ResearchGate

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: http://www.researchgate.net/publication/269407862

Nowoczesne metody radioterapii – tomoterapia

ARTICLE · DECEMBER 2014

DOWNLOADS
325

VIEWS
517

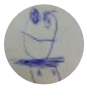
4 AUTHORS, INCLUDING:

Bartosz Bąk
Greater Poland Cancer Centre
13 PUBLICATIONS **23** CITATIONS

SEE PROFILE

Anna Adamska
Greater Poland Cancer Centre
2 PUBLICATIONS **1** CITATION

SEE PROFILE



Tomasz Piotrowski
Greater Poland Cancer Centre
85 PUBLICATIONS **208** CITATIONS

SEE PROFILE

Available from: Tomasz Piotrowski
Retrieved on: 18 August 2015

Nowoczesne metody radioterapii – tomoterapia

Bartosz Bąk[1,2], *Anna Adamska*[3], *Joanna Kaźmierska*[1,2], *Tomasz Piotrowski*[1,4]

[1] Zakład i Katedra Elektroradiologii, Uniwersytet Medyczny w Poznaniu, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, tel. +48 61 88 50 757, e-mail: bartosz.bak@wco.pl
[2] Zakład Radioterapii II, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań
[3] Zakład Radioterapii I, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań
[4] Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań

W pracy przedstawiono ogólną charakterystykę aparatu tomoterapeutycznego zainstalowanego w Wielkopolskim Centrum Onkologii. Opisano sposób realizacji napromieniania oraz przypadki kliniczne, które kwalifikowane są do leczenia metodą tomoterapii spiralnej.

***Fot. 1**. Tomoterapia spiralna (HT) w Wielkopolskim Centrum Onkologii*
Źródło: Obrazy pochodzą z Zakładu Radioterapii II, WCO.

Wprowadzenie

Wielkopolskie Centrum Onkologii (WCO) w grudniu 2008 roku stało się posiadaczem pierwszego w Polsce akceleratora tomoterapeutycznego HT (*Helical Tomotherapy*). W 2011 roku podobny akcelerator zainstalowany został w Centrum Onkologii w Gliwicach. Obecnie na świecie zainstalowanych jest ponad 500 aparatów tomoterapeutycznych różniących się między sobą funkcjonalnościami zależnymi od wersji. Są to odpowiednio: Tomo H, Tomo HD oraz Tomo HDA.

Tomo H (*Helical*) jest wersją bazową umożliwiającą realizację napromieniania w trybie spiralnym z wykorzystaniem stałej szerokości rozwarcia szczęk pierwotnych. Szerokość rozwarcia szczęk pierwotnych definiowana jest w osi długiej pacjenta. Tomo HD (*Helical and Direct*) umożliwia dodatkowo napromienianie kierunkowe, które polega na dostarczeniu dawki ze stałej pozycji źródła promieniowania ustawionego nieruchomo, pod określonym kątem względem ciała pacjenta. Wersja Tomo HDA (*Helical, Direct and Adaptive*) pozwala na optymalizację rozwarcia szczęk pierwotnych w trakcie dostarczania dawki terapeutycznej.

HT zainstalowana w WCO odpowiada wersji Tomo H. Dlatego w pracy przedstawiono ogólną charakterystykę wersji bazowej aparatu tomoterapeutycznego oraz sposób realizacji napromieniania i przypadki kliniczne leczone przy użyciu trybu spiralnego.

Charakterystyka HT

W tomoterapii spiralnej (HT) stosowane jest obracające się wokół pacjenta źródło wiązki promieniowania fotonowego. Jak to określił sam twórca urządzenia, Rockwell Mackie, nazwa powstała poprzez połączenie słów tomografia (*tomography*) i radioterapia (*radiation therapy*). HT stała się nową i obiecującą metodą realizującą założenia IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*) [1-6]. Podczas dostarczania promieniowania wachlarzykowata wiązka fotonów o energii 6 MV obraca się wokół pacjenta, podczas gdy stół terapeutyczny wraz z pacjentem powoli przesuwają się w stronę okola aparatu terapeutycznego, jak podczas wykonywania badania na tomografii komputerowej (TK). Szerokość wiązki wachlarzykowej w płaszczyźnie poprzecznej wynosi 40 cm, natomiast grubość wiązki w płaszczyźnie strzałkowej może być regulowana w zakresie od 1 do 5 cm. Zarówno szerokość, jak i grubość wiązki wachlarzykowej mierzone są w izocentrum aparatu. Wykorzystanie spiralnej trajektorii ruchu źródła promieniowania w trakcie dostarczenia dawki umożliwia napromienianie jednorazowo obszaru o długości nawet do 160 cm (bez konieczności łączenia pól). Stanowi to niepodważalny atut HT i znajduje zastosowanie np. w napromienianiu osi mózgowo-rdzeniowej CSI (*Cranio Spinal Irradition*) czy też napromienianiu szpiku kostnego TMI (*Total Marrow Irradiation*).

Fluencja fotonów w różnych częściach wiązki wachlarza jest modulowana za pomocą binarnego kolimatora wielolistkowego MLC (*Multileaf Collimator*). Kolimator składa się z 64 listków, każdy o szerokości 6,25 mm mierzonej w izocentrum [5]. Sekwencje otwarcia/zamknięcia poszczególnych listków kolimatora są konfigurowane w trakcie optymalizacji rozkładu dawek podczas planowania leczenia. Dla każdej spośród 51 projekcji promieniowania przypadających na jeden obrót źródła wokół ciała pacjenta możliwe jest wygenerowanie od jednej do kilku sekwencji otwarcia/zamknięcia listków MLC [3, 5]. Ilość sekwencji dla jednej projekcji uwarunkowana jest wartością współczynnika skoku definiującego ilość obrotów wokół elementarnej objętości poddanej napromienianiu. Dla przykładu, jeśli skok określony jest jako 0,5, dla każdej projekcji możliwe są dwie sekwencje, jeśli jako 0,2 – pięć sekwencji. Dzięki temu możliwe jest dostarczenie wysoce konformalnej dawki promieniowania do obszaru tarczowego.

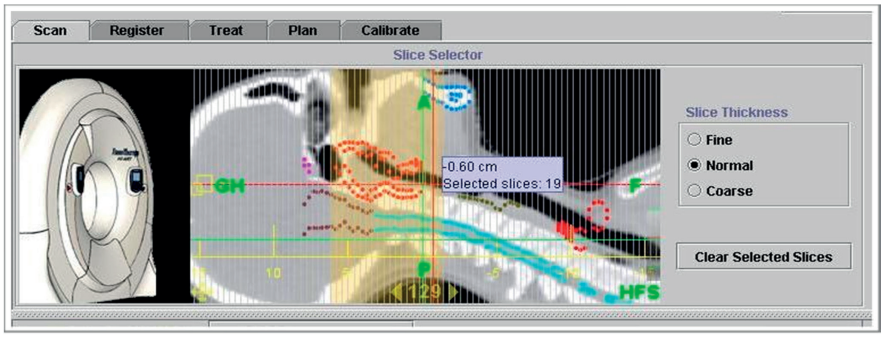
Kolejną funkcją HT jest możliwość skanowania obszaru leczonego. Detektory umieszczone po przeciwległej stronie pacjenta (względem źródła promieniowania) umożliwiają rejestrację promieniowania jonizującego i w efekcie niosą sygnał, który może zostać wykorzystany podczas rekonstrukcji megawoltowych obrazów tomografii komputerowej (MVCT). Obrazy MVCT mogą być wykonywane przed każdą frakcją napromieniania. Podstawowym celem obrazowania MVCT jest weryfikacja ułożenia pacjenta i jego anatomii [6-9].

W przypadku, gdy w trakcie kursu radioterapii dochodzi do znaczących zmian objętości obszaru tarczowego bądź też narządów krytycznych i tkanek zdrowych, mogą zaistnieć znaczące rozbieżności pomiędzy zaplanowanymi i aktualnie dostarczanymi dawkami. System HT umożliwia na dowolnym etapie leczenia modyfikację pierwotnego planu leczenia na podstawie aktualnej anatomii pacjenta, czyli umożliwia realizację procedur radioterapii adaptacyjnej ART (*Adaptive Radiotherapy*).

Dawka otrzymana w trakcie pojedynczej procedury obrazowania waha się w granicach 0,01-0,03 Gy. Energia wykorzystywana w trakcie tworzenia skanów (MVCT) wynosi 3,5 MV. Skanowanie obszaru zainteresowania możliwe jest w trzech trybach: *fine* co 2 mm, *normal* co 4 mm oraz *coarse* co 6 mm. Wykorzystując zaimplementowany w systemie algorytm fuzji obrazów, aktualna anatomia pacjenta przedstawiona na MVCT porównywana jest z obrazami wykorzystanymi podczas tworzenia planu leczenia (kVCT). Ocena zgodności pomiędzy obrazami MVCT oraz kVCT może zostać przeprowadzona w oparciu o (i) struktury kostne, (ii) struktury kostne i tkanki miękkie lub (iii) w oparciu o pełną rekonstrukcję obrazu. Wartości przesunięcia stołu regulowane są automatycznie. Aparat nie jest wyposażony w funkcję rotacji stołu, natomiast limit regulacji bocznej (X-Lat) wynosi 2,5 cm.

Jakość obrazów MVCT jest gorsza od typowego obrazu kVCT tworzonego na tomografie diagnostycznym. Wynika to z wyższego współczynnika szumu dla MVCT oraz niższej rozdzielczości zarówno kontrastowej, jak i przestrzennej. Niemniej jednak, jakość MVCT jest lepsza niż jakość megawoltowych obrazów tworzonych na bazie technologii wiązki stożkowej na konwencjonalnych akceleratorach liniowych (MV-CBCT) [17]. Homogenność obrazów MVCT jest porównywalna z homogennością uzyskiwaną na tomografach diagnostycznych i jest zdecydowanie lepsza od homogenności dla kilowoltowych lub megawoltowych obrazów uzyskanych na podstawie wiązki stożkowej (kV- lub MV-CBCT).

Zaletą wykorzystywania energii megawoltowej do obrazowania jest znacząca redukcja artefaktów niesionych przez struktury o bardzo wysokich gęstościach elektronowych

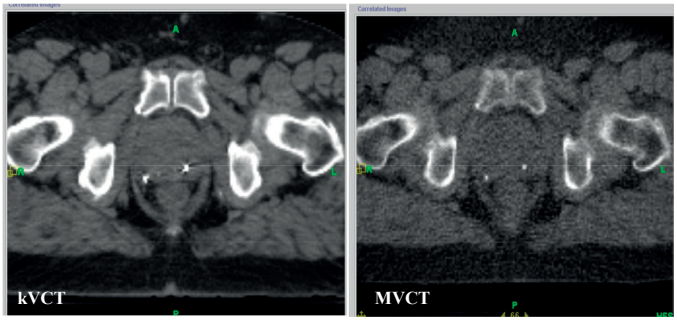


***Fot. 2**. Skanowanie obszaru leczonego – MVCT*

Źródło: Obrazy pochodzą z Zakładu Radioterapii II, WCO.

(np. endoprotezy, amalgamatowe wypełnienia stomatologiczne, mosty stomatologiczne itp.)

Warto zauważyć, że detektory wykorzystywane w trakcie tworzenia obrazów MVCT mogą być stosowane również do weryfikacji oraz rekonstrukcji aktualnie dostarczonych dawek na obrazach MVCT.



***Fot. 3**. Jakość obrazu kVCT vs MVCT*

Źródło: Oobrazy pochodzą z Zakładu Radioterapii II, WCO.

Przygotowanie do leczenia

Przygotowanie do leczenia na HT jest bardzo zbliżone od klasycznego procesu planowania wykonywanego przed rozpoczęciem terapii na konwencjonalnych akceleratorach liniowych. Jedyną różnicą jest to, że nie ma potrzeby wykorzystania symulatora RTG, czy też wirtualnej symulacji TK. Weryfikacja MVCT wykonana bezpośrednio na HT, dzięki trójwymiarowej rekonstrukcji obrazów, dostarcza więcej informacji na temat lokalizacji struktur kostnych i tkanek miękkich niż użycie klasycznego symulatora RTG i jest porównywalna z wirtualną symulacją. Ponadto niweluje ona błędy systematyczne, wynikające z wykonywania procedur weryfikacji, a następnie napromieniania na dwóch różnych urządzeniach (symulator RTG i akcelerator, tomograf CT (wirtualna symulacja) i akcelerator) [7-11].

Wszyscy pacjenci napromieniani na okolicę głowy i szyi unieruchamiani są za pomocą 5-punktowych masek termoplastycznych stabilizujących szyję, kark i ramiona. W przypadku pacjentów z nowotworami mózgu stosowane są maski 3-punktowe. W obu przypadkach w celu uzyskania optymalnej pozycji głowy i szyi stosuje się karbonowe podstawki pod szyję, dopasowywane indywidualnie do krzywizny karku pacjenta. Maski mocowane są do karbonowej podstawki, która z kolei mocowana jest do stołu terapeutycznego.

Większość pacjentów z chorobą zlokalizowaną w miednicy leczona jest w pozycji na plecach. Najczęściej stosowanym unieruchomieniem dla takiej pozycji terapeutycznej jest podstawka typu Combifix™ (Civco Medical Solutions, Kalona, IA, USA) bezpośrednio stabilizująca kończyny dolne i pośrednio – miednicę. Unieruchomienie to, redukując napięcie mięśni pośladkowych i mięśni grzbietu, niweluje naturalną krzywiznę odcinka lędźwiowego kręgosłupa i prowadzi w konsekwencji do przylegania całej powierzchni pleców do stołu terapeutycznego. Efektem pośrednim stosowania tego unieruchomienia jest uzyskanie większych odległości pomiędzy odbytnicą i gruczołem krokowym niż w przypadku ułożenia naturalnego (bez podstawki). Jeżeli ułożenie na plecach jest niemożliwe, pacjenci układani są na brzuchu z wykorzystaniem podstawki brzusznej (Bellyboard™, Civco Medical Solutions, Kalona, IA, USA) stabilizującej miednicę poprzez mechaniczne odciągnięcie i unieruchomienie brzucha w otworze podstawki. Dodatkowym efektem zastosowania tego unieruchomienia jest oddalenie jelit od obszaru napromieniania, np. narządów rodnych kobiety lub gruczołu krokowego. Innymi unieruchomieniami stosowanymi w WCO są podstawki płucne (Lungboard, Civco Medical Solutions, Kalona, IA, USA) czy też piersiowe (Breastboard™, Civco Medical Solutions, Kalona, IA, USA) stabilizujące ułożenie pacjenta i wpływające na zmianę trajektorii ruchów oddechowych, redukując częściowo wychylenia w osi pionowej. Często wykorzystywanym stabilizatorem jest materac próżniowy, pozwalający na odpowiednie wymodelowanie indywidualnej formy terapeutycznej dla pacjenta. Unieruchomienia niestandardowe, np. połączenie maski termoplastycznej z materacem lub podstawką typu Combifix™, stosowane są dla rozległych zmian, jak nowotwory wymagające napromieniania osi mózgowo-rdzeniowej czy mięsaki [8-11].

Po doborze odpowiedniego unieruchomienia pacjent poddawany jest obrazowaniu na tomografie komputerowym (Siemens Somatom Definition AS). Odległości pomiędzy przekrojami tomograficznymi uzależnione są od wielkości i zróżnicowania przestrzennego obszaru tarczowego i mogą wynosić odpowiednio 2 mm, 3 mm lub 5 mm. Jeżeli jest to wskazane, podawany zostaje środek cieniujący w celu lepszej wizualizacji guza i/lub węzłów chłonnych. Środek cieniujący jest najczęściej stosowany podczas obrazowania obszaru głowy i szyi. Podaje się go po wykonaniu pierwszej serii przekrojów tomograficznych. Najczęściej stosowany schemat to 100 ml kontrastu w przepływie 1,5 z opóźnieniem 100 sekund dzięki czemu uwidocznienie. Druga seria przekrojów, ze środkiem cieniującym, wykonywana jest w tym samym ułożeniu, co pierwsza seria po to, aby otrzymane obrazy można było automatycznie nałożyć i efektywnie wykorzystać podczas przygotowywania planu leczenia. Konieczność wykonania dwóch serii (z kontrastem i bez kontrastu) podyktowana jest tym, że środek cieniujący, polepszając widoczność poszczególnych struktur anatomicznych, zmienia jednocześnie wartości jednostek Hounsfielda (jH) dla pikseli tworzących cyfrową reprezentację tych struktur na obrazie tomograficznym. Poprawność procesu optymalizacji i obliczeń rozkładu dawki zdeterminowana jest m.in. gęstościami elektronowymi struktur anatomicznych. Gęstości elektronowe bezpośrednio korelują ze skalą szarości obrazu tomograficznego wyrażoną w jH. Dlatego też zmiana jH uzyskana w wyniku zastosowania środka cieniującego prowadzi do błędnej interpretacji gęstości elektronowych i w konsekwencji błędów podczas optymalizacji i obliczania

rozkładu dawek. Niemniej jednak, istotność kliniczna błędów kalkulacji dawki spowodowana podaniem środka cieniującego jest niewielka (błędy do 1%) [27]. Mimo niewielkiej istotności klinicznej błędu kalkulacji dawki, w WCO dla większości pacjentów obliczenia dawki wykonywane są na przekrojach tomograficznych bez środka cieniującego. Przekroje ze środkiem cieniującym stosowane są, jak wcześniej wspomniano, w celu zwiększenia precyzji wyznaczania (obrysowywania) obszaru tarczowego i narządów krytycznych. W tym samym celu można wykorzystać również przekroje uzyskane dzięki innym metodom obrazowania, tj. rezonansowi magnetycznemu (MR) czy też pozytonowej tomografii emisyjnej (PET). Podstawowym warunkiem determinującym efektywne wykorzystanie obrazów PET czy też MR w trakcie planowania leczenia jest wykonanie ich w identycznych warunkach jak obrazy TK, to znaczy w pozycji terapeutycznej, najlepiej w masce lub unieruchomieniu. Warunkuje to poprawną fuzję z obrazami TK.

W WCO narządy krytyczne obrysowywane są przez elektroradiologa. Lekarz radioterapeuta sprawdza poprawność wrysowanych przez elektroradiologa struktur i definiuje obszary napromieniania: GTV (*Gross Tumor Volume*), CTV (*Clinical Tumor Volume*) oraz PTV (*Planning Tumor Volume*). Następnie wysyła zlecenie do pracowni planowania leczenia, gdzie zespół fizyków medycznych przygotowuje plan leczenia.

Po analizie i zaakceptowaniu planu leczenia, fizycy medyczni przygotowują plan weryfikacji dozymetrycznej, która wykonywana jest na HT przed rozpoczęciem kursu radioterapii. W przypadku uzyskania pozytywnego wyniku weryfikacji, plan leczenia dopuszczany jest do realizacji klinicznej.

Realizacja napromieniania

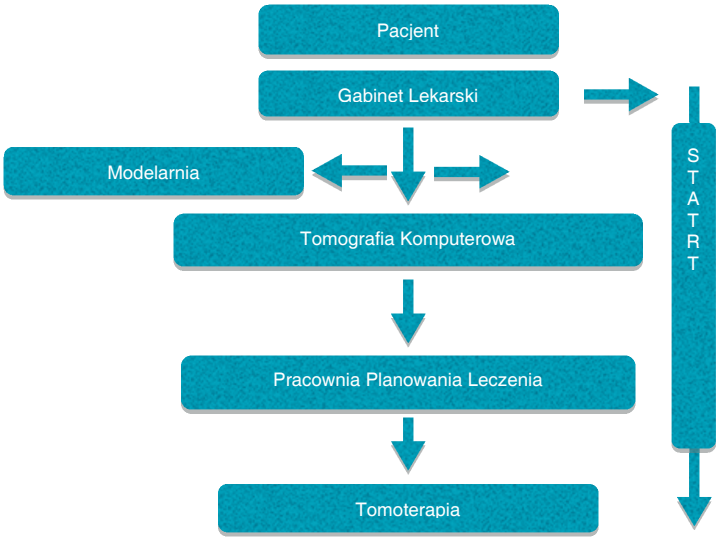
Proces realizacji każdej frakcji napromieniania na HT w WCO można podzielić na:

1) Pozycjonowanie – czynności związane z ułożeniem pacjenta na stole terapeutycznym, założenie maski, dostosowanie laserów do punktów centrowania.
2) Obrazowanie – proces skanowania obszaru tarczowego, na podstawie którego przeprowadzana będzie weryfikacja obrazowa. Tryb skanowania uzależniony jest od wielkości PTV, jego lokalizacji oraz odległości między przekrojami wykorzystanymi w trakcie planowania leczenia (2 mm, 3 mm, 5 mm). Według protokołu stosowanego w WCO dla HT, obszar skanowania obejmuje cały GTV wraz z narządami krytycznymi znajdującymi się w jego bezpośrednim sąsiedztwie (np. dla raka dna jamy ustnej – obejmowane są ślinianki, dla raka prostaty – pęcherz i część odbytnicy). Raz w tygodniu weryfikacji obrazowej poddawany jest cały obszar PTV ze wszystkimi narządami krytycznymi uwzględnionymi w procesie planowania.
3) Weryfikacja MVCT – obrazy MVCT porównywane są z obrazami kVCT wykorzystanymi w trakcie planowania leczenia. Wykryte w ten sposób nieprawidłowości ułożenia pacjenta niwelowane są na drodze korekcji automatycznej (systemowej) i manualnej (elektroradiolodzy).
4) Napromienianie – dostarczenie dawki frakcyjnej wg planu leczenia. Czas napromieniania jest uzależniony od: rozległości i lokalizacji zmiany oraz parametrów planu leczenia, takich jak szerokości wiązki, współczynnik skoku oraz modulacji [11].

Czas potrzebny na pozycjonowanie (1) i weryfikację (3) MVCT na HT jest porównywalny z czasem, jaki należy poświęcić tym czynnościom na konwencjonalnych akceleratorach liniowych [10, 11]. Czas obrazowania (2) metodą spiralną przy użyciu wiązki wachlarzykowej (wiele obrotów wokół ciała pacjenta) jest zazwyczaj dłuższy niż w przypadku obrazowania metodą wiązki stożkowej (MV- lub kV-CBCT) stosowanej na konwencjonalnych akceleratorach liniowych (jeden obrót). Z uwagi na złożoność planów leczenia, proces dostarczenie dawki – napromienianie (4) na HT może być także dłuższy w porównaniu z innymi metodami (IMRT, VMAT) [11,12,13, 21]. Należy jednak pamiętać, że w przypadku realizacji napromieniania wielowiązkową, dynamiczną metodą IMRT (*Sliding Window*), należy dodatkowo uwzględnić czas ruchu głowicy aparatu terapeutycznego podczas zmiany pól terapeutycznych. O ile ruch głowicy odbywa się automatycznie, to w przypadku technik niekoplanarnych zmiana pozycji stołu musi odbyć się pod bezpośrednią kontrolą elektroradiologa (konieczność wejścia do bunkra terapeutycznego). Generuje to dodatkowy czas niezbędny do prawidłowej realizacji frakcji napromieniania. W przypadku wielowiązkowych, statycznych metod IMRT (*Step and Shoot*) należy także uwzględnić czas niezbędny na zmiany pozycji listków MLC dla każdego z pól terapeutycznych, które uwarunkowane są liczbą dopuszczalnych segmentów stosowanych podczas napromieniania.

Na podstawie grupy 656 pacjentów leczonych w latach 2009-2013 określono średni czas potrzebny na realizację procedury napromieniania na HT w WCO. Wynosi on 15 minut i umożliwia napromienienie 40 pacjentów w ciągu 10 godzin [10,11]. Oprócz realizacji procedur terapeutycznych (napromienianie pacjentów) w łączny czas pracy aparatu wliczone są: (i) czas przeznaczony na weryfikacje dozymetryczne, (średnio 4 weryfikacje dziennie, czas weryfikacji jest równoważny czasowi napromieniania pacjenta) oraz (ii) czas przeznaczony na realizację testów kontrolnych aparatu.

Unikalną funkcją, jaką posiada HT, jest STAT(RT). Pozwala ona na wykonanie pełnej procedury radioterapii z uwzględnieniem skanowania, planowania leczenia i napromieniania bezpośrednio na aparacie HT. Jest ona stosowana w celu poprawy jakości leczenia paliatywnego, gdy z uwagi na dolegliwości wymagane jest natychmiastowe wdrożenie terapii. Funkcja tego typu nie jest dostępna na konwencjonalnych akceleratorach liniowych z powodu braku pełnej integracji między systemem obrazowania, planowania i terapii. Eliminuje ona straty czasu potrzebnego na transfer danych i przemieszczanie się pacjentów pomiędzy tomografem, symulatorem RTG i aparatem terapeutycznym [14].



***Rys. 1**. Ścieżka przygotowania pacjenta do leczenia*

Zastosowanie kliniczne

HT umożliwia przeprowadzenie leczenia nowotworów, które ze względu na zaawansowanie i/lub lokalizację stanowią największe wyzwanie dla zespołu terapeutycznego począwszy od uzyskania akceptowalnego rozkładu dawki aż po techniczne aspekty realizacji napromieniania.

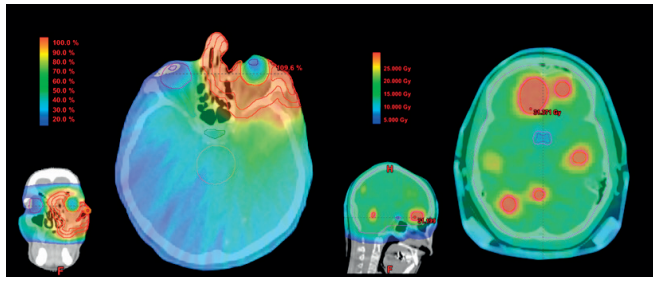
Stosowanie HT pozwala na dostarczenie terapeutycznej dawki promieniowania do całego obszaru tarczowego i jednocześnie znacząco obniża wysokość dawek dostarczanych do narządów krytycznych w porównaniu z konwencjonalnymi urządzeniami do radioterapii [10,15,16]. Ponadto dzięki weryfikacji MVCT możliwe jest monitorowanie zachodzących w trakcie leczenia zmian morfologicznych w obszarze zainteresowania i dostosowywanie planu leczenia adekwatnie do obserwowanych zjawisk (regresja guza, utrata masy ciała, obrzęk). W wielu pracach wykazano większą jednorodność rozkładu dawki dostarczanej do objętości tarczowej przy zastosowaniu HT niż przy zastosowaniu technik IMRT czy VMAT [18-26]. Jednocześnie redukcja dawki w narządach krytycznych osiągana na HT może potencjalnie przełożyć się na zmniejszenie odległych powikłań leczenia [22-26]. Spodziewanym efektem powyższych właściwości dozymetrycznych planów tomoterapeutycznych jest zwiększenie szeroko pojętej skuteczności radioterapii – poprawa kontroli miejscowej LC (*Local Control*) i jakości życia chorych QoL (*Quality of Life*), a w konsekwencji również przeżyć całkowitych OS (*Overall Survival*). Niestety, dotychczasowy czas obserwacji (pierwsze kliniczne wykorzystanie HT datowane jest na 2003 rok) i brak badań randomizowanych porównujących wyżej wymienione parametry: LC, QoL, OS dla różnych technik leczenia, nie pozwalają jednoznacznie określić faktycznej przewagi HT nad innymi. Niepodważalnym faktem jest udowodniony w wielu pracach dozymetryczny zysk HT i umożliwienie przeprowadzenia terapii w przypadkach, w których przy zastosowaniu klasycznego akceleratora nie można by uzyskać akceptowalnego rozkładu dawki dla leczenia radykalnego.

Obrazowym przykładem mogą być nowotwory mózgu, zlokalizowane blisko pnia mózgu czy rdzenia przedłużonego lub nowotwory zatok czy oczodołu sąsiadujące ze strukturami układu optycznego (nerwem wzrokowym, skrzyżowaniem nerwów wzrokowych itp).

Ponadto aparat daje możliwości napromieniania kilku niezależnych zmian, wykorzystując jeden plan leczenia i to samo pozycjonowanie. Przykładem może być leczenie choroby - oligometastatycznej, tzn. napromienianie kilku zmian przerzutowych jednocześnie.

HT można także wykorzystać do powtórnej radioterapii, gdy narządy krytyczne otaczające zmianę otrzymały już dawkę bliską lub równą ich dawki tolerancji.

Unikalna długość pola dla HT (160 cm) pozwala na napromienianie długich pól (np. osi mózgowo-rdzeniowej lub całego szpiku) bez konieczności łączenia pól i ryzyka powstawania nieprzewidzianych gorących i zimnych obszarów.



***Fot. 4**. 1) zaawansowany rak skóry, 2) wieloogniskowe przerzuty do mózgu*

Podsumowanie

Instalacja tomoterapii spiralnej w Wielkopolskim Centrum Onkologii poszerzyła spektrum pacjentów leczonych metodą radioterapii. Część przypadków klinicznych, które dotychczas były dyskwalifikowane z leczenia radioterapeutycznego na konwencjonalnych akceleratorach liniowych, poddawana jest leczeniu na aparacie tomoterapii spiralnej. Nie należy jednak utożsamiać tomoterapii spiralnej z grupą pacjentów, dla której leczenie na konwencjonalnych akceleratorach liniowych z przyczyn technologicznych nie może być realizowane. Tomoterapia spiralna może być stosowana z powodzeniem do leczenia wszystkich zmian nowotworowych, które kwalifikowane są do radioterapii. Wstępne obserwacje sugerują, że w przypadku wybranych lokalizacji obszaru tarczowego, leczenie przy użyciu tomoterapii spiralnej może przynosić więcej korzyści niż w przypadku radioterapii realizowanej na konwencjonalnych akceleratorach liniowych. Niemniej, w celu potwierdzenia niniejszej hipotezy potrzebny jest zdecydowanie dłuższy czas obserwacji pacjentów poddanych leczeniu przy użyciu tej metody.

Literatura

1. T.R. Mackie, J. Balog, S. Swerdloff i in.: *Tomotherapy: a new concept for the delivery of conformal radiotherapy*, Med Phys, 20, 1993, 1709-1719.
2. T.R. Mackie, J. Balog, K. Ruchala i in.: *Tomotherapy*, Semin Radiat Oncol., 9, 1999, 31-65.
3. S. Yartsev, T. Kron i in.: *Tomotherapy planning of small brain tumours*, Radiother Oncol., 74, 2005, 49-52.
4. J. Gomez-Millan, J.R. Fernández, J.A. Medina Carmona: *Current status of IMRT in head and neck cancer*, Rep Pract Oncol Radiother., 18(6), 2013, 371-375.
5. D.M. Shepard, G.H. Olivera, P.J. Reckwerdt i in.: *Iterative approaches to dose optimisation in tomotherapy*, Phys Med Biol, 45, 2000, 69-90.
6. D.M. Shepard i in.: *Simple model for examining issues in radiotherapy optimization,* Med Phys, 26, 1999, 1212.
7. L.J. Forrest, T.R. MacKie, K. Ruchala i in.: *The utility of megavoltage computed tomography images from a helical tomotherapy system for setup verification purposes*, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 60, 2004, 1639-1644.
8. K.M. Langen, Y. Zhang, R. Andrews i in.: *Initial experience with megavoltage (MV) CT guidance for daily prostate alignments*, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 62, 2005, 1517-1524.
9. T. Piotrowski, K. Kaczmarek, T. Bajon i in.: *Evaluation of Image-guidance Strategies for Prostate Cancer*, Technol Cancer Res Treat, 13, 2014, 583-591.
10. T. Piotrowski, E. Czajka, B. Bąk i in.: *Tomotherapy: Implications on Daily Workload and Scheduling Patients based on Three Years' Institutional Experience,* Technol Cancer Res Treat, 13, 2014, 233-242.
11. F.K. Lee, C.W. Yip, F.C. Cheung i in.: *Dosimetric difference amongst 3 techniques: TomoTherapy, sliding-window intensity-modulated radiotherapy (IMRT), and RapidArc radiotherapy in the treatment of late-stage nasopharyngeal carcinoma (NPC)*, Med Dosim, 39, 2014, 44-49.
12. T. Piotrowski, J. Kaźmierska, A. Sokołowski i in.: *Impact of the spinal cord position uncertainty on the dose received during head and neck helical tomotherapy*, J Med Imaging Radiat Oncol, 57, 2013, 503-511.
13. T. Piotrowski, M. Skórska, A. Jodda i in.: *Tomotherapy – different way of dose delivery in radiotherapy*, Współczesna Onkologia *(Contemporary Oncol)*, 16, 2012, 16-25.
14. A. McIntosh, N. Dunlap, K. Sheng i in.: *Helical tomotherapy-based STAT RT: Dosimetric evaluation for clinical implementation of a rapid radiation palliation program*, Med Dosim, 35, 2010, 280-286.
15. K. Składowski, A. Grządziel, M. Hutnik i in.: *Kliniczne zasady planowania i realizacji radioterapii modulacją intensywności wiązki (IMRT) u chorych na nowotwory głowy i szyi*, Onkologia w Praktyce Klinicznej, 3(5), 241-248.
16. M. Rao, W. Yang, F. Chen i in.: *Evaluation of arc based intensity modulated radiotherapy for head and neck cancer*, Int J Rad Oncol Biol Phys., 75, 2009, 419.
17. S.L. Meeks, J.F. Harmon, K.M. Langen, T.R. Willoughby i in.: *Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit*, Med Phys., 32, 2005, 2673-2681.
18. M. Skórska, T. Piotrowski: *Empirical estimation of beam-on time for prostate cancer patients treated on Tomotherapy*, Rep Pract Oncol Radiother., 18(4), 2013, 201-208.
19. A. Fogliata i in.: *On the performances of Intensity Modulated Protons, RapidArc and Helical Tomotherapy for selected paediatric cases*, Radiat Oncol., 4, 2009, 2.
20. D. Wolff i in.: *Volumetric modulated arc therapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step-and-shoot IMRT and 3D-conformal RT for treatment of prostate cancer*, Radiat Oncol., 93, 2009, 226-233.
21. Ch.-L. Tsai i in.: *Treatment and Dosimetric Advantages Between VMAT, IMRT, and Helical TomoTherapy in Prostate Cancer*, Med Dos., 36(3), 2011, 264-271.
22. V. Jacob i in.: *A planning comparison of dynamic IMRT for different collimator leaf thicknesses with helical tomotherapy and rapidArc for prostate and head and neck tumors*, Strahlenther Onkol., 186(9), 2010, 502-510.
23. M. Voordeckers i in.: *Parotid gland sparing with helical tomotherapy in head-and-neck cancer*, Int J Radiat Oncol Biol Phys., 84(2), 2012, 443-448.
24. N.P. Nguyen i in.: *Feasibility of image-guided radiotherapy based on helical tomotherapy to reduce contralateral parotid dose in head and neck cancer*, BMC Cancer, 12, 2012, 175.
25. R. Tarnawski i in.: *Feasibility of reducing the irradiation dose in regions of active neurogenesis for prophylactic cranial irradiation in patients with small-cell lung cancer*, Neoplasma, 58(6), 2011, 507-515.
26. T. Piotrowski i in.: *The new two-component conformity index formula (TCCI) and dose-volume comparisons of the pituitary gland and tonsil cancer IMRT plans using a linear accelerator and helical Tomotherapy*, Rep Pract Oncol Radiother., 14(4), 2009, 133-145.
27. S.L. Liauw, R.J. Amdur, W.M. Mendenhall, J. Palta, S. Kim: *The effect of intravenous contrast on intensity-modulated radiation therapy dose calculations for head and neck cancer*, Am J Clin Oncol., 28(5), 2005, 456-459.