



Praca poglądowa/Review paper

Metody kompensacji ruchomości oddechowej

Respiratory motion compensation methods

Weronika Kijeska¹, Justyna Kosmowska¹, Katarzyna Świątek¹, Agnieszka Skrobała¹,

¹Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, Poznań, Polska

Streszczenie

Ruchomość struktur anatomicznych pacjenta może wpływać na precyzję dostarczenia dawki. Istnieją różne metody radzenia sobie z ruchem narządów w trakcie procesu napromieniania. Celem badania był przegląd rozwiązań radzących sobie z ruchomością oddechową pacjentów. Zostały przedstawione i omówione kompensacje tej ruchomości podczas napromieniania wiązkami zewnętrznymi oraz systemy kontrolowania i jej monitorowania. Oprócz metod wykorzystywanych na klasycznych akceleratorach liniowych przybliżono technikę śledzenia oddechowego – ang. tracking stosowaną w systemie CyberKnife.

Abstract

The motion of the patient's anatomical structures may affect the accuracy of its delivery. There are different methods of dealing with organ movement while delivering treatment. The aim of the study was to review solutions dealing with the respiratory motions of patients. Compensation of this motion during irradiation with external beams and control and monitoring systems have been presented and discussed. In addition to the methods used on classical linear accelerators, the respiratory tracking technique used on the CyberKnife was presented.

Słowa kluczowe: ruchomość oddechowa, rpm, dibh, bramkowanie oddechowe, abc, śledzenie

Keywords: respiratory motion, rpm, dibh, gating, abc, tracking

Adres do korespondencji

Weronika Kijeska

Zakład Fizyki Medycznej,

Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, Polska

Telefon. +48 61 885 05 52

e-mail: weronika.kijeska@wco.pl

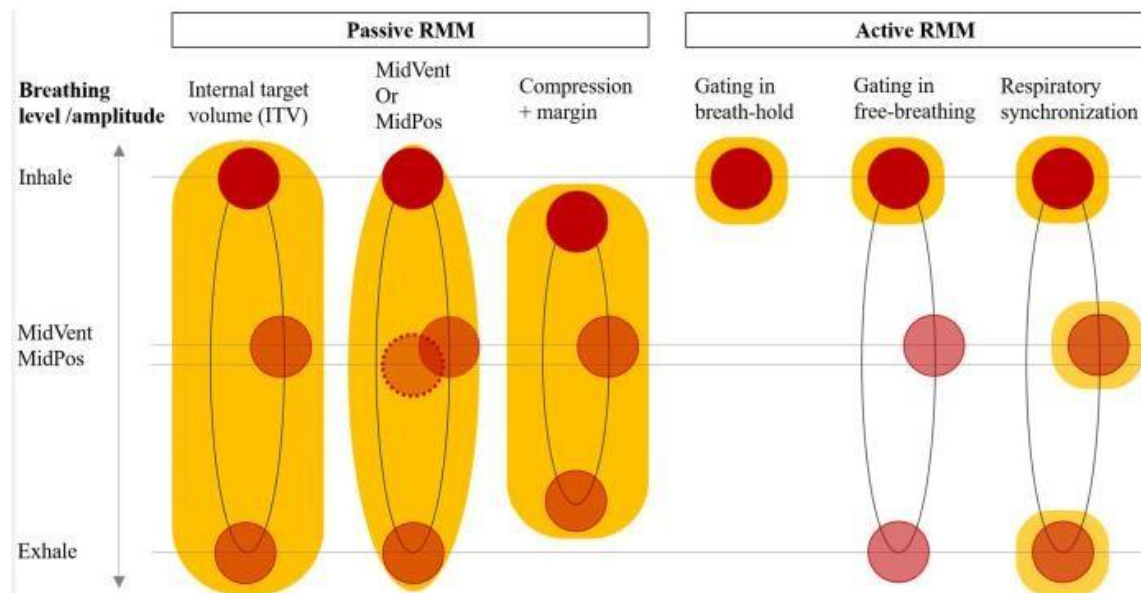
Wprowadzenie

Ruchomość struktur anatomicznych pacjenta wpływa na precyzję dostarczenia dawki promieniowania. Ruch ten może być związany z układem oddechowym, z ruchem mięśni sercowych oraz mięśni ulokowanych w przewodzie pokarmowym [1,2]. Ruchy oddechowe pacjenta mogą wpływać na lokalizację guza nowotworowego przede wszystkim w klatce piersiowej, jamie brzusznej, a nawet w miednicy, dlatego margines stosowany do klinicznej objętości napromienianej CTV (ang. Clinical Target Volume) jest większy niż w przypadku zmian występujących w innych lokalizacjach, co powoduje napromienienie większej objętości zdrowej tkanki. Codzienne ułożenie pacjenta w trakcie poszczególnych frakcji napromieniania, zmiany w anatomii, progresja czy zmniejszenie się zmiany nowotworowej kontrolowane są poprzez radioterapię sterowaną obrazem IGRT (ang. Image Guided Radiation Therapy) [3]. Technika IGRT wykorzystuje dwuwymiarowe obrazowanie kilowoltowe (kV) lub trójwymiarowe obrazowanie wiązką stożkową CBCT (ang. Cone Beam Computed Tomography) stosowane przed każdą sesją terapeutyczną. Przy czym samo śledzenie ułożenia pacjenta nie rozwiązuje problemów związanych z ruchomością oddechową napromienianych zmian. Ruchomość ta musi być uwzględniona zarówno podczas wykonywania badania tomografii komputerowej jak i podczas procesu planowania leczenia radioterapii.

W niniejszej pracy przedstawiono możliwości kompensacji ruchomości oddechowej pacjentów ze zmianami nowotworowymi zlokalizowanymi w obrębie klatki piersiowej.

Kompensacja ruchomości oddechowej podczas napromieniania wiązkami zewnętrznymi oraz systemy monitorowania ruchomości oddechowego guza

Systemy monitorowania ruchomości oddechowej pacjenta pozwalają na zmniejszenie negatywnego wpływu ruchów oddechowych na proces leczenia radioterapii. Wyróżnia się dwie metody kontroli ruchomości oddechowej guza: pasywną i aktywną. Przedstawiono je schematycznie na rycinie 1. Do metod pasywnych zaliczamy: skanowanie w trybie slow CT, tomografie 4DCT (ang. Four- Dimensional Computed Tomography) i technikę wymuszonego płytkiego oddechu. Metody aktywne to bramkowanie oddechowe (ang. gating), techniki wstrzymanego oddechu (ABC, ang. Active Breathing Control) / głębokiego wstrzymanego wdechu (DIBH, ang. Deep Inspiration Breath Hold) oraz technika śledzenia (ang. tracking) [2,4].



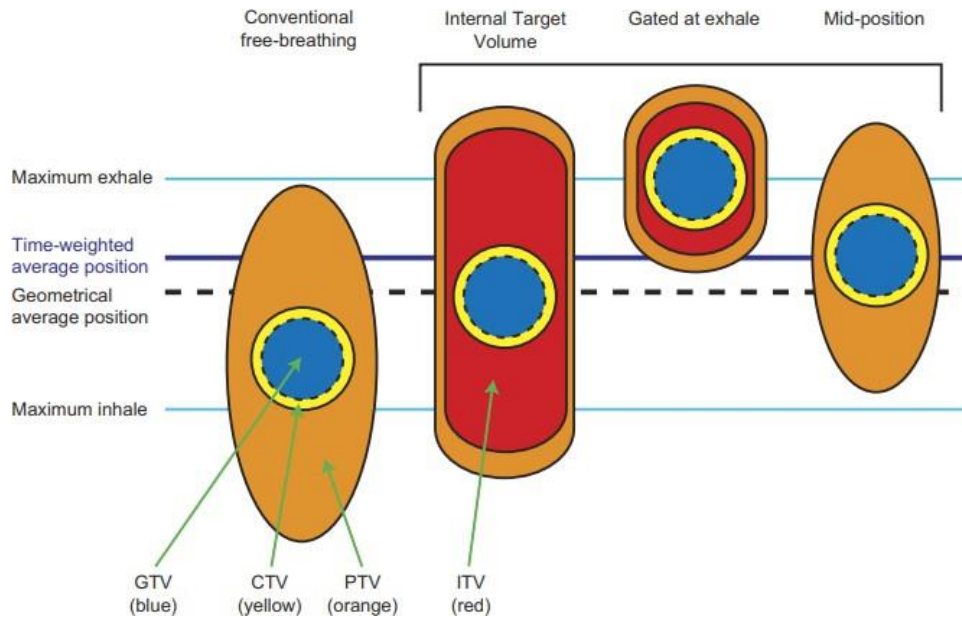
Rycina.1 Pasywna i aktywna metoda kontroli ruchomości oddechowej guza. Graficzne przedstawienie ruchomości guza względem krzywej oddychania: wdech (ang. Inhale), pozycja środkowa wentylacji (MidVent, ang. mid-ventilation), pozycji średniej ważonej czasem (MidPos ang. mid-position) oraz wydech (ang. Exhale) [4].

1. Metody tomograficzne uwzględniające ruchomość oddechową.

Podczas leczenia zmian nowotworowych w płucach bądź jamie brzusznej występują ruchy oddechowe, dlatego też ważne jest wykonanie skanów tomografii komputerowej, które obejmują cały zakres ruchu guza: powolna tomografia komputerowa, tomografia komputerowa na głębokim wstrzymanym wdechu oraz czterowymiarowa tomografia komputerowa.

Podczas wykonywania slow CT skany tomografii komputerowej (TK) są uśrednione tak, aby każdy przekrój był rejestrowany z 10 faz oddechowych. Taki skan powinien ukazywać pełny zakres ruchu oddechowego guza. Technika powolnego skanowania wymaga dodania do objętości guza GTV (ang. Gross Target Volume) marginesów tak, aby obejmowały zmianę nowotworową w całym cyklu oddechowym. Powolne skanowanie jest bardziej korzystne niż skanowanie standardowe, ponieważ obliczenie dawki jest wykonywane dla geometrii guza podczas całego cyklu oddechowego. Zastosowanie trójwymiarowej tomografii komputerowej (3DCT, ang. Three-Dimensional Computed Tomography) przy swobodnym oddechu prowadzi do zniekształceń geometrycznych guza takich jak artefakty w kształcie i położeniu guza, co może skutkować błędnym zinterpretowaniem obszaru guza przez lekarza. Ponadto, aby uwzględnić zmiany geometryczne guza powstałe podczas 3DCT generowane są duże objętości zmiany, co prowadzi do ograniczania skuteczności radioterapii. Dlatego też opracowano czterowymiarową tomografię komputerową, która zmniejsza niepewności geometryczne w obrazach tomografii komputerowej. Zaletą zastosowania 4DCT jest zmniejszenie marginesów dla objętości docelowej guza oraz zwiększenie ochrony zdrowych tkanek. Czterowymiarowa tomografia komputerowa polega na uzyskaniu przekrojów tomografii komputerowej pacjenta skoordynowanymi z fazami oddechowymi. Podczas wykonywania skanów TK pacjent oddycha swobodnie. Za pomocą systemów monitorowania ruchomości oddechowej guza np. (RPM, ang. Real-time Positioning Management) zostaje wykonane badanie TK, które umożliwia synchronizację tomografii komputerowej z ruchomością oddechową pacjenta.

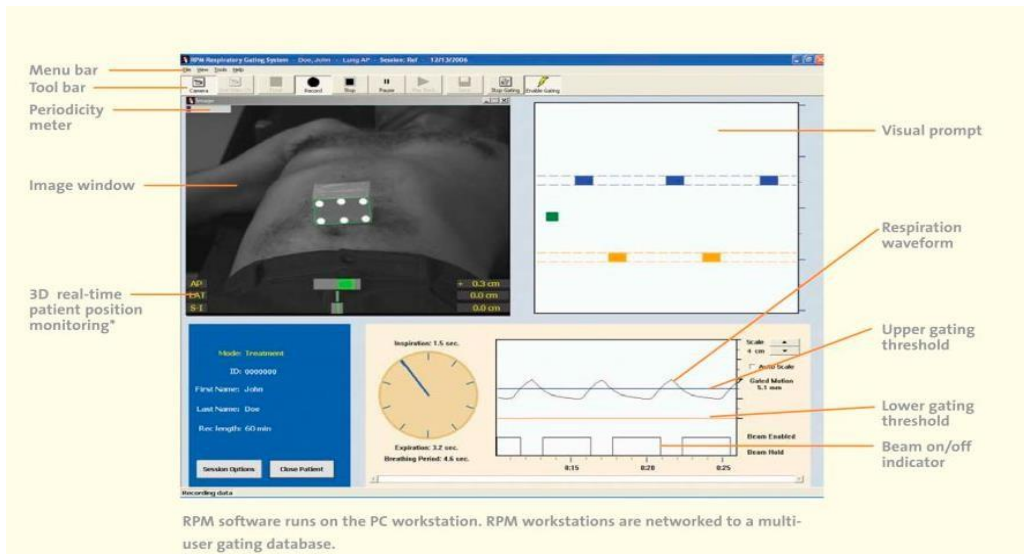
Obrazy z czterowymiarowej tomografii komputerowej są wykorzystywane podczas realizacji napromieniania metodą bramkowania oddechowego, która polega na napromieniowaniu guza w wybranych fazach oddechowych. W obrazowaniu 4DCT przeprowadza się serie skanów odpowiadającą poszczególnym fazom oddechowym, gdzie fazy oddechowe prezentowane są np. za pomocą 10 faz z których każda stanowi 1/10 cyklu oddechowego pacjenta. Taki podział umożliwia wybranie do celów bramkowania oddechowego takich faz oddechowych, które będą jak najbardziej regularne i powtarzalne podczas leczenia, a guz będzie poddany najmniejszej ruchomości oddechowej. Wybrane fazy oddechowe pozwalają również na utworzenie uśrednionej tomografii komputerowej (ang. Average CT), na której zostają okonturowane objętości GTV i CTV. Obrazowanie 4DCT pozwala na precyzyjne określenie położenia guza oraz narządów krytycznych. Warto też wspomnieć o wewnętrznej objętości leczonej (ITV, ang. Internal Target Volume), która umożliwia zwizualizowanie ruchomości guza w jednym cyklu oddechowym. Objętość ITV powstaje poprzez dodanie do CTV marginesu uwzględniającego ruchomość guza. ITV można wyznaczyć na obrazie projekcji maksymalnej intensywności (MIP, ang. Maximum Intensity Projection) lub skanach 4DCT. Graficzny schemat różnych koncepcji planowania leczenia oraz objętości do napromieniania przedstawiono na rycinie 2 [2,5,6,7,18].



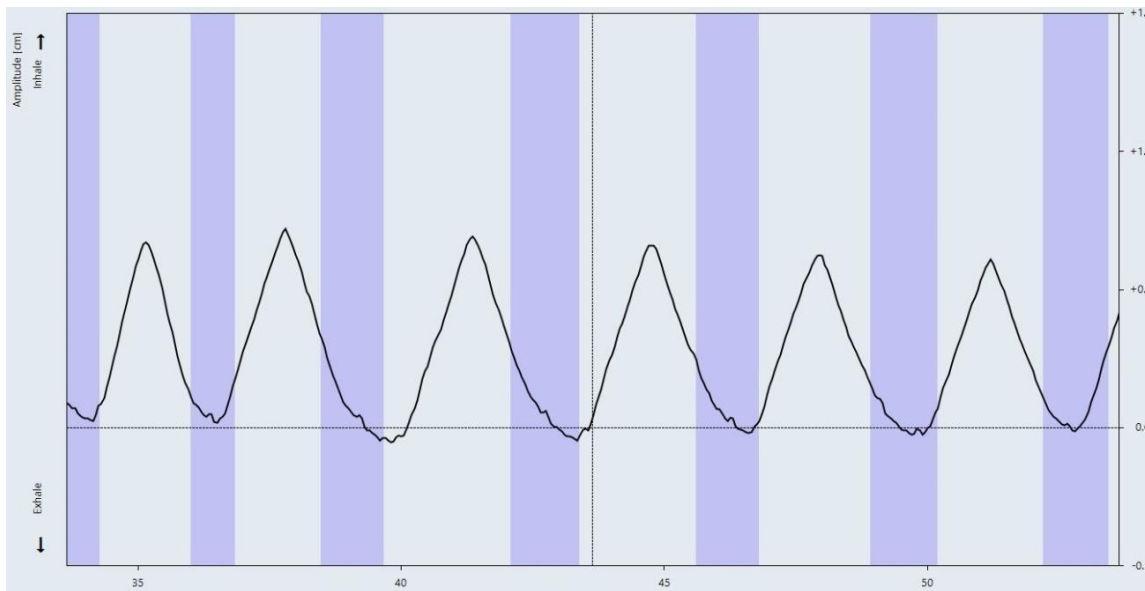
Rycina 2. Schematyczne przedstawienie objętości do napromienienia guza: GTV (niebieski) to makroskopowa objętość guza; CTV (żółty) to kliniczna objętość leczona; PTV (pomarańczowy) to planowana objętość leczona w zależności od metod kontroli ruchomości oddechowej guza: konwencjonalne swobodne oddychanie, wewnętrzna objętość docelowa (ITV, czerwony), bramkowanie (przy wydechu) i pozycja środkowa (MidPos) [5].

System kontroli ruchu oddechowego w czasie rzeczywistym

System kontroli ruchu oddechowego w czasie rzeczywistym Varian Real-time Position Management™ system (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) umożliwia synchronizację tomografii komputerowej z ruchomością oddechową pacjenta, a także leczenie z bramkowaniem na akceleratorze liniowym. System monitorowania oddechu składa się z kostki z markerami odbijającymi światło podczerwone, która umieszczona jest na klatce piersiowej lub brzuchu pacjenta, a jej zadaniem jest odwzorowanie cyklu oddechowego. Kostka zawiera znaczniki. Światło podczerwone jest odbijane od znaczników, a następnie wykrywane przez kamery umieszczone w pomieszczeniu terapeutycznym. Za pomocą dedykowanego programu przetwarzany jest sygnał, który następnie wysyła sygnały do akceleratora liniowego. Na początku sesji wprowadzony zostaje system w tzw. tryb śledzenia na kilka cykli oddechowych. Umożliwia to określenie minimalnej i maksymalnej pozycji pionowej górnego znacznika znajdującego się na kostce. Krzywa oddechowa pacjenta zostaje zarejestrowana, gdy oddech jest jak najbardziej powtarzalny i regularny. Kostkę oraz krzywą przedstawiono na rycinie 3 i 4 [8,9].



Rycina 3. Kostka z markerami oraz krzywa oddechowa. [9]



Rycina 4. Krzywa oddechowa o kształcie sinusoidy, gdzie niebieskie paski wskazują napromieniowanie guza w wybranych fazach oddechowych (fazy uśrednione 30%-70%). [materiał własny]

Wyróżnia się 2 tryby brakowania oddechowego: amplitudowy lub fazowy:

- W trybie opartym na amplitudzie ekspozycja promieniowania uruchomiona jest w momencie osiągnięcia wcześniej ustalonego poziomu dla krzywej oddechowej;
- W trybie opartym na fazie, wiązka promieniowania jest uruchomiona w pewnej fazie cyklu oddechowego [12].

2. Techniki wstrzymania oddechu (ABC/ DIBH)

AKTYWNA KONTROLA ODDECHU

Aktywna kontrola oddechu to metoda ułatwiająca powtarzalność wstrzymywania oddechu przez pacjenta. Przepływ powietrza do i z płuc może być monitorowany za pomocą spirometru, który służy do oszacowania objętości powietrza w płucach w danym momencie. Spirometr połączony jest z zaworem balonowy, który zapobiega przepływowi powietrza, gdy jest napompowany. Oprócz monitorowania można dodać zawór

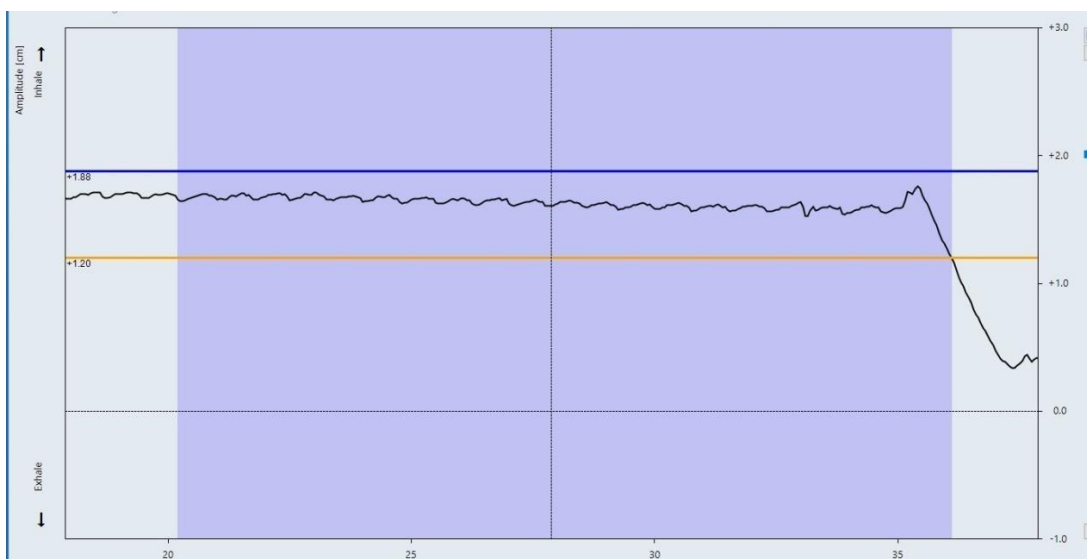
nożycowy, który utrzymuje objętość powietrza na wybranym poziomie, co wymusza wstrzymanie oddechu. Pacjent oddycha przez ustnik a na nosie zakładany jest klips. Na rycinie 5 przedstawiono aparaturę potrzebną do wykonania kontroli oddechu metodą ABC. Pacjent jest następnie instruowany, aby osiągnąć określoną objętość powietrza w płucach, zwykle po wykonaniu dwóch oddechów przygotowawczych. W tym momencie zawór jest napełniany za pomocą sprężarki powietrza przez określony czas, co powoduje wstrzymanie oddechu pacjenta. Czas trwania wstrzymania oddechu zależy od pacjenta, zwykle wynosi od 15 do 30 sekund i powinien być powtarzalny. Głównymi ograniczeniami w stosowaniu ABC jest konieczność przestrzegania zasad przez pacjenta, sesje szkoleniowe oraz dobra komunikacja pomiędzy technikami a pacjent. System ABC umożliwia napromieniowania pacjenta na głębokim wdechu (DIBH) [10,11] .



Rycina 5. Metoda aktywnej kontroli oddechu ABC [11].

DIBH

Inną metodą kompensacji ruchomości oddechowej jest napromieniowania pacjenta na wstrzymanym głębokim wdechu. Wykonanie skanów na głębokim wdechu wymaga wcześniejszej nauki oddychania przez pacjenta. W dedykowanym programie przechowywana jest informacja o stałym wzorcu oddechowym. Objętość wydychanego lub wdychanego powietrza synchronizowana jest z torem oddechowym pacjenta. W przypadku tej techniki możliwa jest obserwacja przez pacjenta krzywej oddechowej przedstawiającej jego cykl oddechowy, przedstawiono na rycinie 6. Aby móc śledzić objętość wydychanego lub wdychanego powietrza w pomieszczeniu umieszczone są czujniki, które przesyłają dane w czasie rzeczywistym do urządzenia odbiorczego. Parametry te informują w jakiej fazie cyklu oddechowego znajduje się pacjent. W taki sposób w technice DIBH zmniejsza się ruchomość guza oraz pozwala zredukować dawki w tkankach zdrowych [12,13].



Rycina 6. Krzywa oddechowa przedstawia tor oddechowy pacjenta na wstrzymanym głębokim oddechu DIBH. [materiał własny]

3. Technika wymuszonego płytkiego oddechu

Wymuszony płytki oddech (FSB, ang. Forced Shallow Breathing) jest wykorzystywany do zmian nowotworowych stereotaktycznych w płucach i wątrobie. Polega na wykorzystaniu stereotaktycznej ramy ciała (SBF, ang. Stereotactic Body Frame) wraz z dołączoną płytką, która uciska brzuch, co powoduje zmniejszenie ruchów przepony wraz z równoczesnym ograniczeniem normalnego oddychania. Pacjent unieruchomiony jest indywidualnie dopasowanym materacem próżniowy. Na rycinie 7 została przedstawiona stereotaktyczna rama ciała wraz z uciskającą płytką [17].



Rycina 7. Stereotaktyczna rama ciała wraz z uciskającą płytką.[17]

4. Technika śledzenia oddechowego - tracking

System CyberKnife w odróżnieniu od klasycznego akceleratora medycznego wykorzystuje inne metody śledzenia zmiany nowotworowej. W zależności od lokalizacji oraz metody realizacji terapii można wyróżnić metody śledzenia takie jak: Fiducial Tracking, czyli śledzenia po znacznikach, Spine Tracking, czyli śledzenia po strukturach kostnych, Respiratory Tracking, czyli śledzenie uwzględniające ruch oddechowe pacjenta. Każda z tych metod opiera się na odpowiednim przygotowaniu w systemie planowania leczenia Precision firmy Accuray (Accuray Inc., Sunnyvale, California, USA) obszaru zainteresowania, czyli zarówno zmiany nowotworowej jak i w zależności od metodyki śledzenia odpowiednich punktów, które system będzie odnajdywał na zdjęciach wykonywanych podczas przygotowania pacjenta do sesji terapeutycznej. Poniżej opisano metodykę śledzenie dla każdego systemu trackingu.



Rycina 8. System CyberKnife [18]

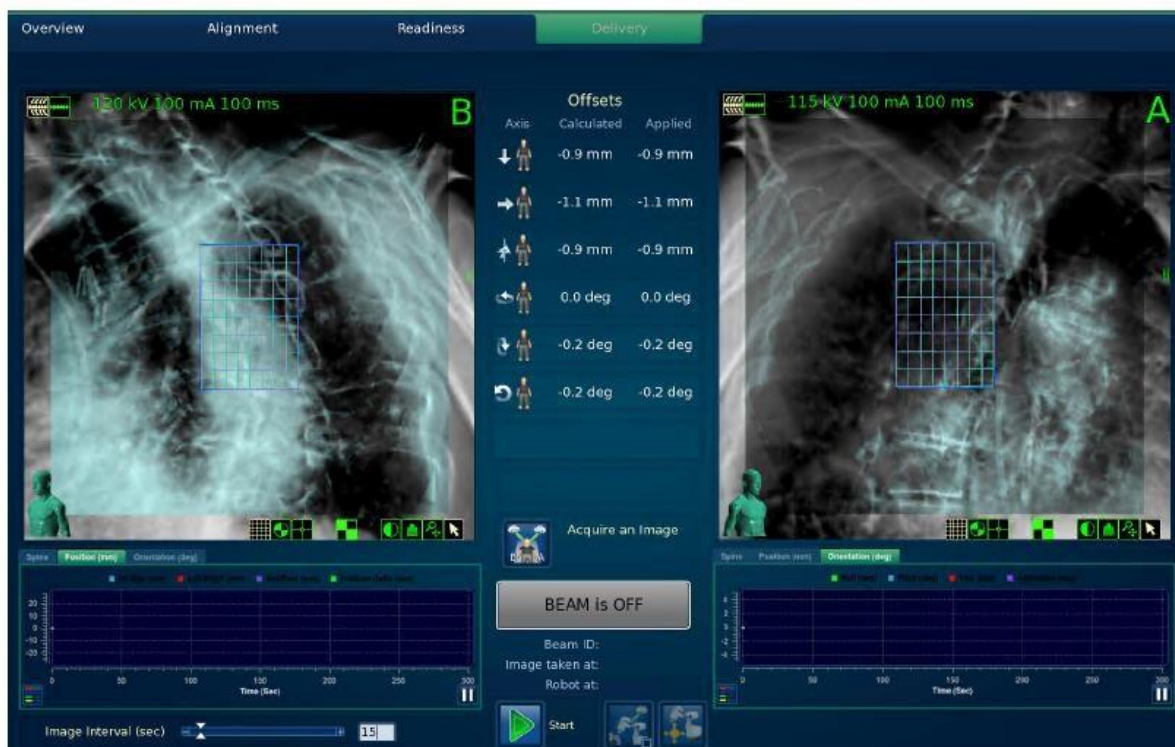
Model Synchrony Fiducial Tracking opiera się na wykorzystaniu znaczników, które obrysowywane są w systemie planowania leczenia podczas przygotowywania planu i są one dla systemu punktem, który lokalizuje anatomię pacjenta i obszar, który ma być napromieniany. Po wykonaniu zdjęć lampami kV pacjenta (rycina 8 - numer 3) porównywane są one z obrazami DRR, na których obrysowywane były znaczniki. System pozwala na

dopasowanie pozycji po znacznikach do dziesiątych części milimetra. Przesunięcia między obrazami DRR i Live X-ray, czyli tymi robionymi podczas pozycjonowania pacjenta opierające się na pozycji znaczników pokazano na rycinie 9.



Rycina 9. Wyznaczenie przesunięć między obrazami DRR a Live X-ray metodą Fiducial Tracking [materiał własny]

Model Synchrony Spine Tracking opiera się na stworzeniu obszaru zainteresowania (ROI, Region of Interest), który oznaczony jest kratką obejmującą obszar najbliższych od PTV struktur kostnych kręgosłupa. Wielkość ramki określana jest na etapie tworzenia planu leczenia i takiej samej wielkości kratka odtwarzana jest w aplikacji, służącej do napromieniania pacjenta. Umożliwia ona dopasowanie pozycji pacjenta w chwili obrazowania do pozycji, w której znajdował się podczas wykonywania skanów, na których został zaplanowany rozkład dawki. Obszar ROI dla metody śledzenia Spine Tracking pokazano na rycinie 10.



Rycina 10. Obszar ROI dla metody śledzenia Spine Tracking [materiał własny]

Powyższe metody dotyczyły śledzenia obszarów, które nie podlegają ruchom oddechowym. System CyberKnife pozwala na realizację leczenia zgodnie z ruchami oddechowymi pacjenta, śledząc zmianę i dopasowując swoją pozycję do danej fazy oddechowej. Realizacja metody śledzenia opartej na monitorowaniu oddechu polega na zbudowaniu modelu oddechowego podczas układania pacjenta przed każdą frakcją. Śledzenie ruchów opiera się na wykorzystaniu specjalnych markerów, których ruch rejestrowany jest przez kamerę umieszczoną nad stołem terapeutycznym. Sposób rejestracji ruchu pokazano na rycinie 11.



Rycina 11. Rejestracja ruchu oddechowego pacjenta za pomocą markerów i kamery [19]

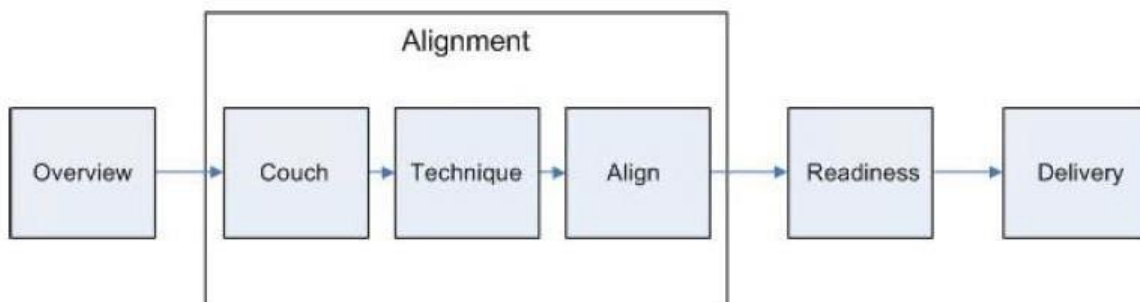
System rejestruje ruch markerów za ich pomocą oraz obrazów Live X-ray tworzy model oddechowy. Tworzenie takiego modelu zaczyna się od wykonania dwóch obrazów kV w fazie wdechu i wydechu. Jeżeli aparat poprawnie zdetektuje pozycje struktury śledzonej np. guza w płucu w kilku punktach krzywej oddechowej pacjenta, możliwe jest przejście do akwizycji kolejnych obrazów, w przypadku, gdy system niepoprawnie rozpozna struktury możliwe jest manualne dopasowanie obrazów, co pozwoli systemowi dopuścić kolejną akwizycję obrazów. Na model oddechowy może składać się 15 obrazów z czego minimalna wymagana liczba, potrzebna do prawidłowego śledzenia zmiany jest równa 6. Zalecany model oddechowy według producenta powinien składać się z 12 obrazów. Stworzony w aplikacji do napromieniania model oddechowy pokazano na rycinie 12.



Rycina 12. Budowa modelu oddechowego w systemie CyberKnife [20]

W zależności od potrzeb i zaleceń lekarza podczas napromieniania wykonywane jest obrazowanie weryfikujące poprawność modelu oddechowego, czyli ruchomość obszaru, który ma być napromieniony. W przypadku znacznych różnic między modelem a sytuacją rzeczywistą system CyberKnife wymusi utworzenie nowego modelu oddechowego, nie dopuszczając do realizacji dalszej części planu.

Wszystkie powyżej opisane metody opierają się na ciągu kolejnych czynności, które system wymusza na użytkownika. Schematycznie kolejność tych czynności przedstawiono na rycinie 13.



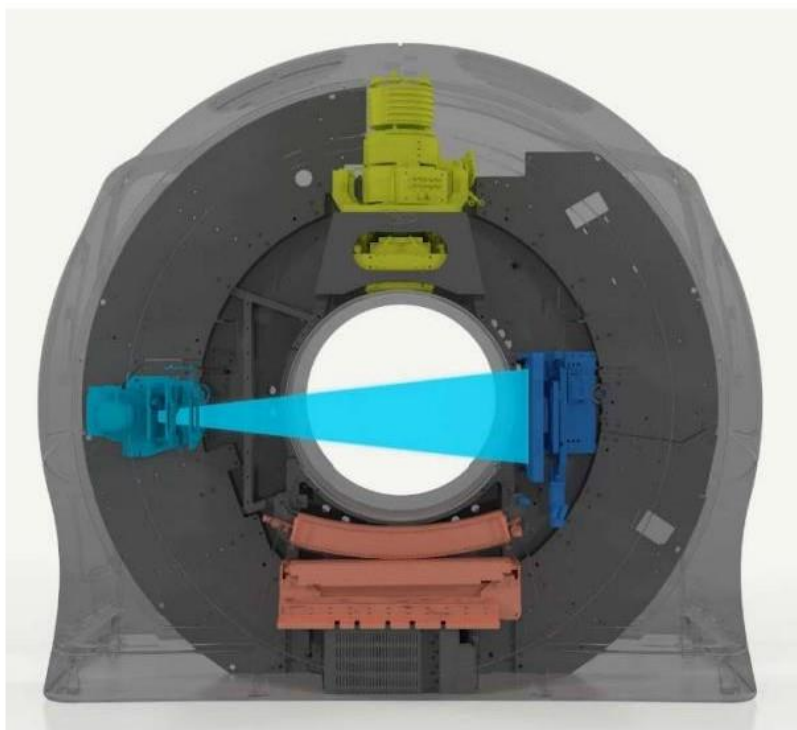
Rycina 13. Schemat czynności wykonywanych podczas realizacji leczenia w systemie CyberKnife podczas napromieniania pacjenta [20]

Schemat dotyczy statycznych metod śledzenia, w przypadku metod uwzględniających ruchomość oddechową należy po zakładce *Alignment* dodać zakładkę, która nazywa się *Respiratory* i odpowiada ona za

utworzenie modelu oddechowego. System wymusza kolejność danych czynności, brak wykonania jednej czynności w poprzedniej zakładce uniemożliwia przejście do kolejnej zakładki, gdyż jest ona niedostępna.

Wszystkie metody śledzenia opierają się na parametrach algorytmu, które określają zależności między obrazami wykonywanymi na pacjencie a obrazami wykorzystanym do zaplanowania rozkładu dawki. Parametry takie jak Rigit Body Error, czyli odległość między znacznikami czy Tracking Range, który określa maksymalny obszar, w którym mogą być detektowane znaczniki i ich położenie, pozwalają na kontrolę jak duże różnice między obrazami mogą być dopuszczone by leczenie zostało zrealizowane.

Model akceleratora heliakalnego Radixact wprowadził także realizację napromieniania za pomocą śledzenia zamiany nowotworowej. Zasada działania algorytmu śledzącego również rozróżnia śledzenie zmiany, która się nie porusza podczas realizacji leczenia oraz ma możliwość śledzenia zmiany związanej z ruchami oddechowymi. Podobnie jak w przypadku systemu CyberKnife algorytm śledzi zmianę wykonując zdjęcia i porównując je z obrazami DRR. W przypadku akceleratora Radixact nie ma możliwości wykonywania w jednym czasie dwóch zdjęć kV, dlatego system realizuje weryfikację pozycji zmiany napromienianej poprzez cykliczne wykonywanie obrazowania z różnych kątów w głowicy. Budowę akceleratora z zaznaczoną na niebieską wiązką promieniowania kV pokazano na rycinie 14.



Rycina 14. Budowa akceleratora Radixact; na niebiesko lampa kV z emitowaną wiązką oraz detektorem, na żółto LINAC, na czerwono detektor MV. [21]

W zależności od kierunku przemieszczania się zmiany nowotworowej względem głowicy, realizacja śledzenia może odbywać się w kierunku x poprzez podążanie za zmianą listków MLC, w kierunku y poprzez szczęki kolimatora, w kierunku z poprzez ruch głowicy.

Podsumowanie i wnioski

W ostatnich kilkudziesięciu latach rozwój technologiczny umożliwił precyzyjne planowanie leczenia i dostarczanie promieniowania jonizującego z dużą minimalizacją dawki w narządach krytycznych. Dostępne techniki pozwalają nam na kompensację ruchomości oddechowej pacjenta, która wpływa na lokalizację guza. W przypadku braku stosowania metod kompensacji ruchomości oddechowej wymagany jest większy margines do klinicznej objętości napromienianej w celu minimalizacji pominięcia zmiany nowotworowej. Takie rozwiązanie powoduje napromienienie większej objętości zdrowych tkanek, co może wiązać się z późniejszymi konsekwencjami lub z pewnymi ograniczeniami w przypadku powtórnej radioterapii pacjenta [12,13,14].

Przedstawione w pracy możliwości kompensacji ruchomości oddechowej pacjentów niosą za sobą wiele korzyści, jednak należy pamiętać o ograniczeniach, które za sobą niosą. Korzyści oraz ograniczenia stosowanych metod zostały przedstawione w tabeli 1.

	+	-
technika śledzenia oddechowego - tracking	duża precyzja i szybkość deponowania promieniowania [13]	możliwość realizacji dla aparatu terapeutycznego Cyberknife, Radixact
technika bramkowania oddechowego	napromienianie tylko w określonej fazie oddechowej; mniejsze marginesy dla klinicznej objętości napromienianej, a tym samym zmniejszenie dawek dla OAR [14]	dłuższy czas realizacji frakcji terapeutycznej; nie jest korzystna dla każdego pacjenta
technika DIBH	zmniejsza się ruchomość guza; odsunięcie się narządów krytycznych od zmiany nowotworowej	utrzymanie wdechu przez ok. 30 sekund - wymaga współpracy pacjenta

Tabela 1. Zalety i ograniczenia metod kompensacji ruchomości oddechowej

Referencje

- [1] Wojciechowska U., Barańska K., Michalek I. et. al. Nowotwory złośliwe w Polsce w 2020 roku Krajowy Rejestr Nowotworów, Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Skłodowskiej
- [2] The Management of Respiratory Motion in Radiation Oncology
Report of AAPM Task Group 76 July 2006
- [3] Jenny Bertholet, Antje Knopf, Björn Eiben et.al. Real-time intrafraction motion monitoring in external beam radiotherapy Physics in Medicine & Biology, Volume 64, Number 15
- [4] Dhont J. Harden S.V. Image-guided Radiotherapy to Manage Respiratory Motion: Lung and Liver, Clinical Oncology 32 (2020) 792e804
- [5] Jochem W. H. Wolthaus Comparison Of Different Strategies To Use Four-Dimensional Computed Tomography In Treatment Planning For Lung Cancer Patients, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 70, No. 4, pp. 1229–1238, 2008
- [6] Guy Cl i Inni Effect Of Atelectasis Changes On Tissue Mass And Dose During Lung Radiotherapy. Med Phys 2016; 43: 6109
- [7] Hawrylewicz L i Inni Zastosowanie Tomografu Komputerowego W Planowaniu Rozkładu Dawki W Radioterapii. Inżynier I Fizyk Medyczny 2014; 3: 123–128
- [8] Gikas S. Mageras And Ellen Yorke Deep Inspiration Breath Hold And Respiratory Gating Strategies For Reducing Organ Motion In Radiation Treatment Seminars In Radiation Oncology, Vol 14, No 1 (January), 2004: Pp 65-75
- [9] <https://www.varian.com/products/radiotherapy/real-time-tracking-motion-management/real-time-position-management> - dostęp 12.02.2023
- [10] Jenny Bertholet I Inni Real-Time Intrafraction Motion Monitoring In External Beam Radiotherapy To Cite This Article: Et Al 2019 Phys. Med. Biol. 64 15tr01
- [11] Keal Paul I Inni Report Of Aapm Task Group 76 2006 By American Association Of Physicists In Medicine
- [12] Hanley Joshep I Inni Deep Inspiration Breath-Hold Technique For Lung Tumors: The Potential Value Of Target Immobilization And Reduced Lung Density In Dose Escalation Joseph Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 45, No. 3, Pp. 603–611, 1999
- [13] Adamczyk Marta i Inni Ruchomość Oddechowa I Możliwości Jej Kompensacji We Współczesnej Radioterapii Nowotworów Zlokalizowanych W Obrębie Płuc. Towarzystwa Onkologicznego Nowotwory 2017, Tom 2, Nr 5, 378–383
- [14] Guckenberger M, Richter A, Boda-Heggemann J, et. al. Motion compensation in radiotherapy. Crit Rev Biomed Eng. 2012;40(3):187-97
- [15] Adamczyk M, Piotrowski T. Respiratory motion and its compensation possibilities in the modern external beam radiotherapy of lung cancer. *NOWOTWORY J Oncol* 2017; 67: 292–296.
- [16] Cole AJ, Hanna GG, Jain S. et. al. Motion management for radical radiotherapy in non-small cell lung cancer. Clin Oncol (R Coll Radiol). 2014 Feb;26(2):67-80.
- [17] Kothanda R. 4D Scan and Respiratory Gating [dostęp 21/05/23]
- [18] Ehrbar S. Johl T. ITV, mid-ventilation, gating or couch tracking – A comparison of respiratory motion-management techniques based on 4D dose calculations ,2017, Radiotherapy and Oncology
- [19] Cihat Ozhasoglu Ph.D., Cheng B. Saw Ph.D., Hungcheng Chen M.S. et.al. Synchrony – Cyberknife Respiratory Compensation Technology; Medical Dosimerty vol. 33, Issue 2, Summer 2008, str. 117-123

[20] Physics Essentials Guide Accuray INC.

[21] Synchrony® on the Radixact® Treatment Delivery System; Accuray INC.

[22] Treatment Delivery Manual Version 11.2.x Accuray INC.