

Cele, zadania i metody radioterapii

na przykładzie Centrum Onkologii – Instytutu Marii Skłodowskiej Curie

w Warszawie przy ul. Wawelskiej 15

Anna Buszko

Spis treści

1	Cele, zadania i metody radioterapii	2
2	Teleterapia – napromienianie z wykorzystaniem wiązek zewnętrznych.....	2
2.1	Ogólne zasady doboru dawek	3
2.2	Terapia frakcjonowana i dawki tolerancji.....	4
2.3	Techniki napromieniania	7
2.3.1	Technika izocentryczna	7
2.3.2	Technika SSD.....	7
2.4	Charakterystyka wiązek fotonowych.....	8
2.4.1	PDG – procentowa dawka głęboka	8
2.4.2	Profile	9
2.4.3	Izodozy	10
2.4.4	Modyfikatory wiązki	10
2.5	Elektrony.....	11
2.5.1	PDG dla różnych energii.....	11
3	Aparatura procesu teleterapii i oprogramowanie	12
3.1	Symulator	12
3.2	Tomografia komputerowa.....	13
3.3	Aparaty terapeutyczne - akceleratory liniowe.....	14
3.3.1	Pomiary	15
3.4	Zaplecze komputerowe – oprogramowanie	15
4	Etapy procesu radioterapii	16
4.1	Przygotowanie pacjenta i obrazowanie	16
4.2	Wybór obszaru napromieniania	17
4.3	Planowanie leczenia	18
4.4	Napromienianie	24
4.5	Weryfikacja	24
5	Literatura.....	27
1.		



KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



PROGRAM ROZWOJOWY
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ

UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY



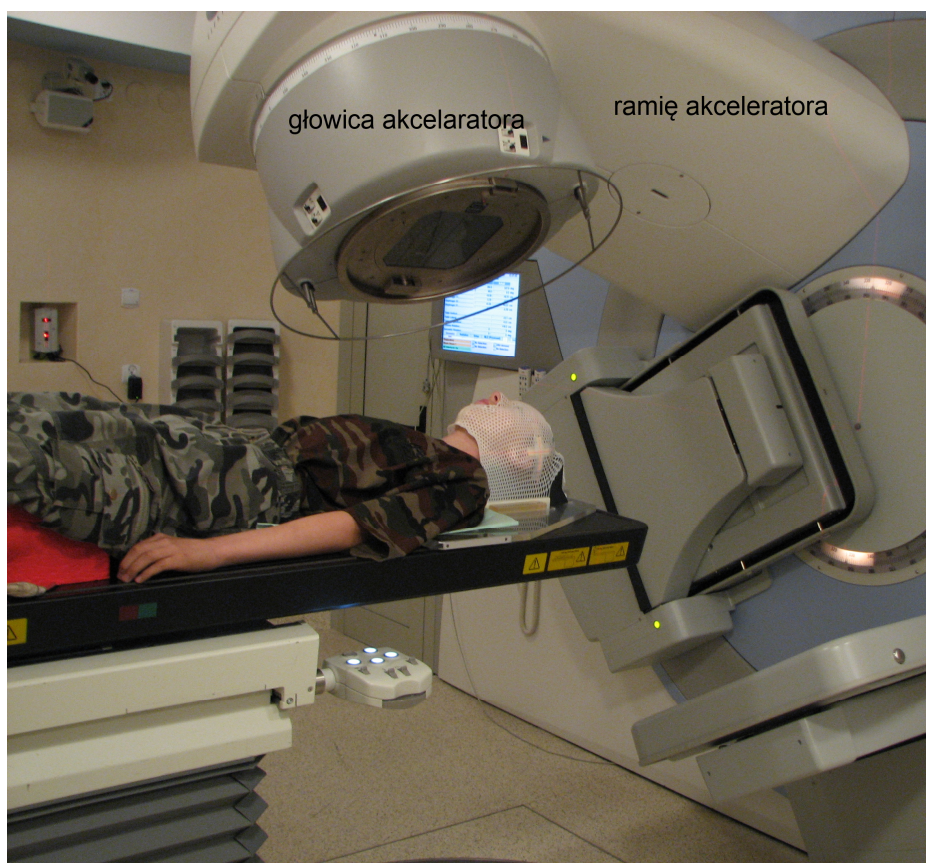
Projekt współfinansowany przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego

1. Cele, zadania i metody radioterapii

Celem radioterapii jest zniszczenie komórek nowotworowych przy jednoczesnym oszczędzeniu tkanek zdrowych oraz uniknięcie ciężkich powikłań. Aby ten cel osiągnąć stosuje się różne metody napromieniania zmienionych nowotworowo tkanek. Można napromieniać nowotwór wiązkami zewnętrznymi czy zajmuje się **teleterapia**, można wprowadzać źródło promieniowania do wnętrza ciała pacjenta i napromieniać tkanki „od wewnątrz” co jest zadaniem **brachyterapii**. Metodami alternatywnymi leczenia nowotworów są **chemioterapia** oraz **chirurgia**. O zastosowaniu danej techniki leczenia czy też łączeniu terapii decyduje lekarz. W zależności od stanu zdrowia pacjenta, rodzaju nowotworu, stopniu zaawansowania choroby oraz umiejscowienia nowotworu podejmowana jest decyzja o leczeniu.

1 Teleterapia – napromienianie z wykorzystaniem wiązek zewnętrznych

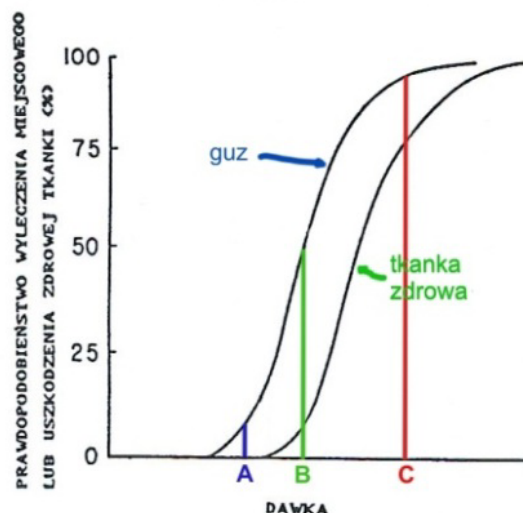
Teleterapia, to napromienianie określonego obszaru tkanek zmienionych nowotworowo z różnych kątów ramienia akceleratora liniowego za pomocą wiązki fotonów lub elektronów (wiązka fotonów to promieniowanie wytwarzane w akceleratorze przy ustawieniu odpowiedniego kąta ramienia). W teleterapii wykorzystywane są wiązki fotonów i elektronów o różnych energiach. Najczęściej są to fotony o energiach: 4MeV, 6MeV, 9MeV, 15MeV, 22MeV oraz elektrony o energiach: 6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV, 18MeV, 21MeV, 22MeV (różnorodność energii zależy od modelu akceleratora i producenta). Staramy się tak skierować zewnętrzne wiązki promieniowania jonizującego o dobranej energii aby uzyskać zaleconą dawkę w obszarze nowotworu jednocześnie ograniczając do minimum dawki w tkankach zdrowych. W zależności od rodzaju zalecanej terapii wykorzystujemy od jednej do kilkunastu wiązek.



Rys. CO 1. Akcelerator liniowy Elekta Synergy

1.1 Ogólne zasady doboru dawek

Aby zniszczyć tkanki nowotworowe należy naświetlić je odpowiednią dawką promieniowania. Na Rys. CO 1. przedstawiono krzywe obrazujące prawdopodobieństwo wyleczenia miejscowego oraz prawdopodobieństwo uszkodzenia tkanki zdrowej. Szukamy dawki, która zapewni maksymalnie duże prawdopodobieństwo wyleczenia miejscowego przy minimalnym uszkodzeniu tkanki zdrowej.



Rys. CO 2. Prawdopodobieństwo wyleczenia miejscowego lub uszkodzenia zdrowej tkanki [CO 2].
punkt A - dawka, która nie uszkadza tkanek zdrowych ale daje małe prawdopodobieństwo wyleczenia
punkt B - dawka o małym prawdopodobieństwie uszkodzenia tkanek zdrowych i ~ 50% prawdopodobieństwie wyleczenia guza
punkt C - dawka o bardzo dużym prawdopodobieństwie wyleczenia guza oraz dużym prawdopodobieństwie uszkodzenia tkanek zdrowych

Podstawowym pojęciem wykorzystywanym w radioterapii do określenia ilości dostarczonej do tkanek energii jest dawka.

Dawka to ilość energii, E , zaabsorbowana w jednostce masy, m . Jednostką dawki jest 1 Gray [1Gy = 1J/1 kg]

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}, \quad [1\text{Gy} = \frac{1\text{J}}{1\text{kg}}]$$

gdzie: ΔE – ilość zaabsorbowanej energii,
 Δm – masa ośrodka.

W radioterapii często wyrażamy dawkę w cGy (1Gy = 100cGy). Detektorem służącym do pomiaru dawki jest komora jonizacyjna.

W przypadku określenia dawki promieniowania nie jonizującego bezpośrednio jak X czy γ , które przekazuje energię środowisku pośrednio, wprowadza się pojęcie **kermu**.

$$K = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

gdzie: ΔE – suma początkowych energii kinetycznych wytworzonych cz. naładowanych
 Δm – element masy ośrodka.

Kerma (kinetic energy released in matter) jest to suma początkowych energii kinetycznych wszystkich cząstek naładowanych, uwolnionych przez cząstki pośrednio jonizujące (fotony, neutrony promieniowanie X lub γ) w małym elemencie masy materiału.

1.2 Terapia frakcjonowana i dawki tolerancji

Ustaloną dawkę o zadowalającym prawdopodobieństwie zniszczenia nowotworu i akceptowalnym uszkodzeniu tkanek zdrowych można podać na wiele sposobów. W zależności od rodzaju terapii dawkę można podać jednorazowo lub w dawkach częściowych – frakcjach. Wyróżniamy kilka schematów frakcjonowania: konwencjonalny – gdy napromienianie odbywa się raz dziennie dawką frakcyjną 1,8-2,5 Gy, 5 razy w tygodniu, hypofrakcjonowanie – napromienianie wysokimi dawkami frakcyjnymi, hiperfrakcjonowanie – napromienianie dawką mniejszą niż 2 Gy dwa - trzy razy dziennie. Wyboru sposobu frakcjonowania dokonuje lekarz, zgodnie ze schematem leczenia danego rodzaju nowotworu.

Progiem akceptowalności uszkodzenia tkanek zdrowych czy narządów krytycznych jest dawka tolerancji, czyli dawka powodująca do 5% uszkodzeń tkanek zdrowych w czasie 5 lat od napromieniania. Jedynie dla rdzenia kręgowego poziom uszkodzeń nie powinien przekraczać 1%. W tabeli Rys. CO 3. przedstawiono dawki dla różnych narządów przy uszkodzeniu 1/3, 2/3 i całej objętości danego narządu.

Dawki tolerancji przy napromienianiu terapeutycznym dla prawidłowych ludzkich tkanek

Organ	Dawka tolerancji 5/5 (5% powikłań / 5 lat)			Dawka tolerancji 50/5 (50% powikłań / 5 lat)			Rodzaj powikłania
	1/3	2/3	3/3	1/3	2/3	3/3	
Nerka I (Kidney)	5000	3000*	2300	—	4000*	2800	Zapalenie nerek (Clinical nephritis)
Pęcherz (Bladder)	N/A	8000	6500	N/A	8500	8000	Objawowe zmniejszenie objętości pęcherza m. (Symptomatic bladder contracture and volume loss)
Główki kości udowej (Femoral Head I and II)	—	—	5200	—	—	6500	Martwica (Necrosis)
Staw żuchwowy (T-M joint mandible)	6500	6000	6000	7700	7200	7200	Znaczące ograniczenie ruchomości (Marked limitation of joint function)
Żebra (Rib cage)	5000	—	—	6500	—	—	Patologiczne złamanie (Pathologic fracture)
Skóra (Skin)	10 cm ² /—	30 cm ² /—	100cm ² /5000	10 cm ² /—	30 cm ² /—	100cm ² /6500	Teleangiektazja (Telangiectasia)
	7000	6000	5500	—	—	7000	Martwica Owrzodzenie (Necrosis, Ulceration)
Mózg (Brain)	6000	5000	4500	7500	6500	6000	Martwica Zawał (Necrosis Infarction)
Pień mózgowy (Brain stem)	6000	5300	5000	—	—	6500	Martwica Zawał (Necrosis Infarction)
Nerw wzrokowy (Optic nerve I and II)	(No partial volume)		5000	—	—	6500	Ślepotą (Blindness)
Skrzyżowanie nn wzr. (Chiasma)	(No partial volume)		5000	(No partial volume)		6500	Ślepotą (Blindness)
Rdzeń kręgowy (Spinal cord)	5 cm/ 5000	10 cm/ 5000	20 cm/ 4700	5 cm/ 7000	10 cm/ 7000	20 cm/—	Zapalenie rdzenia martwica (Myelitis necrosis)
Ogon koński (Cauda equina)	(No volume effect)		6000	(No volume effect)		7500	Klinicznie jawne uszkodzenie nerwów (Clinically apparent nerve damage)
Splot ramienny (Brachial plexus)	6200	6100	6000	7700	7600	7500	Klinicznie jawne uszkodzenie nerwów (Clinically apparent nerve damage)

Siatkówka (Eye retina I and II)	(No partial volume)		4500	—	—	6500	Ślepota (Blindness)
Ucho środkowe/zewn. (Ear mid/external)	3000	3000	3000*	4000	4000	4000*	Ostre wysiękowe zapalenie ucha (Acute serous otitis)
	5500	5500	5500*	6500	6500	6500*	Suchość (Chronic serous otitis)
Ślinianka Przyuszna (Parotid I and II)	—	3200*	3200*	—	4600*	4600*	Suchość (Xerostomia)
Krtąń (Larynx)	7900	7000*	7000*	9000	8000*	8000*	Martwica chrząstki (Cartilage necrosis)
	—	4500	4500*	—	—	8000*	Obrzęk krtani (Laryngeal edema)
Płuco (Lung)	4500	3000	1750	6500	4000	2450	Zapalenie płuc (Pneumonitis)
Serce (Heart)	6000	4500	4000	7000	5500	5000	Wysiękowe zapalenie osierdza (Pericarditis)
Przełyk (Esophagus)	6000	5800	5500	7200	7000	6800	Zwężenie/ perforacja (Clinical stricture/ perforation)
Żołądek (Stomach)	6000	5500	5000	7000	6700	6500	Owrzodzenie/ perforacja (Ulceration perforation)
Jelito cienkie (Small intestine)	5000	—	4000*	6000	—	5500	Zwężenie/ perforacja/ przetoka (Obstruction perforation/ fistula)
Okreznica (Colon)	5500	—	4500	6500	—	5500	Zwężenie/ owrzodzenie/ przetoka (Obstruction perforation/ ulceration/ fistula)
Odbytnica (Rectum)	Volume 100 cm ³ No volume effect		6000	Volume 100 cm ³ No volume effect		8000	Zapalenie odbytnicy/ martwica/ przetoka/ zwężenie (Severe proctitis/ necrosis/ fistula, stenosis)
Wątroba (Liver)	5000	3500	3000	5500	4500	4000	Niewydolność wątroby (Liver failure)

Rys. CO 3. Dawki tolerancji w cGy dla wybranych narządów [CO 6].

Tabela przedstawia 5% i 50% prawdopodobieństwo uszkodzenia narządów wewnętrznych po 5 latach od radioterapii po przekroczeniu podanych dawek tolerancji dla różnych objętości poszczególnych narządów. 1/3, 2/3, 3/3 –napromieniona objętość narządu.

1.3 Techniki napromieniania

W zależności od lokalizacji, kształtu nowotworu oraz zaawansowania choroby stosowane są różne techniki napromieniania.

Najczęściej wykorzystywana jest technika **izocentryczna** czyli technika **SAD** (Source to axis distance), w której określona jest odległość źródła promieniowania od izocentrum aparatu terapeutycznego.

Technika **SSD** (Source to skin distance), w której określona jest odległość źródła promieniowania od punktu zdefiniowanego na skórze chorego (lub obrysu zewnętrznego) wykorzystywana jest w terapii elektronowej i napromienianiu paliatywnym.

1.3.1 Technika izocentryczna

Technika izocentryczna charakteryzuje się stałą odległością punktu centrowania (punktu izocentrycznego) od źródła promieniowania i jest podstawową metodą stosowaną w terapii fotonowej.

Izocentrum jest punktem przecięcia osi centralnej wiązki i osi obrotu głowicy urządzenia terapeutycznego, jest punktem symetrii ramienia aparatu terapeutycznego czyli znajduje się w takiej samej odległości od źródła promieniowania dla każdego kąta jego ramienia.

Przyjęto, iż wielkość pola określana jest w odległości izocentrycznej równej 100cm. Należy pamiętać, że wiązka promieniowania jonizującego jest rozbieżna, im dalej od źródła promieniowania tym większe jest pole promieniowania.

Punkt izocentryczny zazwyczaj jest umiejscowiony w środku napromienianej objętości.

Techniki izocentryczne to zazwyczaj techniki wielopolowe, czyli wykorzystujące od dwóch do kilkunastu wiązek (a zarazem i pół) promieniowania jonizującego. W wiązką nazywamy promieniowanie emitowane z danego kąta ramienia przy określonym kształcie pola o zadanej liczbie jednostek monitorowych. Przy zastosowaniu kilku wiązek położenie pacjenta nie zmienia się. Odległość od źródła promieniowania do powierzchni skóry jest inna dla każdej wiązki.

1.3.2 Technika SSD

W technice SSD (source to skin distance) odległość od źródła do powierzchni skóry pacjenta jest stała. Wymiary pola określone są na skórze chorego. Stosowane są różne odległości dla różnych wiązek danego rodzaju promieniowania (np. 100 cm dla wiązki fotonowej lub 110 cm dla wiązki elektronowej). Technika ta wymaga zmiany położenia pacjenta względem źródła promieniowania dla każdej wiązki.

Technikę SSD wykorzystuje się w terapii elektronowej oraz w prostej terapii fotonowej. Dla każdego pola niezbędne jest ustawienie pacjenta w odpowiedniej pozycji.

1.4 Charakterystyka wiązek fotonowych

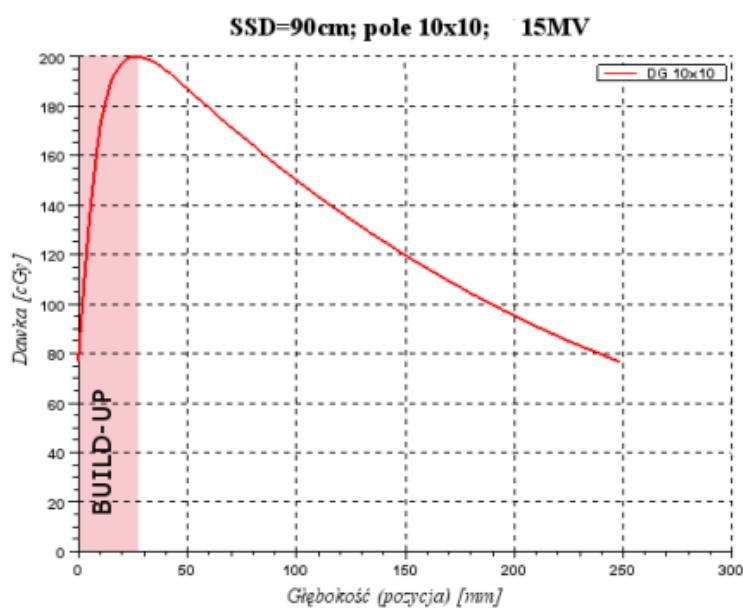
1.4.1 PDG – procentowa dawka głęboka

Procentowa dawka głęboka jest to dawka w funkcji głębokości w osi centralnej wiązki

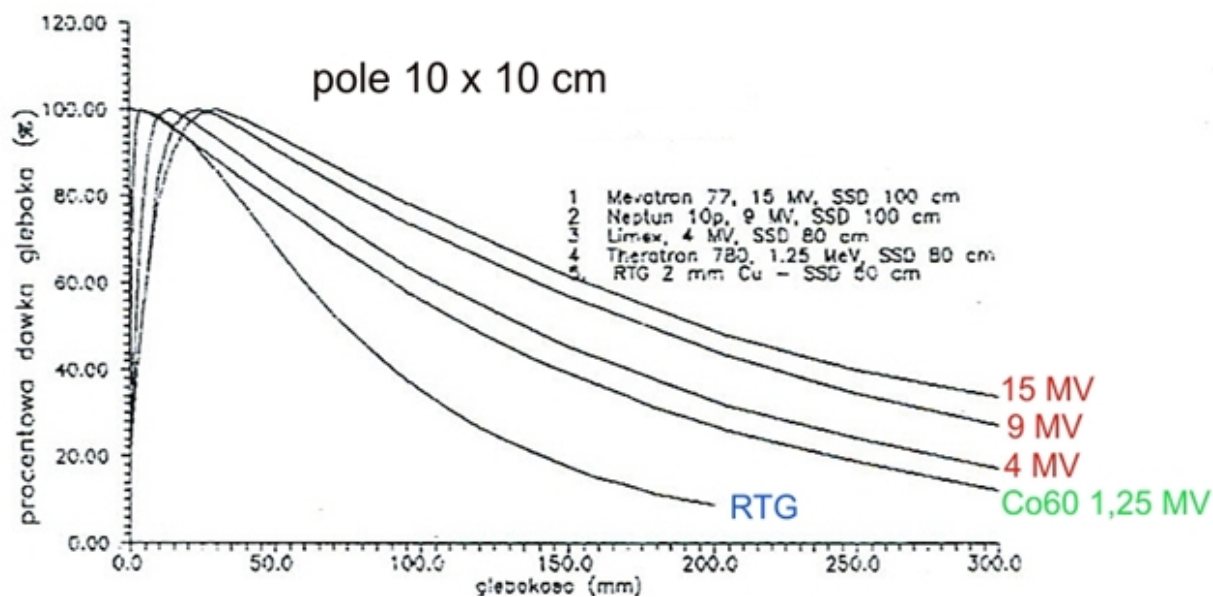
$$PDG = D_d / D_{dmax} * 100\%$$

D_d – dawka na głębokości d

D_{dmax} – dawka maksymalna, dawka w maksimum



Rys. CO 4. Procentowa dawka głęboka [CO]

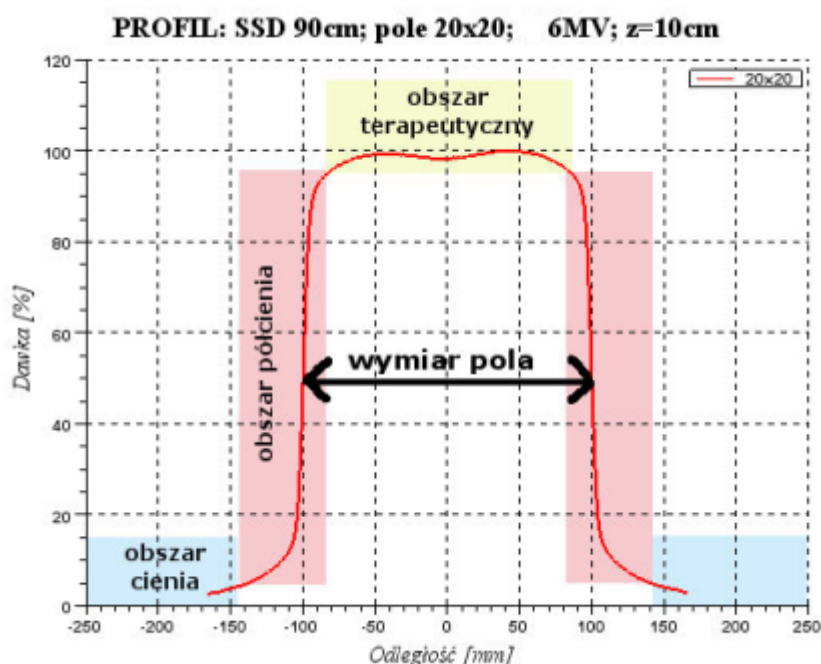


Rys. CO 5. Porównanie PDG dla różnych energii uzyskiwanych w przyspieszaczach Mevatron, Neptun, Theratron oraz lampie rentgenowskiej [CO 1].

Na Rys. CO 5. przedstawiono porównanie procentowych dawek głębokich dla różnych energii. Obszar od powierzchni do punktu maksimum to obszar narastania dawki (build up). Najszybszy wzrost PDG obserwujemy blisko powierzchni, a w miarę zbliżania się do maksimum wzrost staje się coraz wolniejszy. Punkt, w którym dawka jest maksymalna odsuwa się od powierzchni wraz ze wzrostem energii promieniowania (im głębiej położony nowotwór tym większa powinna być energia promieniowania wykorzystywanego podczas terapii).

1.4.2 Profile

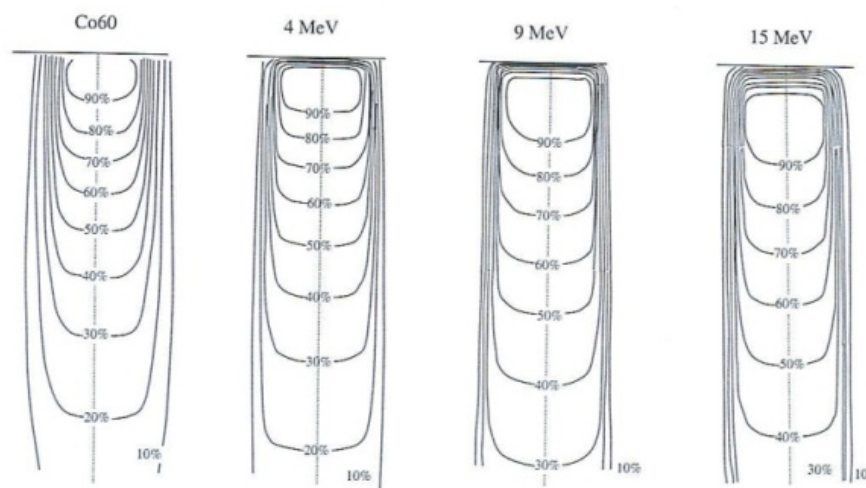
Profil wiązki fotonowej to rozkład dawki w płaszczyźnie prostopadłej do osi wiązki. Przykładowy profil wiązki przedstawiono na Rys. CO 4. Profil wiązki określa obszar, w którym powinien znaleźć się obszar do napromieniania i jest to tzw. **obszar terapeutyczny wiązki**. Dawka w obszarze terapeutycznym spada do 90%. Czyli największa dawka jest deponowana w środku wiązki, im bliżej granicy pola wartość dawki jest coraz mniejsza. Półcień wiązki to obszar, w którym dawka zmienia się bardzo szybko wraz ze wzrostem odległości od osi centralnej wiązki (z 80% do 20%).



Rys. CO 6. Profil wiązki terapeutycznej [CO 1]

1.4.3 Izodozy

Izodozy to linie łączące punkty o takiej samej dawce. Wykorzystywane są do prezentacji dawki na płaszczyźnie. Najczęściej używane są podczas planowania leczenia do określenia rozkładu dawki w poszczególnych skanach.



Rys. CO 7. Izodozy dla wiązek fotonowych, dla pól kwadratowych o boku 6cm [CO 1]

1.4.4 Modyfikatory wiązki

W celu lepszej ochrony narządów krytycznych lub lepszego dopasowania do kształtu zmiany nowotworowej wykorzystuje się modyfikatory wiązki takie jak osłony indywidualne, kliny czy bolusy.

Osłony indywidualne mają na celu ograniczenie kształtu pola do napromienianej zmiany nowotworowej. Wykonywane są ze stopu Wooda - materiału silnie pochłaniającego promieniowanie jonizujące. Stop Wooda składa się z bizmutu, kadmu, ołowiu i cyny, charakteryzuje się niską temperaturą topnienia ($66-72^{\circ}\text{C}$) i dobrze pochłania promieniowanie jonizujące. Wysokość prawidłowej osłony powinna być taka aby dawka pod osłoną nie przekraczała 4% dawki pierwotnej (wysokość osłony jest równa pięciu warstwom połowiącym, warstwa połowiąca to grubość warstwy danego materiału powodująca osłabienie o połowę natężenia przechodzącej przez nią wiązki promieniowania). Dla fotonów osłony mają zazwyczaj wysokość 6-7cm. Kształt osłony jest zgodny ze zbieżnością wiązki i konturem zmiany.

Bolusy wykonuje się z materiału imitującego tkankę i umieszcza na skórze (masce – Rys. CO 8.) pacjenta w celu przesunięcia obszaru narastania dawki poza obszar napromieniany.

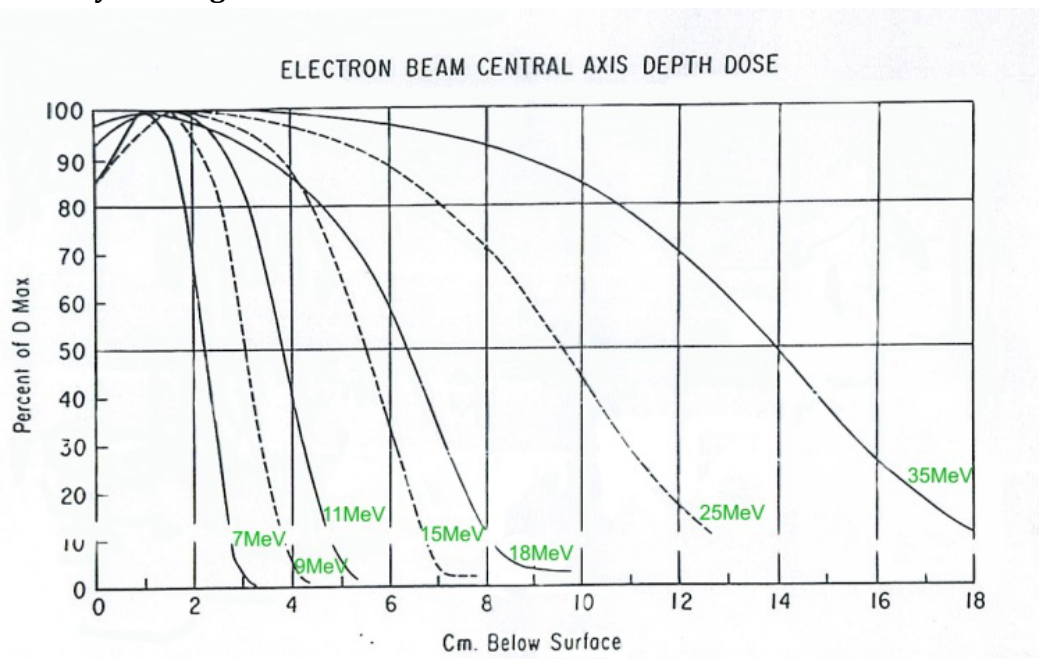


Rys. CO 8. Wykorzystanie bolusa

1.5 Elektry

Zasięg elektronów jest ograniczony a w związku z tym wiązki elektronów wykorzystywane są w napromienianiu płytko położonych nowotworów.

1.5.1 PDG dla różnych energii



Rys. CO 9. PDG dla różnych energii elektronów [CO 1]

Na Rys. CO 9. zauważamy, iż zasięg elektronów zwiększa się ze wzrostem energii. Ale im większy zasięg elektronów tym wyższa dawka na powierzchni. Czyli wykorzystując wyższe energie elektronów (napromieniając głębiej położony nowotwór) musimy się liczyć z większym odczynem na skórze.

2 Aparatura procesu teleterapii i oprogramowanie

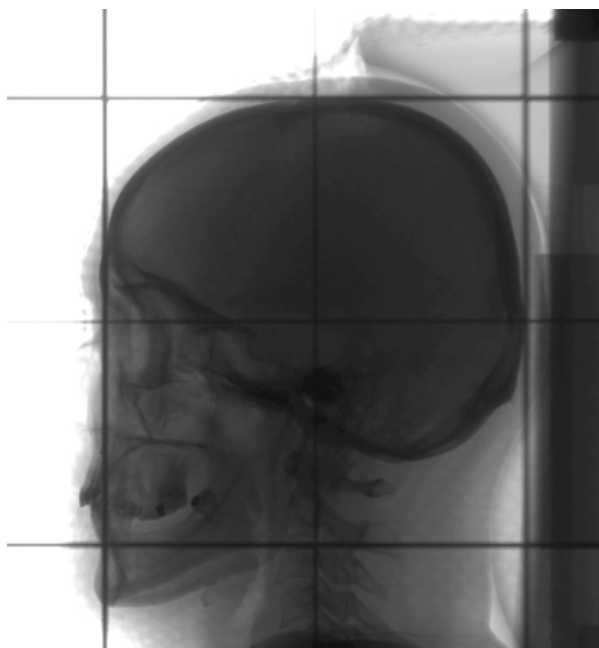
Podczas teleterapii pacjent poddawany wielu badaniom niezbędnym do planowania leczenia z wykorzystaniem promieniowania jonizującego. W zależności od lokalizacji nowotworu i protokołu wykorzystywanego przez radioterapeutę na początku pacjent trafia na symulator lub do pracowni tomografii komputerowej. Radioterapeuta na podstawie dostępnych danych diagnostycznych określa rodzaj terapii (paliatywna, radykalna - konformalna, wysokospecjalistyczna), obszar do napromieniania, dawkę do podania na obszar tarczowy oraz dawki na narządy krytyczne. Następnie dane zebrane podczas badań poddawane są obróbce komputerowej, której efektem końcowym jest plan leczenia. Plan po zaakceptowaniu przez lekarza prowadzącego realizowany jest na akceleratorze liniowym.

2.1 Symulator

Najczęściej pacjent zgłaszający się do zakładu radioterapii z konkretnym rozpoznaniem po ustaleniu metody unieruchomienia (jeśli jest konieczna) zostaje skierowany na symulator (Rys. CO 10.), gdzie wyznaczany jest zakres wykonania tomografii komputerowej lub jeśli jest to planowanie dwuwymiarowe – wyznaczane są pola do napromieniania. Podczas symulacji wyznaczany jest także punkt referencyjny, według którego pacjent będzie układany przy następnych badaniach i napromienianiu. Punkt jest narysowany bądź wytatuowany na ciele pacjenta a jego obraz widoczny jest na zdjęciu w postaci przecinających się linii wewnątrz pola (Rys. CO 10a.). Ułożenie pacjenta jest bardzo istotne gdyż będzie trzeba je powtórzyć podczas każdej frakcji napromieniania (10, 20, 25 czy nawet 33 razy - tyle ile frakcji napromieniania wyznaczy radioterapeuta). Wynikiem symulacji są także zdjęcia rtg zapisywane w postaci cyfrowej i dostępne do późniejszych porównań.



Rys. CO 10. Symulator



Rys. CO 10a. Cyfrowy obraz rtg

2.2 Tomografia komputerowa

Następnym etapem jest wykonanie tomografii komputerowej. Możliwe jest wykonanie tomografii diagnostycznej, której celem jest uwidocznienie obszarów zainteresowania oraz tomografii do planowania gdzie istotne jest odpowiednie ułożenie pacjenta.

Podczas tomografii diagnostycznej często pacjentowi podawany jest tzw. kontrast. Środek kontrastujący to substancja, która dobrze pochłania promieniowanie rentgenowskie i umożliwia uzyskanie dokładnego obrazu narządu (przełyku, kanału odbytowego), naczyń krwionośnych lub wzmocnienie obrazu struktury zmienionej nowotworowo. Środki kontrastowe stosowane w tomografii komputerowej są związkami jodu.

Podczas tomografii do planowania bardzo istotne jest ułożenie pacjenta. Jeśli pacjent ma wyznaczony punkt referencyjny z symulacji na tomografie układany jest według znaczników na ciele. Jeśli tomografia komputerowa jest pierwszym etapem teleradioterapii wyznaczany jest punkt referencyjny i nanoszone są znaczniki (mogą być wytatuowane lub narysowane). Pozycja terapeutyczna powinna być odtwarzalna oraz odpowiednia do lokalizacji. W celu zapewnienia odtwarzalności stosuje się różnego rodzaju unieruchomienia, które dzięki swojej konstrukcji umożliwiają jednoznaczne ułożenie np. głowy, rąk, tułowia (u dzieci).

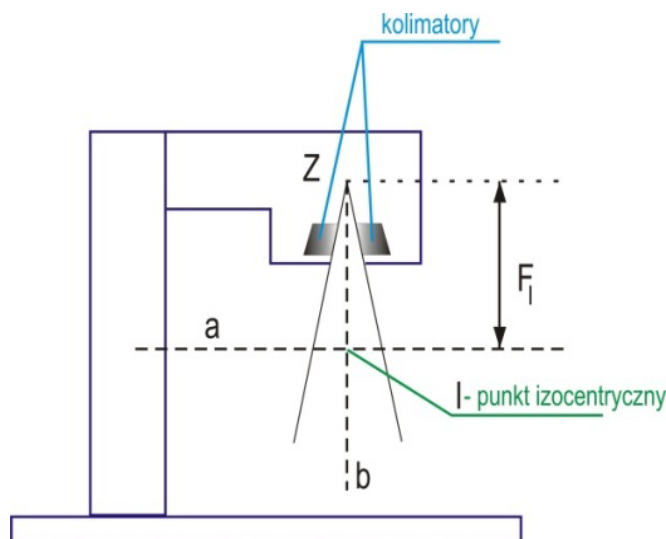
Wynikiem tomografii komputerowej jest trójwymiarowy obraz tkanek pacjenta, w zakresie wyznaczonym przez lekarza radioterapeutę. Do planowania leczenia wykorzystujemy najczęściej skany („plasterki”) co 3mm lub co 5mm.



Rys. CO 11. Tomograf komputerowy..

2.3 Aparaty terapeutyczne - akceleratory liniowe

W Centrum Onkologii na Wawelskiej dostępne są akceleratory liniowe o potencjałach przyspieszających 4MV, 6MV, 15MV oraz energiach elektronów 6, 9, 12, 15, 18, 21 MeV. Taka różnorodność energii umożliwia napromienianie nowotworów położonych na różnych głębokościach w ciele pacjenta oraz o różnych objętościach i kształtach. Zdjęcie Rys. CO 13. przedstawia akcelerator Elekta Synergy z panelem do wykonywania zdjęć sprawdzających oraz z zestawem CBCT służącym do obrazowania trójwymiarowego, wykorzystywany w Klinice przy ul. Wawelskiej.



Rys. CO 12. Schemat budowy aparatu terapeutycznego[CO 1]



Rys. CO 13. Akcelerator liniowy Elekta Synergy

Na Rys. CO 12. przedstawiono schemat budowy aparatu terapeutycznego, gdzie **a** jest osią obrotu ramienia głowicy, **b** jest osią centralną wiązki, przechodzącą przez źródło promieniowania (oraz jest osią symetrii wiązki), **F₁** to odległość izocentryczna, **I** to punkt izocentryczny (izocentrum) a **Z** jest źródłem promieniowania.

2.3.1 Pomiary parametrów akceleratora

Pomiary wykonywane na akceleratorach liniowych sprawdzają zarówno parametry mechaniczne jak i dozymetryczne. Pomiary wykonuje się oddając akcelerator do użytku, wprowadzając dane do każdego systemu planowania leczenia, a także okresowo w celu sprawdzenia jakości ich działania. Pomiary wykonywane są przez fizyków medycznych. Najczęściej wykonywane przez fizyków pomiary tygodniowe sprawdzają wybrane, najistotniejsze parametry świadczące o prawidłowej pracy akceleratora. Pomiary kwartalne i roczne mają na celu szczegółową kontrolę. Pomiary zazwyczaj składają się z dwóch części: pierwszej sprawdzającej parametry mechaniczne oraz drugiej, podczas której następuje weryfikacja jakości wiązek promieniowania.

Podstawowymi testami parametrów mechanicznych są kontrola izocentrum wiązki promieniowania – sprawdzamy obraz krzyża wyznaczającego środek pola (umieszczonego w głowicy akceleratora) na wypoziomowanej ramce, ustawionej na stole terapeutycznym, przy kątach głowicy akceleratora 0° , 90° , 180° , 270° ; sprawdzenie zgodności osi obrotu kolimatora z osią symulacji świetlnej; weryfikacja zgodności pola świetlnego z polem promieniowania wykonując zdjęcie sprawdzające portalem elektronicznym przy ustawionej ramce czy sprawdzenie skali telemetru.

Podczas pomiarów tygodniowych część dozymetryczna ogranicza się do wyznaczenia dawki w fantomie z płyt plexi, umieszczonych na stole terapeutycznym.

Pomiar dokonywany jest za pomocą komory jonizacyjnej. A dawkę wyliczamy ze wzoru:

$$D = dz_{sr} * k_{BT} * N_D * \alpha$$

gdzie: dz_{sr} – odczyt z dawkomierza, k_{pT} - poprawka na temperaturę i ciśnienie, N_D - współczynnik kalibracyjny komory, α – współczynnik przejścia plexi - woda

2.4 Zaplecze komputerowe – oprogramowanie

Na każdym etapie radioterapii wykorzystywane są systemy komputerowe, dzięki którym możliwe jest zbieranie i obróbka uzyskanych danych.

Obrazy uzyskane podczas tomografii komputerowej wysyłane są do systemu planowania leczenia. Na początku danymi zajmuje się technik konturując narządy krytyczne (na każdym skanie tomografii komputerowej technik obrysowuje widoczne struktury anatomiczne istotne podczas procesu planowania) oraz dodając obrys zewnętrzny (kontur zewnętrzny na każdym skanie tomografii, wymagany przez systemy planowania leczenia). Następnie wrysowywane są przez radioterapeutę obszary do napromieniania oraz określone są dawki które będą podane na narządy krytyczne oraz obszar tarczowy. Tak przygotowane dane trafiają do fizyka medycznego, który wykonuje plan leczenia. Plan leczenia zawiera wszystkie parametry niezbędne do wykonania terapii, czyli określone są energie każdej z wiązek promieniowania jonizującego, kąty głowicy, kolimatora, kształty pól, dawki frakcyjne, dawka całkowita. Gotowy plan leczenia analizuje i akceptuje radioterapeuta. Zaakceptowany plan wysyłany jest do systemu weryfikacji i zarządzania (system sterujący pracą akceleratora liniowego, „pilnujący” harmonogramu napromieniania), gdzie wprowadzane są do realizacji zaplanowane pola i frakcje oraz zlecane pomiary dozymetryczne, badania in-vivo czy sprawdzenie ułożenia. Dane pacjenta wysyłane są także do systemów weryfikacji portalowej (system komputerowy umożliwiający porównanie i korektę ułożenia pacjenta podczas napromieniania w stosunku do tomografii do planowania) oraz trójwymiarowej aby kontrolować ułożenia pacjenta na każdym etapie napromieniania.

3 Etapy procesu radioterapii

Radioterapia jest wieloetapowym procesem mającym na celu zniszczenie tkanek zmienionych nowotworowo przy jak najmniejszym uszkodzeniu tkanek zdrowych. Każdy etap terapii jest istotny i ma wkład w końcowy sukces czyli wyleczenie pacjenta. W zależności od zaawansowania choroby nowotworowej i ogólnego stanu zdrowia pacjenta określany jest rodzaj terapii, której zostanie poddany (paliatywna bądź radykalna). Decyzję podejmuje lekarz radioterapeuta na podstawie dostępnych badań diagnostycznych. Rodzaj terapii określa zestaw procedur przygotowawczych i sposób planowania leczenia. W terapii paliatywnej – przeciwbólowej priorytetem jest podanie określonej przez radioterapeutę dawki w prosty i szybki sposób. W terapii radykalnej ważne jest zarówno podanie dawki na obszar tarczowy jak i ochrona narządów ryzyka. W takim przypadku zazwyczaj przygotowanie pacjenta oraz plan leczenia są bardziej skomplikowane. Pacjent poddany jest dodatkowym badaniom diagnostycznym a planowanie leczenia i jego realizacja są bardziej skomplikowane. W przypadku terapii radykalnej bardzo istotne jest dokładne zlokalizowanie obszaru zmienionego nowotworowo. W tym celu dokonuje się porównania tomografii do planowania leczenia (wykonanej w pozycji terapeutycznej bez środków kontrastujących) z tomografią diagnostyczną bądź rezonansem magnetycznym czy badaniem PET.

3.1 Przygotowanie pacjenta i obrazowanie

Jeśli pacjent będzie miał napromieniany obszar, w którym wymagana jest milimetrowa dokładność ułożenia (głowa i szyja), bądź ruchomość sąsiadujących narządów może wpływać na odtwarzalność pozycji terapeutycznej, zleca się unieruchomienie. Do unieruchomienia głowy i szyi służą maski orfitowe (Rys. CO 14.) wykonane z tworzywa, które pod wpływem temperatury dopasowuje się do indywidualnych kształtów pacjenta. Maski są opisywane danymi pacjenta oraz mają zaznaczony punkt centrowania oraz linie, w które powinna trafić pozycjonująca wiązka laserowa, niezbędne do ułożenia. Podczas tomografii komputerowej na linie wyznaczające punkt referencyjny nakleja się druciki (Rys. CO 15.), które są widoczne na tomografii komputerowej i umożliwiają odtworzenie punktu referencyjnego w systemie planowania leczenia.

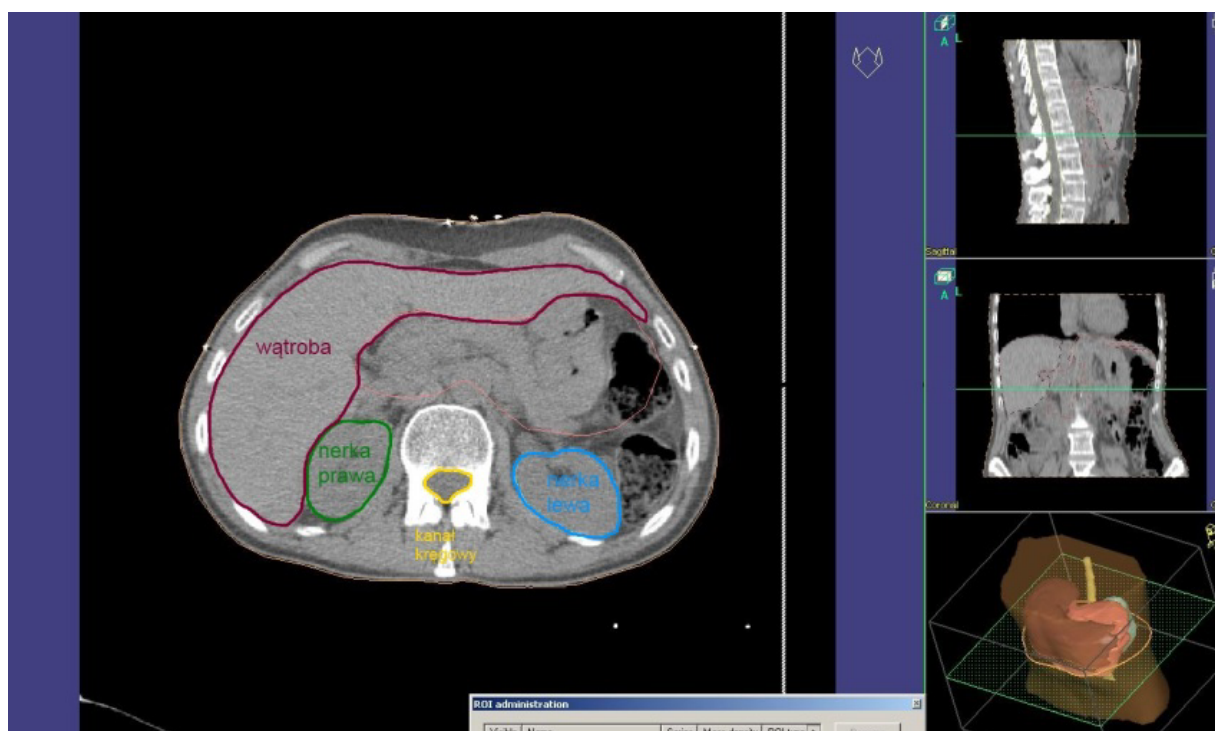


Rys. CO 14. Maska orfitowa z zaznaczonym



Rys. CO 15. Maska orfitowa z przyklejonymi

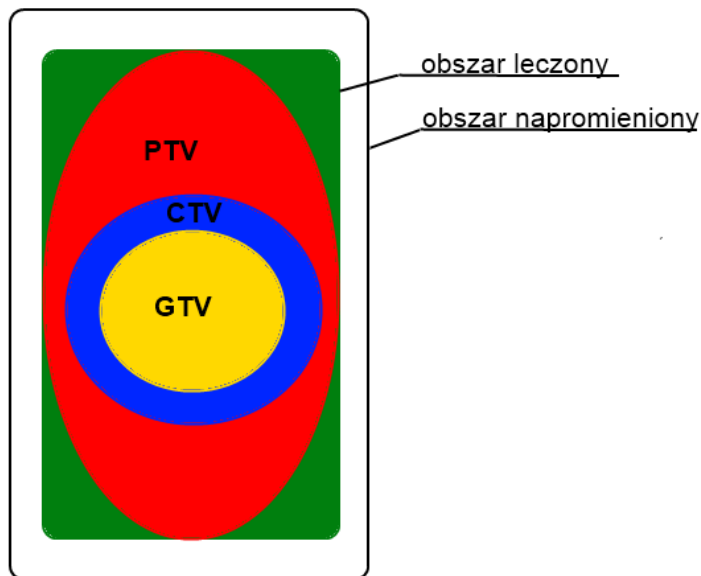
Po wykonaniu tomografii komputerowej technik konturuje narządy ryzyka (nazywane jako narządy krytyczne) określone dla danej lokalizacji. Najczęściej narządy krytyczne bezpośrednio sąsiadują z obszarem do napromieniania. Na narządy te narzucone są limity dawek, które można podać podczas radioterapii aby zachować ich funkcjonowanie. Na przykład przy napromienianiu żołądka wrysowywane są obie nerki, wątroba oraz kanał kręgowy (Rys. CO 16.).



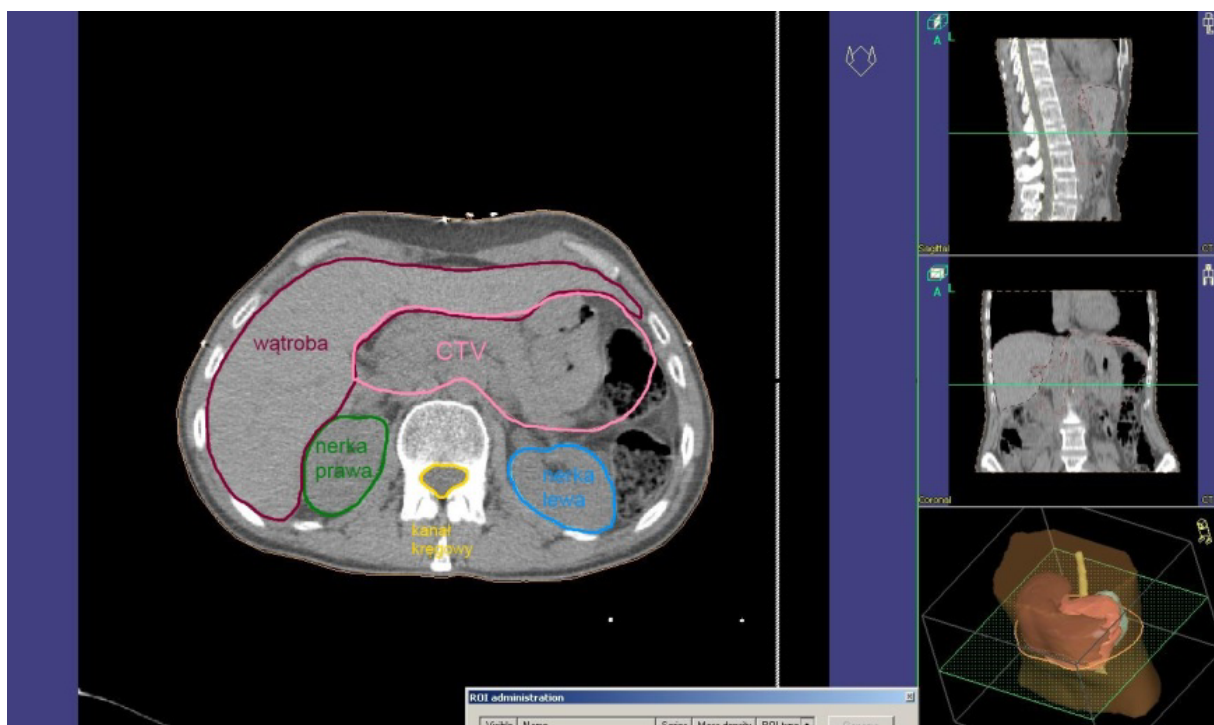
Rys. CO 16. Narządy krytyczne na skanie CT

3.2 Wybór obszaru napromieniania

Na podstawie dostępnych badań diagnostycznych radioterapeuta wrysowuje na tomografii do planowania **obszar do napromieniania**. Według zaleceń Międzynarodowej Komisji ds. Jednostek Radiologicznych (ICRU Report 50 – [CO 3]) lekarz wrysowuje obszar guza - **GTV** (gross tumor volume) oraz kliniczny obszar napromieniania – **CTV** (clinical target volume) (Rys. CO 17 , Rys. CO 17a.). Podczas planowania leczenia fizyk dodaje margines odpowiedni dla danej lokalizacji tworząc **PTV** (planning target volume)



Rys. CO 17. Schemat obszarów tarczowych. GTV – obszar guza, CTV – kliniczny obszar napromieniania, PTV – obszar do planowania, obszar leczony, obszar napromieniany (według raportu ICRU 50)



Rys. CO 17a. Obszar tarczowy - CTV oraz narządy krytyczne – nerki, wątroba, rdzeń kręgowy na skanie tomografii do planowania, po prawej stronie przekroje z zaznaczonym miejscem prezentowanego skanu oraz widok trójwymiarowy z zaznaczonym oglądanym skanem

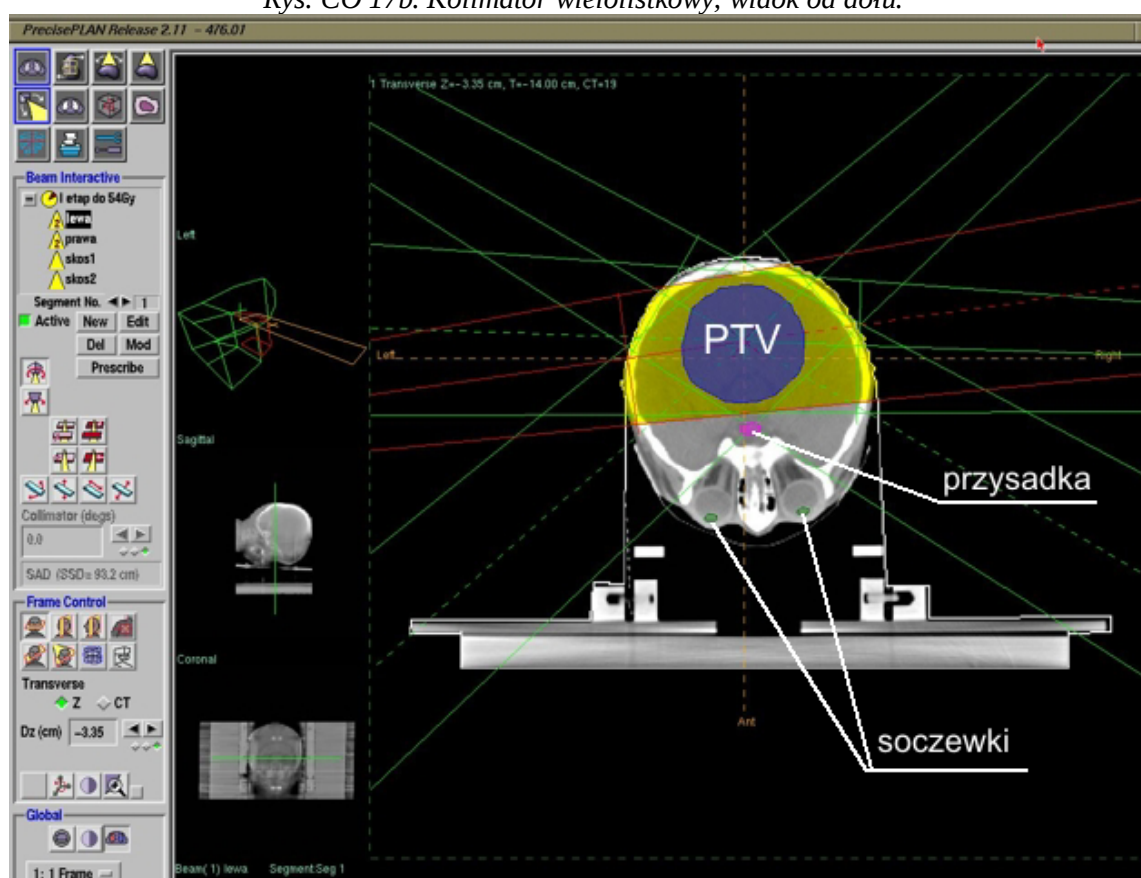
3.3 Planowanie leczenia

Podczas planowania leczenia fizyk dodaje margines odpowiedni dla danej lokalizacji tworząc PTV (planning target volume) oraz zaznacza punkt referencyjny.

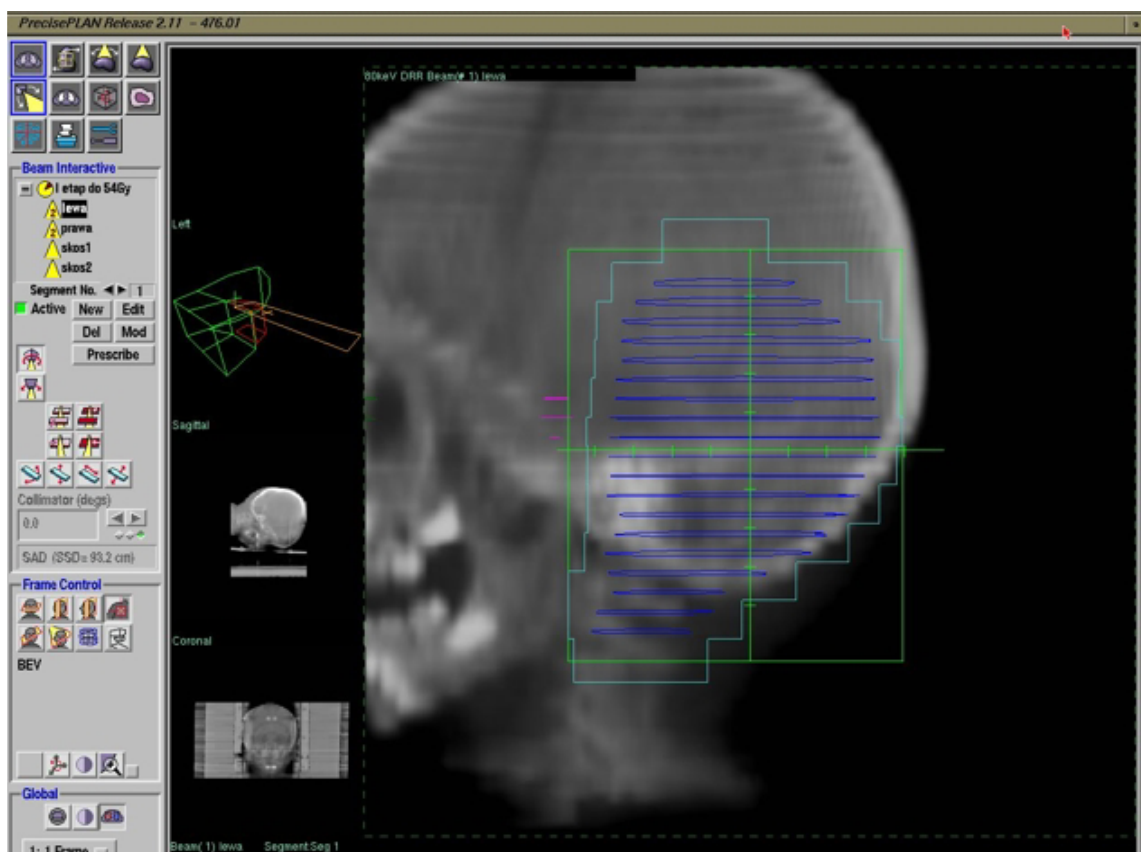
Jedną z pierwszych czynności jest także **wyбір energii promieniowania jonizującego**. Energię dobieramy w zależności od objętości, kształtu oraz położenia tkanek wrysowanych jako obszar do napromieniania. Dopasowując się do położenia PTV względem narządów krytycznych wybieramy kąty głowicy (Rys. CO 18.), z których będziemy napromieniać pacjenta. Następnie dopasowujemy kształt pól lub segmentów (Rys. CO 19.) oraz kąt kolimatora do kształtu PTV. Kształt pola można realizować za pomocą **osłon indywidualnych** lub z wykorzystaniem kolimatora wielolistkowego MLC (Multi Leaf Colimator) - Rys. CO 17b. **Kolimator wielolistkowy** zamontowany jest w głowicy akceleratora, wyposażony w 80 listków (Elekta) o szerokości 1 cm w izocentrum (po 40 z każdej strony). Kolimator umożliwia kształtowanie pola promieniowania.



Rys. CO 17b. Kolimator wielolistkowy, widok od dołu.

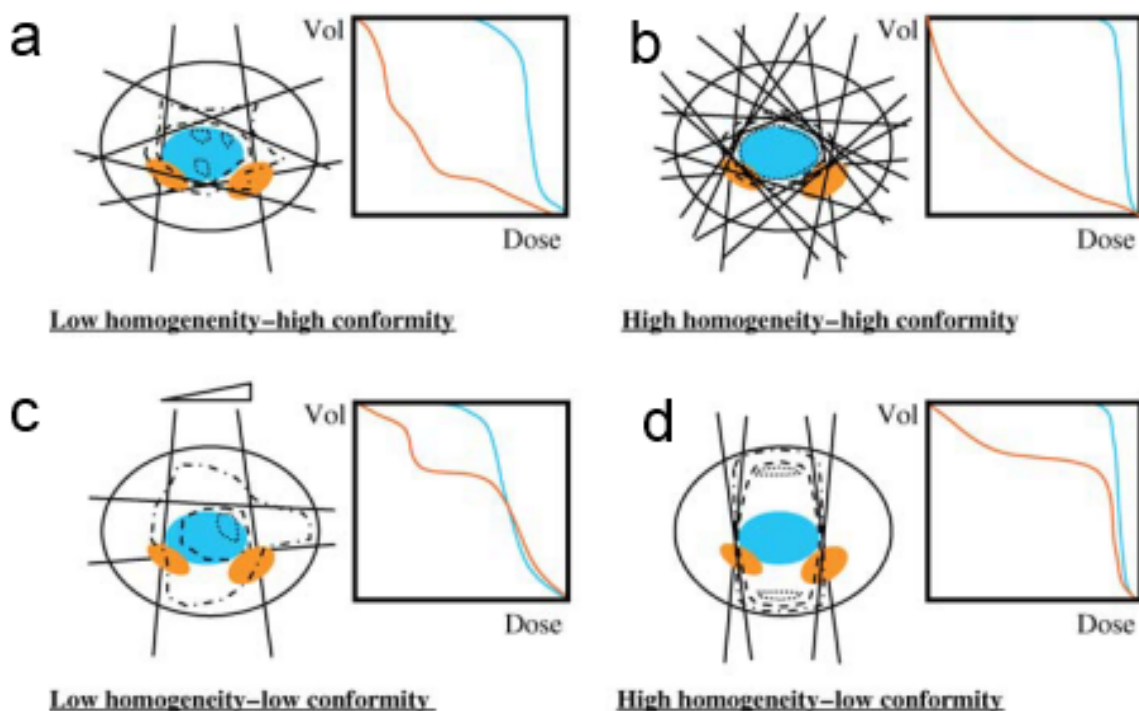


Rys. CO 18. Dobór kątów głowicy akceleratora.



Rys. CO 19. Dopasowanie kształtu listków kolimatora wielolistkowego (MLC) do targetu

Plan leczenia powinien charakteryzować się **dobrą jednorodnością i konformalnością**. Jednorodność określa równomierność rozkładu dawki w PTV a konformalność jest stopniem dopasowania obszaru wysokiej dawki do objętości targetu (PTV) - Rys CO 20. Prezentacji tych parametrów dokonujemy się za pomocą histogramów dawka-objętość (z których odczytujemy dawki dla danych objętości poszczególnych narządów i targetu) oraz izodoz (zazwyczaj prezentowane są izodozy 90%, 95%, 100% i 107% jeśli występują).

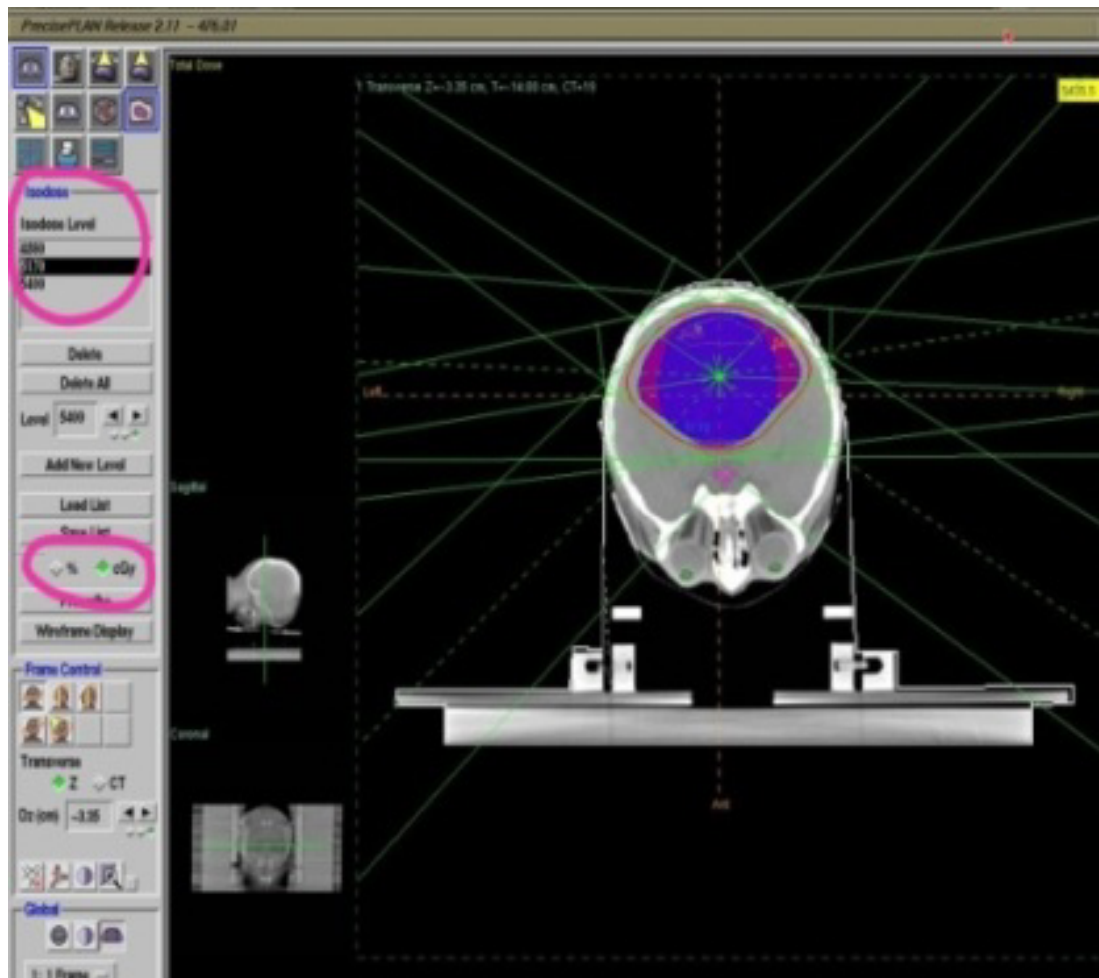


Rys. CO 20. **Jednorodność i konformalność dawki w zależności od ilości i kierunków wiązek oraz histogramy dla targetu i narządów krytycznych.** Vol – objętość, Dose - dawka [CO 4]

Porównując histogramy i rozkłady izodoz na rysunku Rys CO 20 dla wszystkich przypadków zauważamy, że sytuacja **najbardziej korzystna dla pacjenta to b** - histogram dla targetu (niebieski) zbliżony do pionowej linii prostej dla wysokiej dawki (zalecanej przez lekarza) oraz histogram dla narządu krytycznego (czerwony) z jak najmniejszą objętością w dawkach średnich i dawce wysokiej. Izodozy ściśle otaczają target jednocześnie omijając narządy krytyczne, brak wysokich dawek. W przypadku **a** histogram dla narządu krytycznego jest porównywalny ale różnicę widać w histogramie dla targetu – są zarówno dawki bardzo wysokie jak i bardzo niskie. Izodozy dobrze omijają nerki (dobra konformalność) ale przycinają target oraz pojawiły się dawki wysokie w obrębie targetu (słaba jednorodność dawki). Przypadek **c** – najbardziej niekorzystny, z wysoką dawką dla narządu krytycznego i histogramem dla targetu przesuniętym/nachylnym w kierunku dawek niskich. Prezentowana izodoza najniższa (np. 90%) z dużym zapasem obejmuje target przez to narządy krytyczne znajdują się w większości w jej obrębie (niska konformalność), pojawił się duży obszar dawki wysokiej w obrębie targetu, izodozy są od siebie oddalone co świadczy o słabej jednorodności dawki. Sytuacja **d** to bardzo dobrze napromieniony target (linia niebieska pionowa jak w przypadku **b**) ale większa część narządu krytycznego także jest w obszarze dawek wysokich. Izodozy ułożone są bardzo blisko siebie (wysoka jednorodność) ale z bardzo dużym marginesem w stosunku do targetu (słabe dopasowanie).

Plan leczenia spełniający kryteria protokołu (dawka w PTV powinna być w zakresie 95%-107% dawki zalecanej przez lekarza) jest akceptowany przez radioterapeutę na podstawie histogramów (Rys. CO 22.) oraz izodoz (Rys. CO 21.). Na podstawie izodoz prezentowanych na kolejnych skanach tomografii komputerowej lekarz ogląda objęcie targetu oraz położenie narządów krytycznych względem konkretnych izodoz. Na podstawie

histogramu sprawdza dawki (średnie, maksymalne, minimalne) w objętości tarczowej oraz narządach krytycznych oraz dawki dla objętości poszczególnych narządów. Na rysunku Rys. CO 21. prezentowana jest izodoza będąca 95% dawki zalecanej przez radioterapeutę. Zaznaczone są również kierunki z których napromieniany jest nowotwór. Na histogramie Rys. CO 22. przedstawiono różnymi kolorami linie dla poszczególnych narządów krytycznych oraz objętości tarczowych. Dla objętości tarczowych spodziewamy się histogramów w postaci prawie pionowych linii nad dawką zalecaną przez lekarza. Narządy krytyczne dzielimy na szeregowę i równoległą a dla narządów krytycznych dążymy go

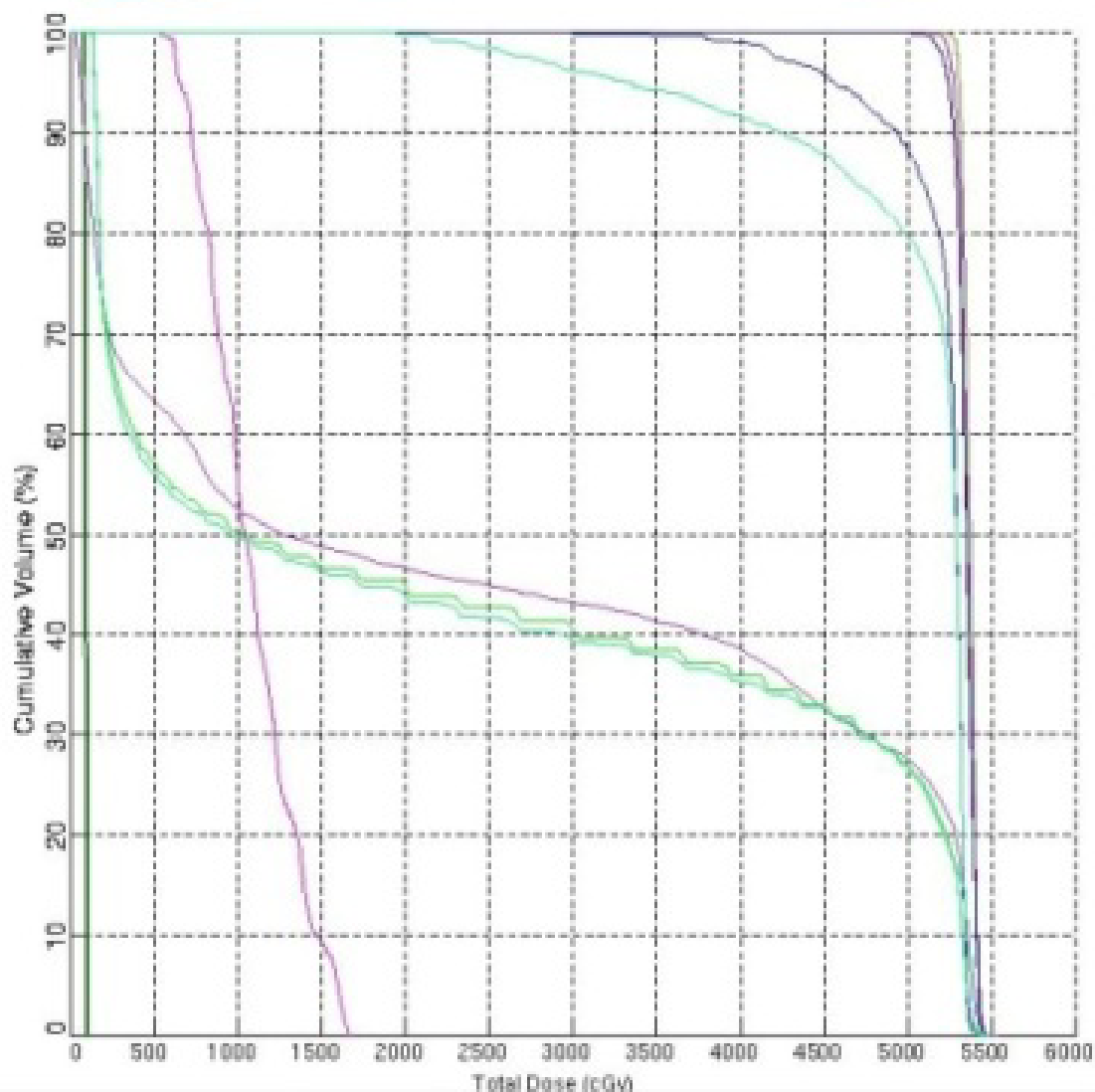


Rys. CO 21. Izodoza 95% obejmująca PTV, istnieje możliwość wyboru prezentacji dawki w % bądź w cGy (zaznaczone na różowo) oraz wyboru konkretnej dawki do oglądania z menu



Patient ID	rm0070104/MS400	Print Date	16-JAN-2007 13:27
Patient Name		Dose Dataset	
Plan: 2	2 etap do 54 Gy z maską	Plan Date	08-JAN-2007 10:39
Signature			

Seq	Structure	Plan	Min Dose (cGy)	Max Dose (cGy)	Mean Dose (cGy)	Total Vol. (cc)
1	org		20	5480	2425	1264.8
2	plan		2980	5450	5330	20.3
3	oczyszczka L		70	70	80	0.3
4	oczyszczka P		80	100	90	0.3
5	rdzen przedluzony		170	5410	2920	4.7
6	oczyszczka		520	3550	1025	0.7
7	otv		5230	5440	5360	63.2
8	otv		5100	5470	5350	205.8
9	otv		4950	5480	5340	240.3
10	rdzen przedl + dz		170	5410	2280	10.7
11	plan + dz		1940	5450	5020	24.3



Rys CO 22. Histogram z planu leczenia. Histogram typu dawka – objętość przedstawia dawką maksymalną i minimalną oraz średnią dla danej struktury (narządu krytycznego czy objętości docelowej) oraz umożliwia odczytanie jaką dawką napromieniona jest dana objętość danego narządu

czy objętości tarczowej. Kolorami zaznaczone są linie na wykresie oraz nazwy narządów dla których podane są wartości dawek. Na osi pionowej objętość narządu [%], na osi poziomej dawka [cGy].

3.4 Napromienianie

Zaakceptowany plan leczenia wprowadza się do systemu weryfikacji i zarządzania (najczęściej fizyk wysyła odpowiednie pliki do systemu weryfikacji i zarządzania). Badanie tomograficzne oraz cyfrowe rekonstrukcje radiogramów (potocznie DRR'y) technik lub fizyk wysyła do systemów weryfikacji objętościowej i portalowej. Weryfikacja objętościowa to porównanie tomografii komputerowej wykorzystywanej do planowania leczenia z megavoltową tomografią wykonaną bezpośrednio przed napromienianiem w pozycji terapeutycznej (CBCT – cone beam CT) – weryfikacja trójwymiarowa, objętościowa. Weryfikacja portalowa polega na porównaniu obrazów DRR z systemu planowania leczenia i dwuwymiarowych zdjęć wykonanych bezpośrednio przed napromienianiem. W obydwu przypadkach porównanie na początku wykonuje program komputerowy ale ostatecznie analiza oraz jej wynik musi zostać zaakceptowana przez technika lub lekarza.

Napromienianie jednorazowo trwa od kilku do kilkunastu minut w zależności od ilości wiązek wykorzystanych w planie leczenia oraz od wykonywanych dodatkowych procedur weryfikacyjnych. W określonych dniach wykonuje się zdjęcia portalowe wykorzystywane do sprawdzenia ułożenia pacjenta, badania objętościowe - CBCT lub pomiar dawki in-vivo.

W zależności od lokalizacji nowotworu pacjenci podczas całego procesu radioterapii powinni być odpowiednio przygotowani. Pacjenci napromieniani z powodu nowotworu odbytu mają zaleconą lekkostrawną dietę oraz preparaty zapobiegające gromadzeniu się gazów w jelicie grubym, pacjenci z nowotworem prostaty powinni mieć dodatkowo w tym samym stopniu wypełniony pęcherz podczas napromieniania.

3.5 Weryfikacja

W zależności od technicznego skomplikowania planu leczenia prowadzona jest weryfikacja. Sprawdza się zarówno ułożenie pacjenta w stosunku do tomografii użytej do planowania jak i kształty pól, łączenia pomiędzy nimi, kształty osłon indywidualnych oraz dawki.

Weryfikacja dawki może odbywać się na kilka sposobów:

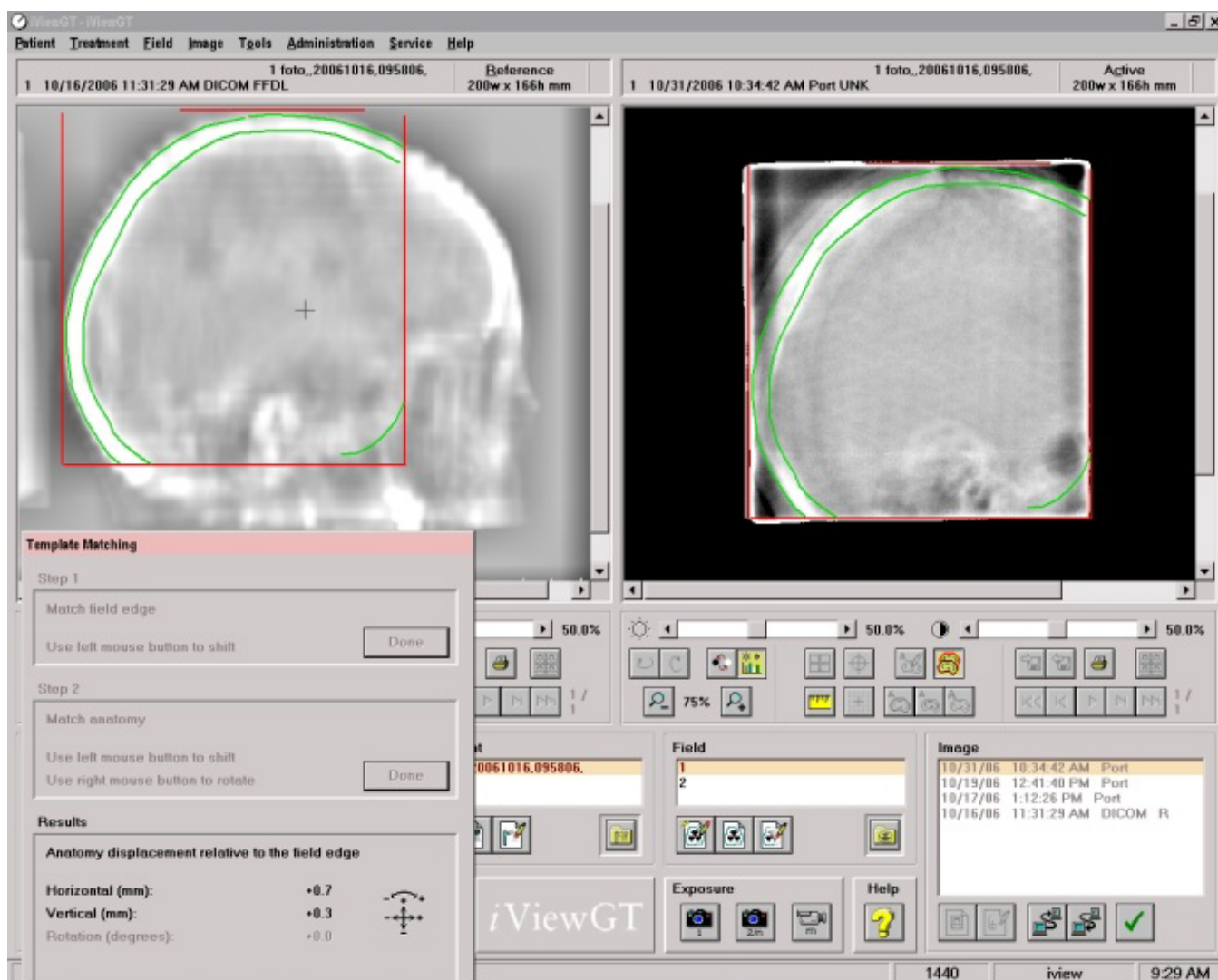
- poprzez pomiar in vivo (detektor promieniowania przyklejany jest do ciała pacjenta podczas pierwszego napromieniania w odpowiednim punkcie – najczęściej w środku głównego lub jednego z głównych pól, odczytywany w czytniku i porównywany z wartością z planu leczenia
- przy użyciu dedykowanego systemu przed pierwszym napromienianiem, napromienia się fantom z matrycą detektorów wszystkimi polami z planu leczenia i porównuje się otrzymane dawki w przekrojach z dawkami z planu leczenia.

W szczególnych przypadkach sprawdza się łączenia pól za pomocą filmów radiograficznych, które pod wpływem promieniowania rentgenowskiego ulegają zaczerwienieniu.

Weryfikacja ułożenia pacjenta odbywa się podczas pierwszej frakcji napromieniania. W zależności od lokalizacji weryfikacja jest dwu lub trójwymiarowa.

Weryfikację 2D na podstawie portali elektronicznych i DRR'ów z systemu planowania przedstawiono na Rys. CO 23. Pierwszym etapem weryfikacji jest przygotowanie zdjęć

przysyłanych do systemu. Technik wprowadza wymiary (długość i szerokość) oraz kształt (czerwone linie na obrazie po lewej stronie Rys. CO 23.) pola. Następnie technik wykonuje zdjęcie portalowych w pozycji terapeutycznej przed samym napromienianiem (obraz po prawej stronie Rys. CO 23.). Wprowadzone wymiary i kształt pola nakładane są na otrzymany obraz i powinny się z nim zgadzać. Zdjęcia są tak dobrane aby były widoczne na nich struktury kostne, które technik lub lekarz obrysowuje (Rys. CO 23. zaznaczono na zielono) i porównuje ze strukturami na DRR'ach przesyłanych z systemu planowania. Program komputerowy podaje przesunięcia tych struktur względem siebie.



Rys. CO 23. Porównanie rekonstrukcji cyfrowej z systemu planowania (obraz z lewej strony) z portalem elektronicznym (obraz z prawej strony). Na obydwu obrazach zaznaczono struktury kostne na zielono oraz przybliżony kształt pola na czerwono. Porównanie polega na nałożeniu struktur kostnych na siebie i wyliczenie przesunięć pomiędzy położeniami pacjenta. Jeśli przesunięcia przekraczają dopuszczalne limity pacjent jest przesuwany jeśli nie napromienianie odbywa się w aktualnym położeniu.

Przy weryfikacji 3D tomografią do planowania porównuje się z kilowoltową tomografią (CBCT) sprawdzającą wykonywaną przed napromienianiem (Rys. CO 24.). Do aplikacji analizującej zmianę położenia pacjenta najpierw fizyk wysłał tomografię komputerową wykorzystaną do planowania leczenia z konturami narządów krytycznych i obszarów tarczowych. Bezpośrednio przed

VolumeView Registration: Patient ID: Name:

File Help

Coronal

Sagittal

Image

Transverse

Correction reference point = isocenter

Reference preset

Alignment

Position Error

Translation (cm)

Rotation (dg)

Longitudinal

Vertical

Dismiss

Accept

Weryfikację ułożenia powtarza się według protokołu dla danej lokalizacji.

4 Literatura

[CO 1] „Charakterystyka wiązek terapeutycznych fotonów i elektronów”, Paweł F. Kukołowicz , Kielce 2001

[CO 2] „Biologiczne podstawy radioterapii”, Anna Gasińska , Kraków 2001

[CO 3] ICRU Report 50/62

[CO 4] ICRU Report 83 (do znalezienia w internecie)

[CO 5] „Podstawy planowania leczenia, dozymetria wiązek promieniowania X i elektronów”, Marta Giżyńska, Agnieszka Walewska

[CO 6] „Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation”, *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1991 May 15;21(1):109-22. , B. Emami et al.