obliczania miejsca i postępu źródła, dawka w wybranym punkcie jest sumą dawek od źródeł punktowych. Algorytm ten uwzględnia odległość punktu od źródła promieniowania oraz współczynnik pochłaniania (Rys. 7) [2].

Do planowania konformalnej brachyterapii 3D w czasie rzeczywistym z monitoringiem USG, służy systemem Prostate ver. 4.1 firmy Oncentra. System przeznaczony jest do leczenia prostaty. Obrazowanie implantu za pomocą USG umożliwia aktualizację planu leczenia już po wprowadzeniu kateterów do prostaty. Przed rozpoczęciem zabiegu, system podaje dane anatomiczne i dozymetryczne niezbędne do określenia właściwego ustawienia i parametrów źródła. Oprogramowanie zawiera również szereg narzędzi służących do oceny planu leczenia, pomagających w zaplanowaniu najbardziej optymalnego rozkładu przestrzennego dawki (Rys. 8) [9].



Rys. 8. Okno programu do planowania brachyterapii w czasie rzeczywistym z monitoringiem USG. Fantom do przeprowadzania szkolenia.

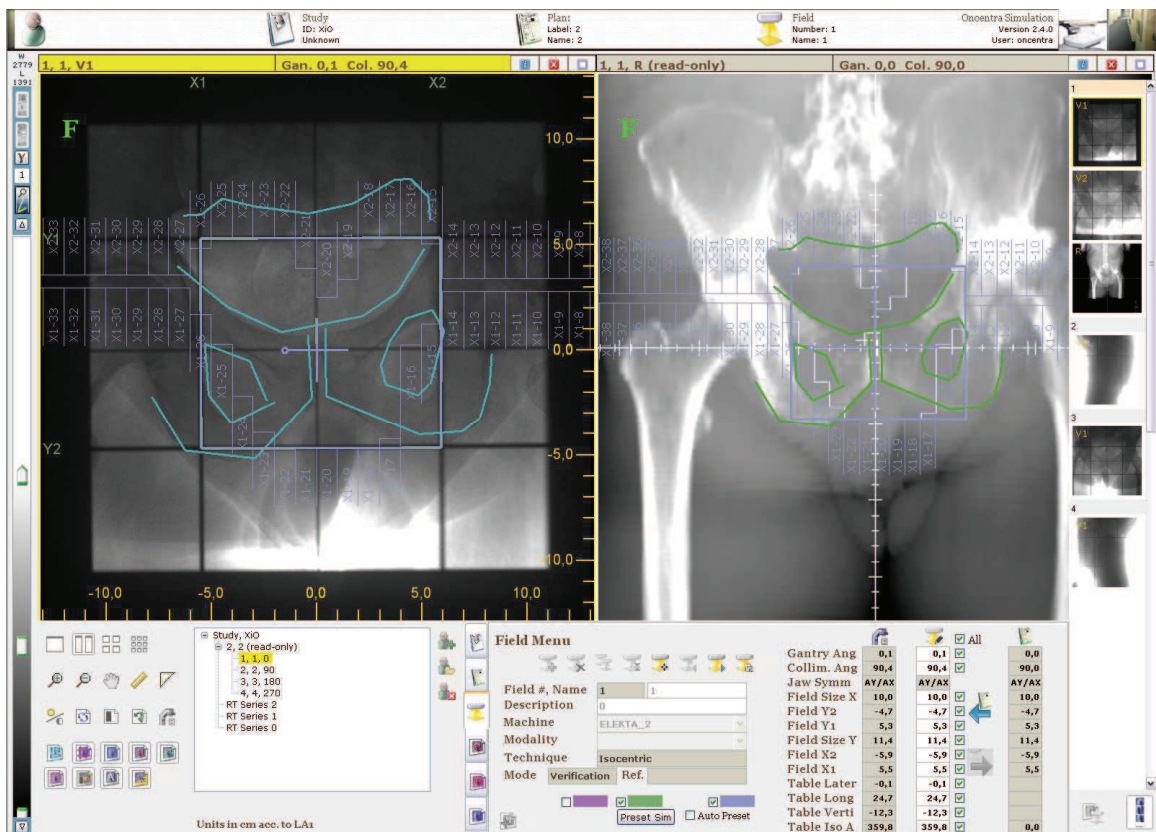
2.3. Symulator terapeutyczny

Symulator terapeutyczny jest urządzeniem generującym wiązkę promieniowania rentgenowskiego. Promieniowanie X wytwarzane jest w taki sam sposób jak w standardowej lampie rentgenowskiej. Urządzenie wyposażone jest w lampę Dunlee DA 1094 o wielkości ogniska 0.4; 0.8 mm oraz generator Epsilon o zakresie pracy 40-150 kV.

Symulator umożliwia dokładną lokalizację zmiany nowotworowej oraz pozwala przeprowadzić, jak sama nazwa wskazuje, symulację pól terapeutycznych, czyli proces przebiegu napromienienia (Rys. 9). Aparat pozwala wykonać skopię, czyli podgląd w czasie rzeczywistym (Rys. 10).



Rys. 9. Symulator terapeutyczny Nucletron SIMULIX HQ.



Rys. 10. Okno programu Oncentra Sim przeznaczone do przeprowadzania symulacji.

3. Dozymetria

Jak już wcześniej wspomniano w pomiarach dozymetrycznych używa się różnego rodzaju urządzeń, zwanych detektorami promieniowania. Służą do pomiaru różnych wielkości dozymetrycznych. Dozymetrię możemy sklasyfikować jako absolutną i względną.

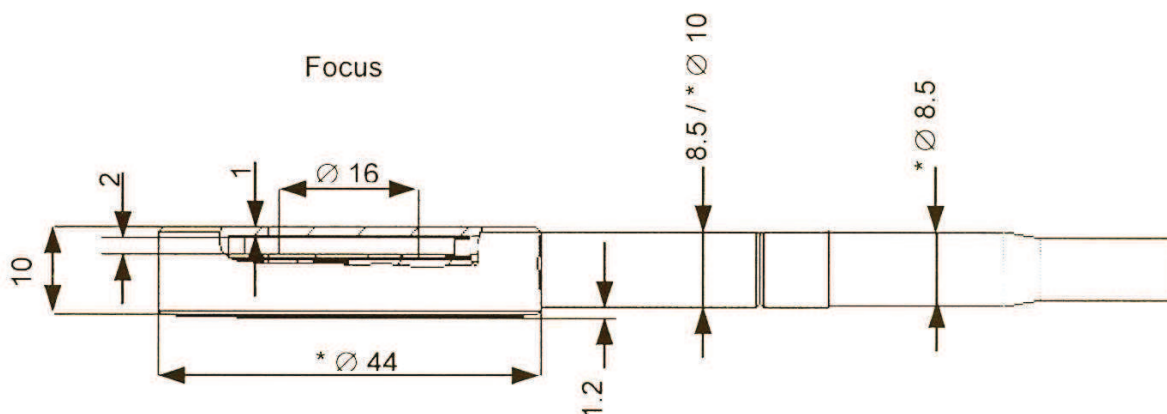
Dozymetria absolutna oznacza pomiar promieniowania bez potrzeby kalibracji (np. w znanym polu promieniowania). Detektorem absolutnym jest np. komora jonizacyjna. Na potrzeby dozymetrii absolutnej oraz konwencjonalnej stosuje się płaskie i cylindryczne komory jonizacyjne (Rys. 11).



Rys. 11. Komory jonizacyjne firmy IBA (Scanditronix Wellhofer): PPC40, FC65-G, PPC05, CC01, CC13.

3.1. Komora jonizacyjna PPC40

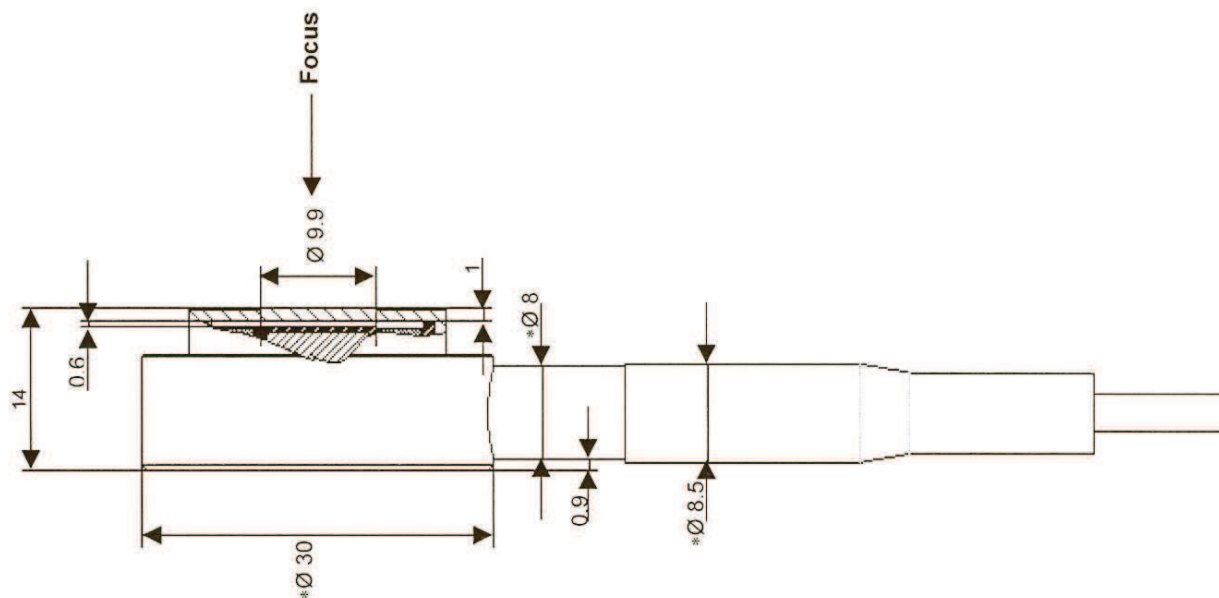
Jest to płaska komora przeznaczona do pomiaru w powietrzu, fantomie stałym lub wodnym. Komora jest całkowicie wodoodporna. Objętość nominalna wynosi 0.04 cm^3 , a napięcie pracy $+300 \text{ V}$. Materiał, z jakiego jest wykonana, to PMMA. Obszar elektrody wykonany jest z grafitu. Dokładne wymiary komory, przedstawia rys. 12 [10].



Rys. 12. Schemat i wymiary komory jonizacyjnej PPC40.

3.2. Komora jonizacyjna PPC05

Przeznaczenie komory jest takie samo jak komory PPC40. Różni się objętością nominalną, która wynosi 0.05 cm^3 oraz materiału, z którego jest wykonana. Obszar zewnętrzny to Shonka C552, natomiast obszar wewnętrzny PEEK grafitowy. Dokładne wymiary komory, przedstawia rys. 13 [11].



Rys. 13. Schemat i wymiary komory jonizacyjnej PPC05.

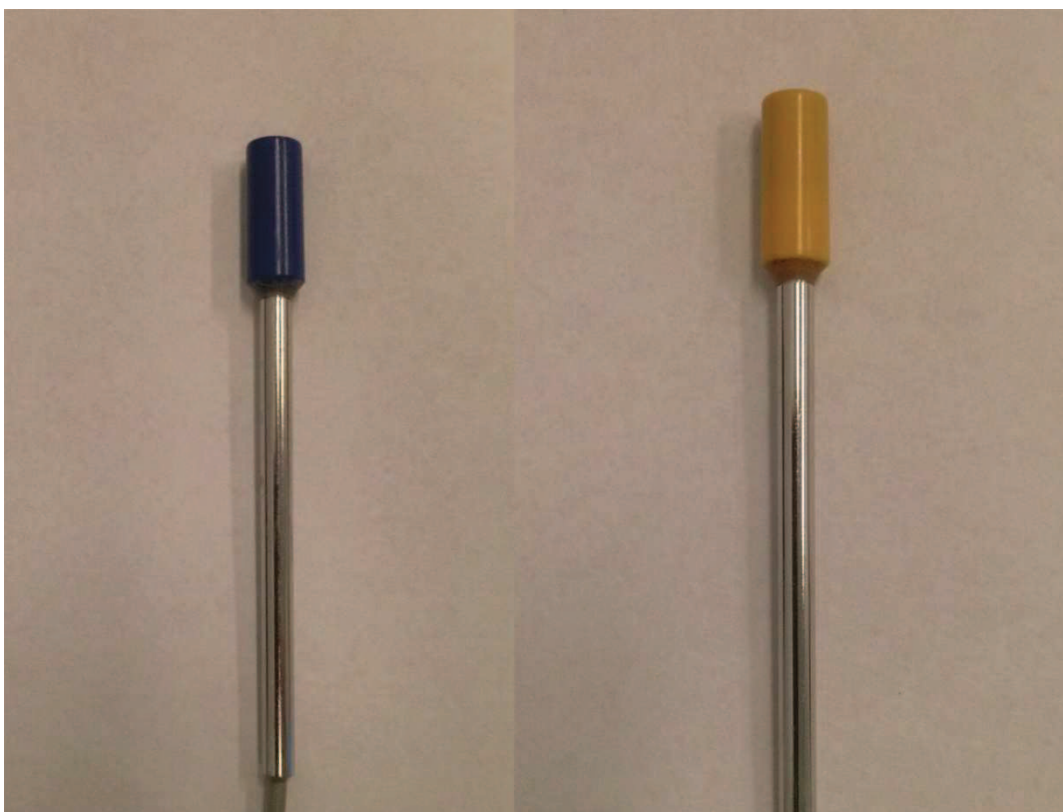
3.3. Komora jonizacyjna FC65-G, CC13, CC01

Są to cylindryczne komory jonizacyjne. Przeznaczenie ich jest takie samo jak komór płaskich. Różnią się objętościami aktywnymi. Detektor CC01 (komora Pin Point) został zaprojektowany głównie do pomiaru małych pól. Objętość aktywna komory jest bardzo mała i wynosi 0.01 cm^3 [12].

3.4. Diody półprzewodnikowe EFD-3G, PFD-3G

Detektory półprzewodnikowe są stosowane w dozymetrii wiązek fotonowych i elektronowych. Oferują bardzo wysoką rozdzielczość przestrzenną wykonywanych pomiarów (Rys. 14).

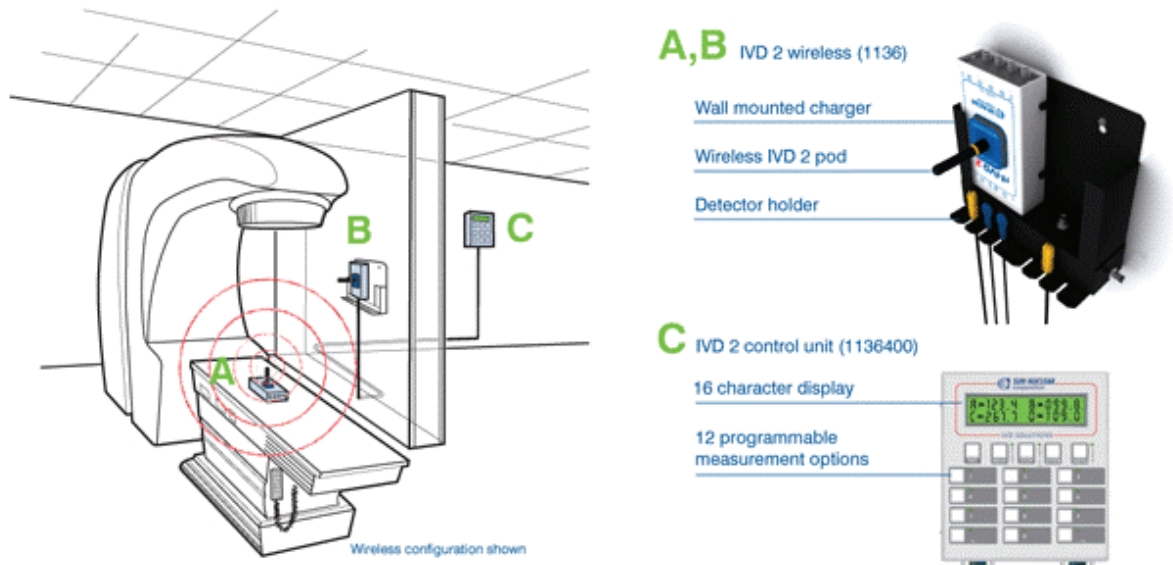
Detektory półprzewodnikowe znajdują zastosowanie również w dozymetrii in vivo. Zaletą stosowania diod przy dozymetrii in vivo jest znakomita dokładność oraz powtarzalność wykonanego pomiaru (bardzo stabilna) (Rys. 15, 16).



Rys. 14. Dioda półprzewodnikowa typu EFD-3G, PFD-3G, służąca do pomiarów wiązek elektronowych i fotonowych.



Rys. 15. Dioda IsoRad wraz z zamontowanym bezprzewodowym zestawem do przeprowadzenia dozymetrii in vivo.



Rys. 16. Schemat funkcjonowania bezprzewodowego systemu dozymetrii in vivo firmy Sun Nuclear.

Aby móc odczytać wartości dozymetryczne, które mierzone są przez detektory dozymetryczne (komory jonizacyjne, detektory półprzewodnikowe, diamentowe) wiązek terapeutycznych, niezbędne jest urządzenie zwane elektrometrem. Detektor podłączany jest za pomocą przewodu sygnałowego do elektrometru, który mierzy dawkę (albo ładunek), moc dawki (albo natężenie prądu). Zmierzone wartości dawki i mocy dawki wyświetla w Gy, Gy/min, ładunku w C, natężenie w A (Rys. 17).



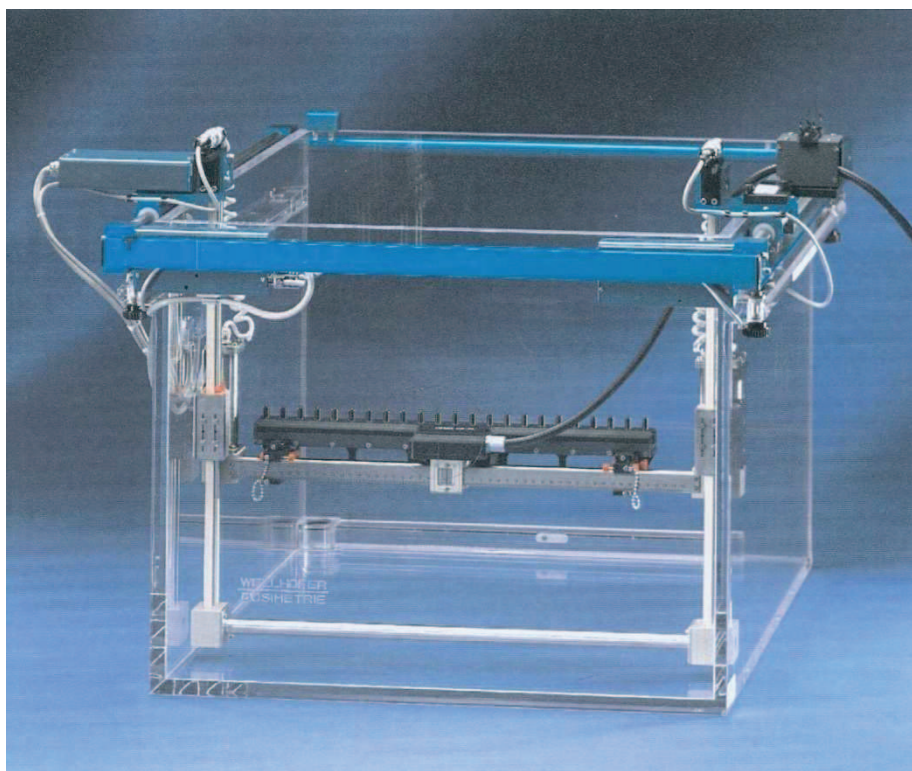
Rys. 17. Elektrometr do pomiaru dawki, DOSE1 firmy Scanditronix Wellhofer oraz UNIDOS firmy PTW.

W dozymetrii promieniowania jonizującego stosuje się fantomy stałe i wodne. Materiał fantomu, w którym rozpraszane jest promieniowanie jonizujące, powinien mieć efektywną liczbę atomową w przybliżeniu równą efektywnej liczbie atomowej interesującej substancji biologicznej oraz gęstości. Fantom stały SP34 składa się z płyt o wymiarach 300 × 300 mm oraz grubościach 1, 2, 5, 10 i 20 mm, wykonanych z białego polistyrenu (RW3), co odpowiada równoważnikowi wody (Rys. 18) [13].



Rys. 18. Fantom stały SP34.

Fantom wodny wykonany jest z przezroczystego akrylu oraz posiada zainstalowany mechanizm do poruszania się detektora. Mechanizm z detektorem porusza się wzdłuż i w poprzek fantomu oraz góra-dół. Podczas pomiarów dozymetrycznych fantom wypełniany jest wodą destylowaną (Rys. 19, 20).



Rys. 19. Duży fantom wodny BluePhantom stosowany w dozymetrii absolutnej.



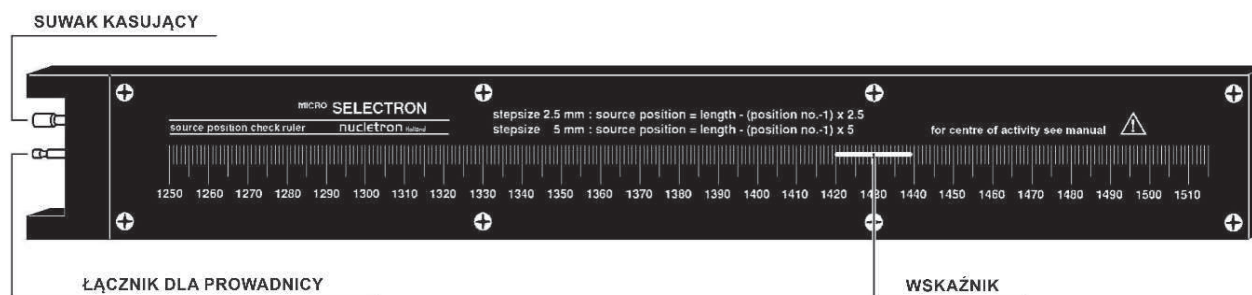
Rys. 20. Mały fantom wodny WP 1D wraz z manipulatorem do sterowania ruchem detektora góra-dół.

W brachyterapii do pomiaru aktywności źródła, stosuje się komorę studzienkową Nucletron SDS, połączoną z elektrometrem kablem sygnałowym. Komora natomiast jest połączona z urządzeniem do zdalnej aplikacji źródła microSelectron HDR za pomocą kabla transferowego (Rys. 21).



Rys. 21. Komora studzienkowa oraz elektrometr firmy Nucletron.

Linijka sprawdzająca pozycję źródła (Rys 22) używana jest do sprawdzenia, czy źródło dochodzi do zaprogramowanej pozycji postoju [14].



Rys. 22. Linijka sprawdzająca pozycję źródła.

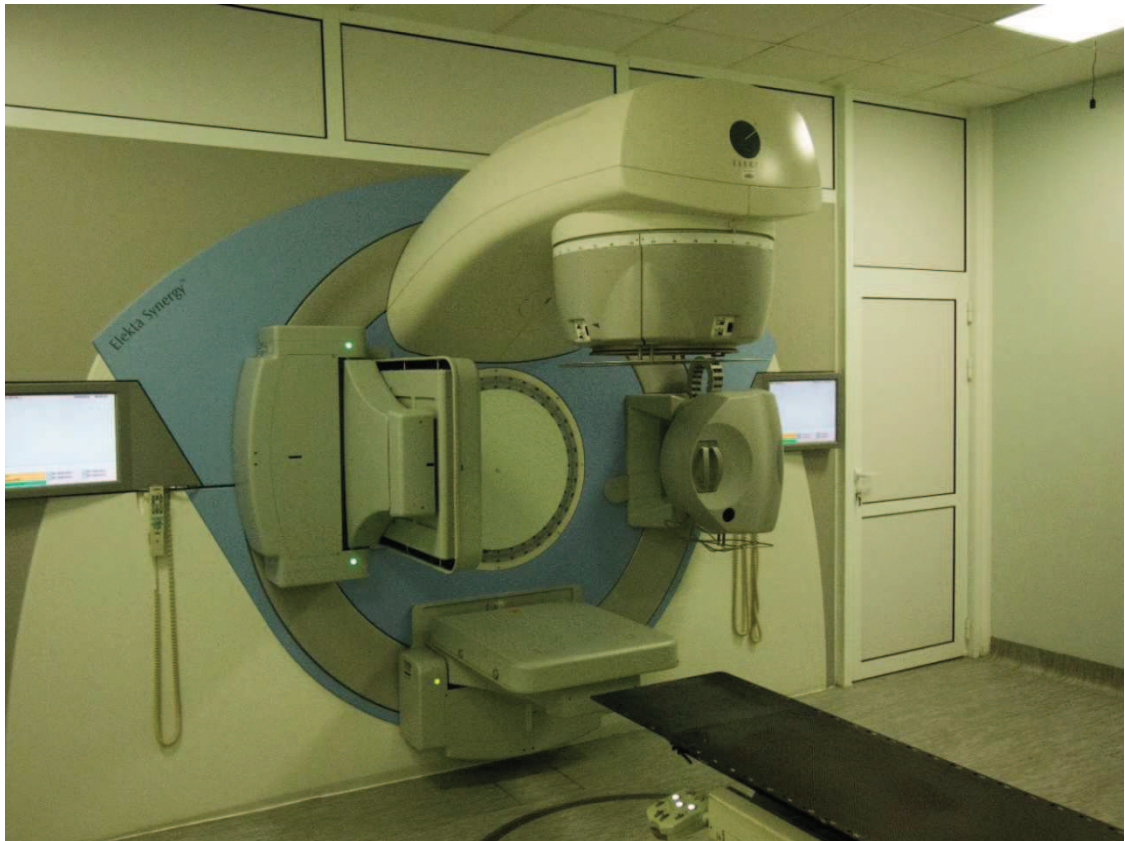
Sprzęt dozymetryczny podlega wzorcowaniu. Wzorcowaniem nazywamy zbiór operacji ustalających, w określonych warunkach, relację między wartościami wielkości mierzonej wskazanymi przez przyrząd pomiarowy lub układ pomiarowy albo wartościami reprezentowanymi przez materiał odniesienia, a odpowiednimi wartościami wielkości realizowanymi przez wzorce jednostki miary (zgodnie z Międzynarodowym Słownikiem Podstawowych i Ogólnych Terminów Metrologii (VIM)). Dokumentami określającymi wymagania stawiane jednostkom wzorcującym są: „Prawo atomowe” z dnia 29 listopada 2000 r. oraz Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 23 grudnia 2002 r. „w sprawie wymagań dotyczących sprzętu dozymetrycznego”. Dokumentem, wydanym przez upoważnioną jednostkę, zawierającym opis procesu wzorcowania oraz wyniki z pomiarów wykonanych podczas wzorcowania, jest świadectwo wzorcowania.

4. Akcelerator liniowy

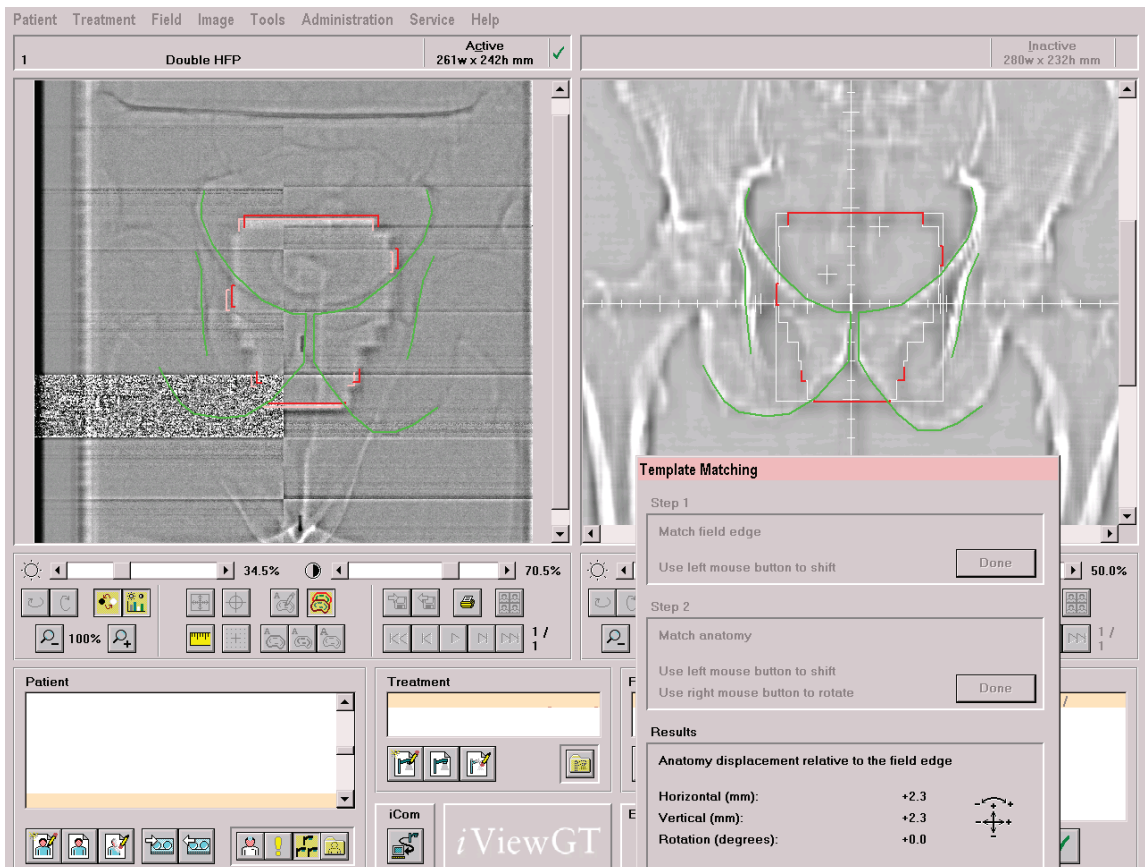
Zakład radioterapii wyposażony jest w dwa bliźniacze przyspieszacze liniowe producenta Elekta generujące wiązki elektronów i fotonów. Są to modele Synergy z możliwością obrazowania 2D (weryfikacja portalowa) oraz 3D (CBCT – tomografia wiązki stożkowej) (Rys. 23).

Obrazowanie 2D odbywa się poprzez wiązkę promieniowania terapeutycznego, czyli mega woltowego (MeV). Panel rozkładany jest każdorazowo przed napromienieniem i chowany po wykonaniu weryfikacji, co przekłada się na żywotność urządzenia (Rys. 24). Po prawej stronie widoczny obraz wygenerowany w systemie planowania i wyeksportowany do systemu iViewGT. Jest on konturowany i porównywany z wykonanym zdjęciem. W każdej chwili można przeprowadzić korekcję ułożenia pacjenta.

W dolnej części aparatu jest zamontowany składany panel przeznaczony do rejestracji obrazu, którego detektory wykonane są z krzemu amorficznego. Rozdzielczość panela to 1024×1024 . Natomiast obrazowanie 3D odbywa się poprzez akwizycję promieniowania X generowanego w zamontowanej bocznej części aparatu, lampie rentgenowskiej.

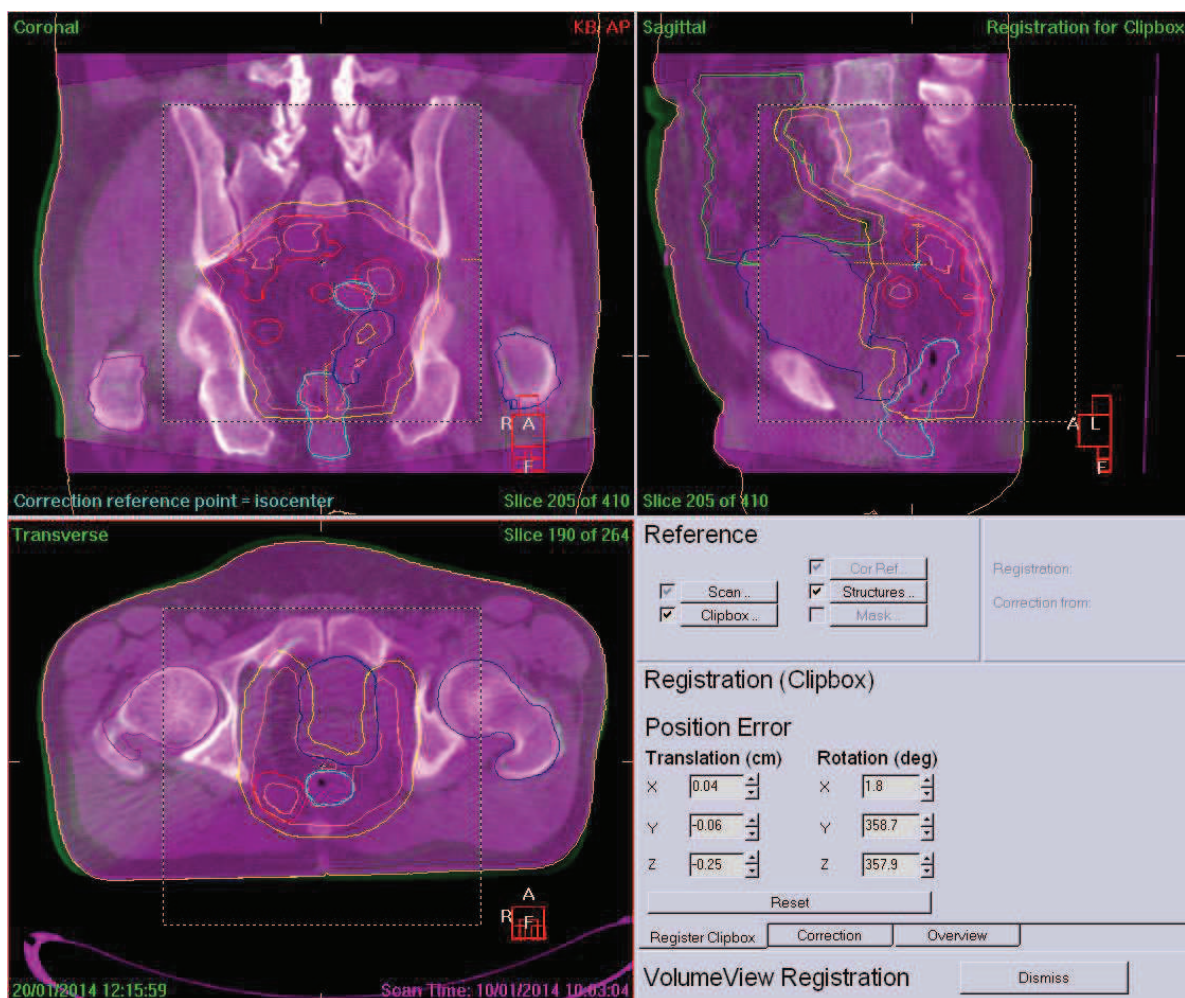


Rys. 23. Akcelerator liniowy firmy Elekta – Synergy.



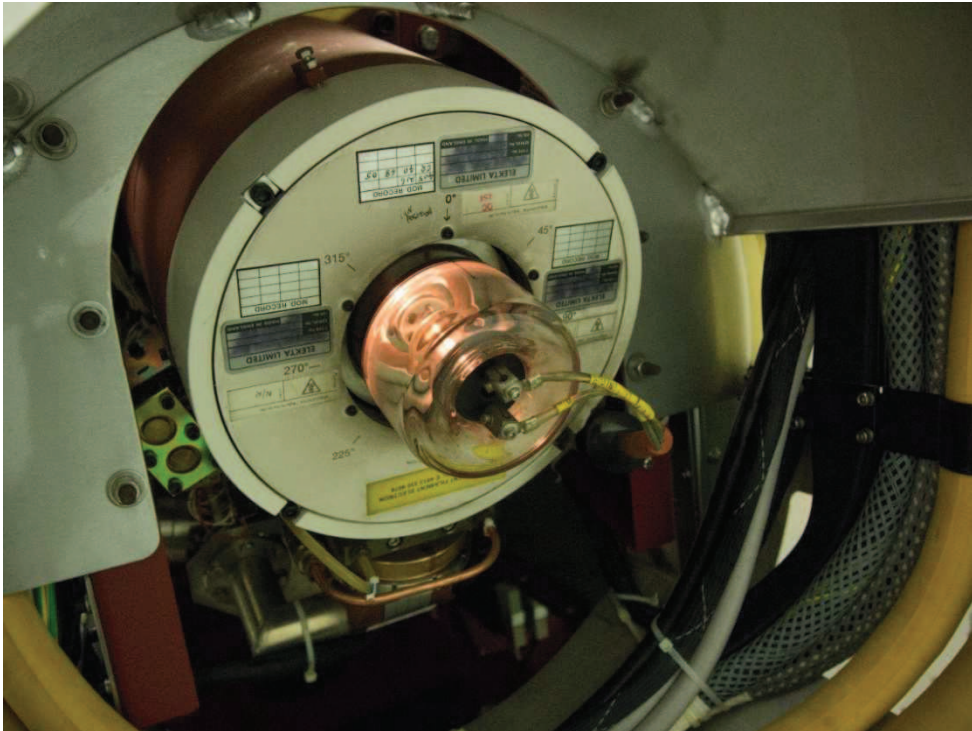
Rys. 24. Okno programu iViewGT do weryfikacji ułożenia pacjenta 2D.

Obraz rejestrowany jest podczas wykonywania obrotu ramieniem aparatu. Do rejestracji obrazu służy drugi panel, zamontowany po przeciwnej stronie lampy rentgenowskiej. Różnica między panelami jest w użyciu różnego rodzaju filtrów do filtrowania promieniowania. Weryfikacja w 3D odbywa się w podobny sposób jak weryfikacja 2D, przy czym warto zaznaczyć, iż jakość wykonanego obrazu przy użyciu CBCT jest dużo lepsza niż przy weryfikacji portalowej (Rys. 25).



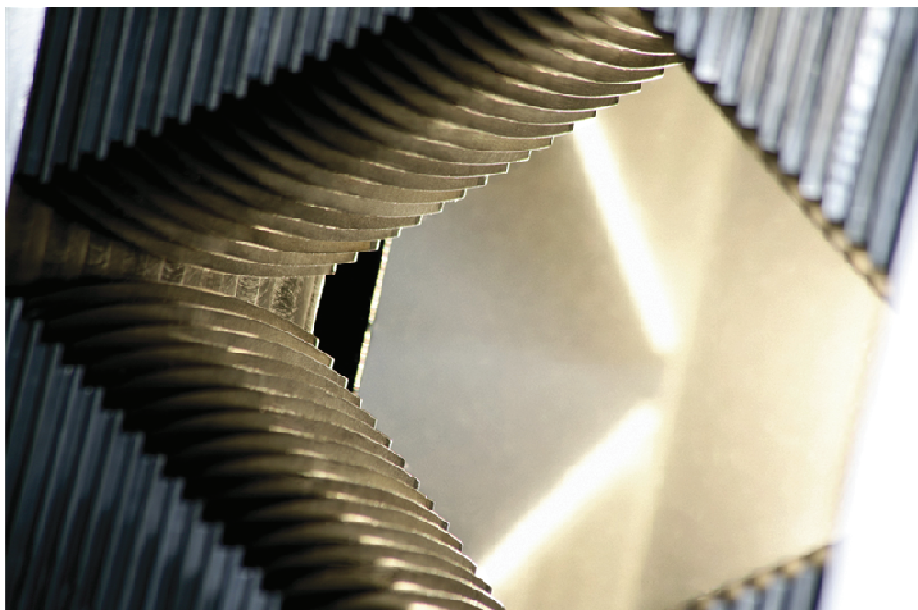
Rys. 25. Okno programu XVI do weryfikacji ułożenia pacjenta 3D.

Aparaty generują wiązkę elektronów o energiach 6, 9, 12, 15 i 18 MeV oraz wiązkę fotonów 4, 6, 15 MV. Iniekcją wiązki jest źródło elektronów zwane działem elektronowym z bezpośrednio żarzoną katodą. Dział składa się z żarzącej katody i uziemionej anody. Emitowane z żarzącej katody elektrony skupiane są w wąską wiązkę i kierowane w stronę anody, przez którą wprowadzane są do układu przyspieszającego (Rys. 26) [6]. Źródłem mocy wysokiej częstotliwości jest magnetron. Wytwarza promieniowanie mikrofalowe na skutek przyspieszania i opóźniania elektronów w próżni. W sekcji przyspieszającej elektrony przyspieszane są do pożądanej energii. Formowanie wiązki następuje w głowicy aparatu. W celu dostarczenia jednorodnej dawki, wiązkę należy przystosować do celów terapeutycznych. Służą do tego filtry wygładzające profil wiązki.



Rys. 26. Źródło elektronów zwane działem elektronowym z bezpośrednio żarzoną katodą.

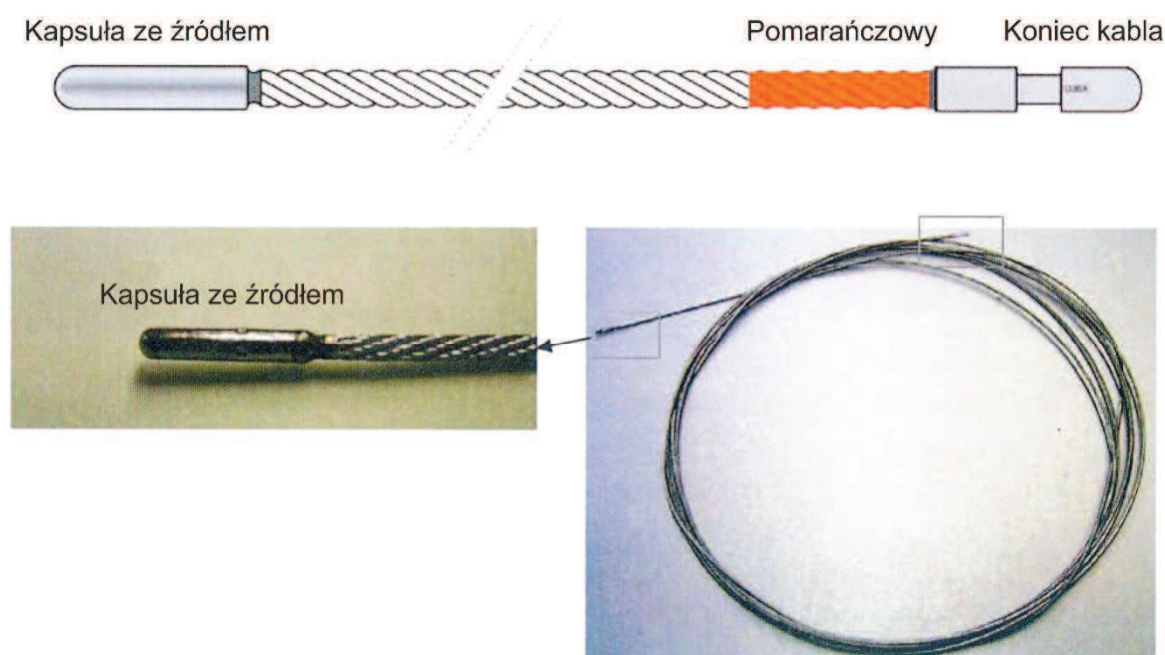
Po przejściu przez filtry wyrównujące oraz wstępny układ kolimujący wiązkę, znajdują się 2 komory jonizujące, które służą do zliczania jednostek monitorowych. Stosuje się kontrolę wiązki poprzez dwa niezależne tory dozymetryczne w celu zwiększenia bezpieczeństwa napromienianych osób. Kolejnym elementem ograniczającym pole promieniowania są pary szczęk górnych i dolnych oraz MLC (Multileaf Collimator). MLC składa się z 2 banków, każdy po 40 listków o szerokości 1 cm, wykonanych z wolframu (Rys. 27). W nowszych akceleratorach liniowych stosuje się MLC 160 listkowe, w których szerokość listka wynosi 0.5 cm.



Rys. 27. Kolimator (Multileaf Collimator) 80 listkowy stosowany w akceleratorach firmy Elekta.

HDR

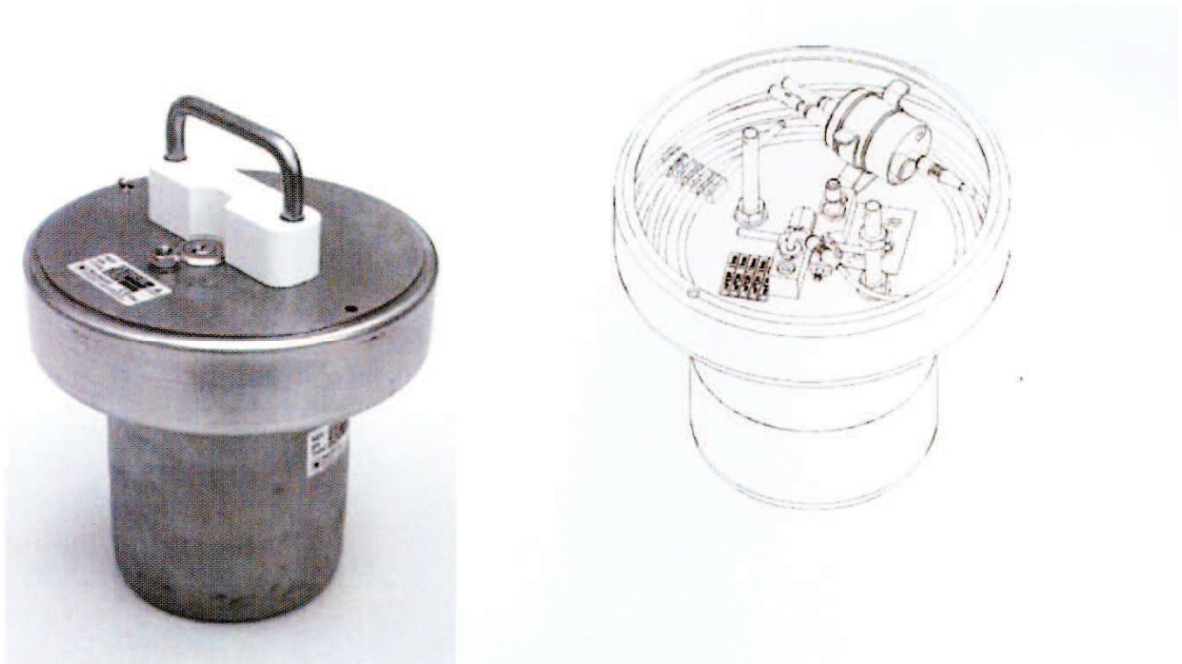
W pracowni brachyterapii do naświetlania używa się urządzenia microSelectron V3. Jest to urządzenie typu HDR generujący moc dawki powyżej 12 Gy/h. W aparacie zainstalowane jest źródło ^{192}Ir o aktywności początkowej ok. 370 GBq. Okres połowicznego rozpadu wynosi 73.8 dni oraz średnia energia promieniowania gamma wynosi 0.397 MeV. Źródło porusza się w trybie krocącym co 2.5, 5.0 i 10.0 mm, a maksymalny wysuw źródła wynosi 1500 mm [15]. Izotop promieniotwórczy zamknięty jest w cienkiej metalowej kapsule, dzięki temu absorbuje niepożądane promieniowanie beta (Rys. 28).



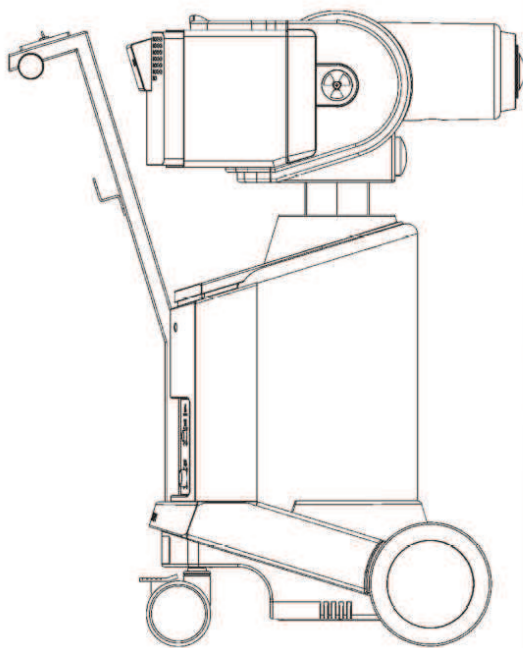
Rys. 28. Kabel ze źródłem do aparatu microSelectron HDR V3.

Średnica oraz długość źródła wynosi 0.9 mm /4.5 mm [16]. Źródło wymieniane jest 3-4 razy do roku. Źródło znajduje się w specjalnie do tego przygotowanym kontenerze, a wymianą zajmuje się wyspecjalizowany serwis (Rys. 29). Aparat posiada 30 kanałów i sterowany jest ze sterowni, przy pomocy stacji kontroli leczenia TCS. Jest to komputer z odpowiednim oprogramowaniem oraz przystawką (panelem kontrolnym) do sterowania (Rys. 30).

W przypadku wystąpienia błędu w urządzeniu terapeutycznym, panel kontrolny urządzenia uruchamia system bezpieczeństwa. Źródło znajdujące się w aparacie, chowane jest do znajdującego się w nim sejfie wolframowym. Źródło i kabel kontrolny wprowadzane są do kanałów urządzenia terapeutycznego za pomocą mechanizmu wyboru, nazywanym indekserem. Przed rozpoczęciem leczenia przewodnice muszą być podłączone do indeksera oraz aplikatorów, które są wprowadzone do ciała pacjenta.



Rys. 29. Kontener na źródło ^{192}Ir oraz schemat otwartego kontenera.



Rys. 30. Aparat do brachyterapii microSelectron V3 firmy Nucletron ze źródłem ^{192}Ir .

Niektóre aplikatory, na przykład aplikatory oskrzelowe, wymagają tylko łącznika zamiast przewodów do podłączenia z indekserem [14]. Dla bezpieczeństwa terapii, przed wyprowadzeniem źródła z sejfów do poszczególnych kanałów, aparat wysuwa tzw. źródło kontrolne, które nie emituje promieniowania. Źródło kontrolne wysuwane jest w celu sprawdzenia drożności kanałów i aplikatorów.

Wszystkie aparaty podlegają kwartalnym przeglądom, podczas których przeprowadzana jest regulacja parametrów wiązki bądź wymiana źródła. Wszystkie spraw-

dzane parametry, wykonywane są zgodnie z obowiązującym Rozporządzeniem Ministra Zdrowia oraz z zaleceniami producenta urządzenia.

Literatura

- [1] Włodzimierz Łobodziec, *Dozymetria promieniowania jonizującego w radioterapii*, Uniwersytet Śląski, Katowice 1999.
- [2] Krzysztof Ślosarek, *Podstawy planowania leczenia w radioterapii*, na podstawie: Skryptu kursu „Praktyczne aspekty współczesnej radioterapii”, Polskie Towarzystwo Onkologiczne Oddział Śląski, Gliwice 2007.
- [3] XiO Data Specification DOC: LSSXIO0002/11.0/8/5/2009 - *XiO Physics Services, Beam data collection list*, Elekta CMS Software, 2009.
- [4] Oncentra® External Beam ver. 4.1, Oncentra® Brachy ver. 4.1 ref 170.730 – *Radiation commissioning and quality assurance*, Nucletron, Netherlands 2011.
- [5] Akpochafor M. O., Aweda M. A., Durosinmi-Etti F.A., Adeneye S.O. – *Hybrid Algorithm for Dose Calculation in Cms Xio Treatment Planning System*. IOSR Journal of Applied Physics (IOSR-JAP) e-ISSN: 2278-4861, Volume 5, Issue 1 (Nov.- Dec. 2013), PP 59-75, Department of Radiation Biology, Radiotherapy, Radiodiagnosis and Radiography, College of Medicine Lagos University Teaching Hospital, PMB 12003, Lagos, Nigeria.
- [6] Janusz Harasimowicz, *Wyznaczanie widma energetycznego wiązki elektronowej akceleratora medycznego przy wykorzystaniu metody Monte Carlo*. Praca magisterska na kierunku Fizyka w zakresie Fizyki Biomedycznej, Uniwersytet Warszawski – Wydział Fizyki, Warszawa 2006.
- [7] Oncentra® External Beam ver. 4.1, Oncentra® Brachy ver. 4.1 ref 170.730 – *User Manual*, Nucletron, Netherlands 2011.
- [8] Oncentra® External Beam ver. 4.1, Oncentra® Brachy ver. 4.1 ref 170.730 – *Physics and Algorithms*, Nucletron, Netherlands 2011.
- [9] Oncentra® Prostate ver. 4.1, Oncentra® Seeds ref 132.001 – *User Manual*, Nucletron, Netherlands 2011.
- [10] Scanditronix Wellhofer – *PPC40 User's Guide*, IBA 02/2002.
- [11] Scanditronix Wellhofer – *PPC05 User's Guide*, IBA 02/2002.
- [12] Inżynier Medyczny Fizyk - *Dozymetria małych pól fotonowych*, INDYGO Zahir Media, Wrocław vol.1 3/2012.
- [13] Scanditronix Wellhofer – *SP34 QA Phantom - User's Guide*, IBA, 2003
- [14] Nucletron ref 190.050PL-03 – *Instrukcja obsługi microSelectron V3*, Nucletron, Netherlands 2006.
- [15] Roman Makarewicz, *Brachyterapia HDR*, Via Medica, Gdańsk 2004.
- [16] Nucletron ref 090.387ENG-08 – *microSelectron HDR and microSelectron PDR*, Nucletron, Netherlands.