

## Jak podnieść precyzję radioterapii: obrazowanie skojarzone i czterowymiarowe (4D)

Marc Kessler

*Aby precyzyjnie zrealizować radioterapię należy podczas planowania leczenia dokładnie określić granice guza i tkanek zdrowych i równie dokładnie odtworzyć położenie tych struktur podczas ich napromieniania. Określenie objętości guza (GTV – Gross Tumour Volume) oraz wyznaczenie odpowiednich marginesów wokół GTV warunkuje maksymalną wysokość dawki promieniowania, jaką można bezpiecznie podać pacjentowi. Obecny postęp w technikach obrazowania skojarzonego i obrazowania 4D umożliwia lepszą lokalizację guza i lepsze odtworzenie geometrii pacjenta dla potrzeb planowania leczenia, co pozwala ograniczyć zmienność w pozycjonowaniu pacjenta oraz zmniejszyć marginesy wokół planowanej objętości tarczowej (PTV – Planned Target Volume). Właściwe wykorzystanie tych metod może prowadzić do zmniejszenia ekspozycji tkanek zdrowych i bezpieczniejszego zwiększenia dawki na guz. Rozwijane są również techniki obrazowania umożliwiające przewidywanie i bieżące monitorowanie odpowiedzi na leczenie, co pozwala na ewentualne zmiany planu leczenia w trakcie jego trwania. Optymalne wykorzystanie tych technik wymaga użycia narzędzi do przestrzennej rejestracji obrazów i ich zmian w czasie, zaś po ich rejestracji, narzędzi do przenoszenia i łączenia ze sobą danych anatomicznych, czynnościowych i dozymetrycznych, pochodzących z badań obrazowych wykonanych różnymi technikami. Niniejsze omówienie zawiera przegląd zasad rejestracji i łączenia obrazów oraz przykłady ich wykorzystania.*

### Multimodality & 4D image registration for precision radiotherapy

*Precision radiation therapy requires accurate delineation of the tumour and normal tissues in the planning phase and accurate localisation of these structures during the delivery phase. The definition of the gross tumour volume (GTV) and specification of appropriate margins around the GTV dictate the maximum radiation doses that may be safely delivered. Ongoing developments in multimodality and 4D imaging technologies are providing opportunities to improve tumour localisation and patient modelling for treatment planning and to reduce setup variations and PTV margin size for treatment delivery. Proper use of these technologies can provide greater sparing of dose to normal tissues and permit safer escalation of tumour doses. Imaging techniques are also being developed to help predict response to treatment during therapy when interventions and adaptations are still possible. Optimal use of these technologies requires tools to spatially register multimodality and time series image data, and once registered to transfer and integrate anatomical, functional and dosimetric information from the different imaging studies. This review provides an overview of the mechanics of image registration and fusion and examples of their use.*

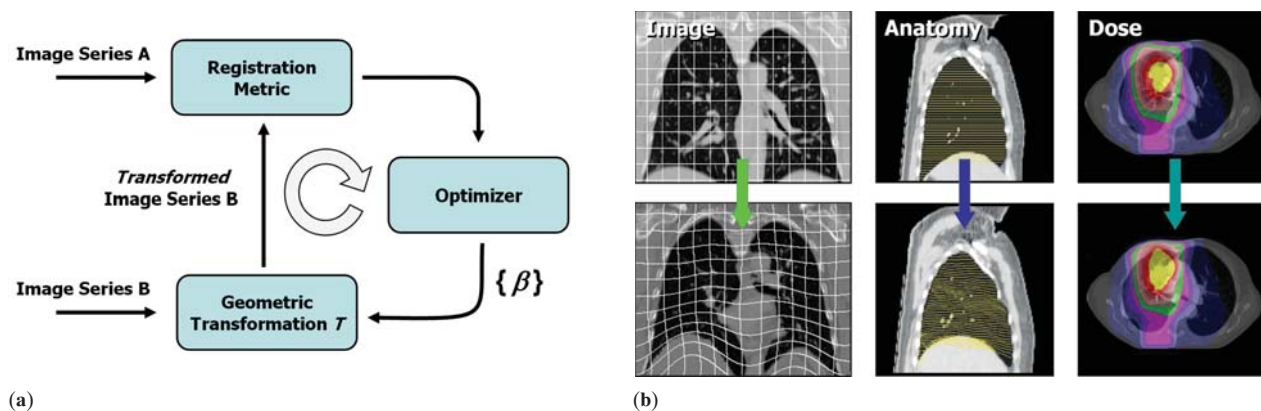
**Słowa kluczowe:** radioterapia dostosowawcza, rejestracja obrazu, łączenie obrazów, odwzorowanie danych, KT, MRI, spektroskopia MR, PET, SPECT, skojarzone planowanie leczenia

**Key words:** adaptive radiotherapy, image registration, image fusion, data mapping, CT, MRI, MR spectroscopy, PET, SPECT, multimodality treatment planning

### Obrazowanie dla potrzeb precyzyjnej radioterapii

Chociaż przy planowaniu leczenia i wykonywaniu obliczeń rozkładu dawki tomografia komputerowa (KT) nadal pozostaje główną metodą obrazowania, coraz powszechniejsze jest stosowanie w radioterapii innych

metod, takich jak obrazowanie i spektroskopia techniką rezonansu magnetycznego (MRI/ MRS), czy pozytonowa tomografia emisyjna lub tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (PET/ SPECT). Obrazowanie z wykorzystaniem tych technik jest korzystne z wielu powodów. W większości obszarów technika MRI umożliwia uzyskanie wyższego kontrastu tkanek miękkich w porównaniu do KT, co pozwala wzmacniać lub osłabiać sygnał pochodzący od różnych tkanek (np. tkanki tłuszczowej), w zależności od ich stanu (np. obrzęk), a co za tym idzie, lepiej uwidocznić i zróżnicować struktury anatomiczne.



Ryc. 1. (a) Schemat procesu rejestracji obrazu, (b) wykorzystanie rejestracji i nakładania obrazów w radioterapii: odwzorowanie obrazu, struktur anatomicznych i obliczonego rozkładu dawki

Opis do rysunku: Image Series A – sekwencja obrazów A, Image Series B – sekwencja obrazów B, Registration Metric – metryka rejestracji, Optimizer – optymalizator,  $\{\beta\}$ , Geometric Transformation  $T$  – transformacja geometryczna  $T$ , Transformed Image Series B – przekształcony obraz sekwencji B, Image – obraz, Anatomy – struktury anatomiczne, Dose – rozkład dawki

Technika MRI może być również przydatna przy uzyskiwaniu informacji o względnym stężeniu metabolitów, przemieszczaniu się płynów czy mikrostrukturze tkanki w określonych lokalizacjach. Wykorzystując szeroką gamę dostępnych znaczników, metody PET i SPECT mogą dostarczać unikalnych informacji pomocnych przy ocenie zdrowych i zmienionych chorobowo tkanek przed leczeniem, w jego trakcie lub po zakończeniu leczenia.

W coraz większej liczbie ośrodków wdrażana jest radioterapia dostosowawcza, dlatego coraz częściej wykorzystywane są w tym celu obrazowe dane wolumetryczne. Nowoczesne aparaty terapeutyczne wyposaża się obecnie w kilowoltowe i megawoltowe urządzenia do obrazowania tomograficznego, umożliwiające rejestrację danych wolumetrycznych w trakcie samego leczenia. Obrazowanie KT w czasie rzeczywistym można wtedy wykorzystać w celu dostosowania planu leczenia do anatomii pacjenta w trakcie jego leczenia, co umożliwi dokładniejszą kontrolę podawanej dawki pacjentowi.

Konstruowane są obecnie nowatorskie rozwiązania, łączące akcelerator liniowy ze skanerem rezonansu magnetycznego. Dane uzyskane na podstawie obrazowania MR i badań izotopowych, wykonanych dodatkowo w trakcie leczenia, mogą być pomocne w bieżącej ocenie jego skuteczności, wskazując na potrzebę dokonania ewentualnych zmian w postępowaniu terapeutycznym.

### Zasady rejestracji i łączenia obrazów

Aby w pełni wykorzystać informacje z różnych badań obrazowych, muszą one być sprzężone ze sobą geometrycznie lub odniesione do wspólnego układu współrzędnych. Proces ten nazywamy rejestracją obrazu (*image registration*). Po zarejestrowaniu obrazu, znajdujące się na nim dane, w postaci np. granic pomiędzy tkankami, dane funkcjonalne, czy obliczone rozkłady dawki, można przenosić do innych obrazów lub łączyć je ze sobą, aby uzyskać wierniejsze i pełniejsze odwzorowanie danych pacjenta. Proces rejestracji obrazu ilustruje Ryc. 1(a).

Podstawowym elementem procesu rejestracji obrazu jest określenie transformacji geometrycznej  $T$ , która odwzorowuje współrzędne punktu  $\mathbf{x}_A$  w sekwencji obrazów  $\mathbf{A}$  na współrzędne odpowiadającego mu punktu  $\mathbf{x}_B$  w sekwencji obrazów  $\mathbf{B}$ . W wyniku procesu rejestracji uzyskuje się parametry opisujące transformację  $T$  dla poszczególnych par sekwencji obrazów. Liczba parametrów ( $\beta$ ) wymaganych do uzyskania pełnego opisu tej transformacji zależy od postaci  $T$ , która z kolei zależy od badanego obszaru, rodzaju badania i zastosowanej techniki obrazowania. Po znalezieniu właściwej transformacji  $T$  dla pary badań obrazowych można w prosty sposób odwzorować informacje określone w układzie współrzędnych jednej z sekwencji na drugą oraz nałożyć na siebie lub połączyć ze sobą obrazy z obu sekwencji, co ilustruje Rys. 1(b).

Większość z dostępnych firmowych i rozwijanych obecnie systemów oprogramowania, stosowanych w procesie rejestracji obrazu, jest oparta na tym samym schemacie ogólnym; wybierana jest postać transformacji  $T$  oraz rodzaj *metryki*\* stosowanej do rejestracji obrazu, za pomocą której można ocenić stopień podobieństwa (lub jego braku) pomiędzy cechą lub grupą cech w obu porównywanych ze sobą zbiorach danych obrazowych. Następnie, wykorzystując ogólnie znane metody numeryczne, dokonuje się optymalizacji parametrów transformacji  $T$  tak, aby osiągnąć maksimum (lub minimum) dla tej metryki (Ryc. 1(a)). Obszerny przegląd różnych rodzajów metryk i transformacji stosowanych do rejestracji obrazu można znaleźć w publikacji Maintza i Viergevera [1].

### Transformacja geometryczna $T$

Rodzaj i liczba parametrów opisujących transformację geometryczną  $T$  mogą zmieniać się w zakresie od kilku

\* *Metryka* – binarna funkcja przestrzeni topologicznej, która wyznacza, dla każdej pary punktów w przestrzeni, wartość równą odległości pomiędzy tymi punktami.

parametrów opisujących globalną transformację całego obrazu do lokalnej transformacji, w której każdemu wokselowi przypisany jest odrębny wektor przesunięcia. Jeśli pacjent, poddawany różnym badaniom obrazowym, ułożony jest identycznie do każdego z tych badań, zaś dla każdej z sekwencji obrazowych początek układu współrzędnych znajduje się w tym samym punkcie anatomicznym pacjenta,  $T$  stanowi transformację identycznościową (tożsamościową)  $I$ , gdzie  $\mathbf{x}_B = \mathbf{x}_A$  dla każdego z punktów w obu sekwencjach obrazowych. Dla spełnienia tego warunku konstruowane są zblokowane aparaty, takie jak skanery PET/SPECT, czy urządzenia do obrazowania wolumetrycznego, umieszczane bezpośrednio na głowicy akceleratora.

W przypadkach, w których można uznać, że anatomiczny obszar zainteresowania przemieszcza się tak jak bryła sztywna, możliwe jest zastosowanie jednokrotnej globalnej transformacji, opisywanej trzema *obrotami* o kąty ( $q_x, q_y, q_z$ ) i trzema *translacja*mi o przesunięcia ( $t_x, t_y, t_z$ ). Transformacja bryły sztywnej stanowi szczególny przypadek bardziej ogólnej *transformacji afinicznej*\*\*<sup>2</sup>, do opisu której należy dołączyć ponadto parametry *skalowania* ( $s_x, s_y, s_z$ ) i *pochylenia* ( $sh_x, sh_y, sh_z$ ), co daje łącznie dwanaście parametrów lub *stopni swobody*.

Za wyjątkiem paru (ale istotnych) lokalizacji anatomicznych, występujących w ograniczonym polu widzenia, na ogół nie udaje się dobrze opisać za pomocą globalnych transformacji „sztywnych” lub afinicznych zmian w położeniu odpowiadających sobie elementów anatomicznych w różnych rodzajach badań obrazowych. Dlatego, dla większości lokalizacji należy do opisu transformacji  $T$  zastosować model „nie-sztywny” lub *deformowalny*. Jedną z klas modeli deformowalnych nosi nazwę *spline*, od sklepanej krzywej interpolacyjnej, łączącej woksele w przestrzeni, opartej na zbiorze punktów kontrolnych. W każdym z punktów kontrolnych parametry tej krzywej określają dokładny kształt interpolacji. Do krzywych interpolacyjnych typu *spline*, często stosowanych w systemach obrazowania biologicznego i medycznego, należy interpolacja typu cienkiej płytki (*thin-plate spline*) [2-4] oraz krzywa B-sklejana (*B-spline*) [5, 6].

Inne modele deformowalne (*deformable models*) obejmują deformacje swobodne (*free-form deformations*), które zwykle opisywane są za pomocą pól wektorowych, opisujących rzeczywiste przemieszczenia, określane w punktach sieci, najczęściej odpowiadających położeniom wokseli, lub w podgrupie tych punktów. Algorytmy stosowane do obliczania przemieszczeń w modelach nie-parametrycznych wykorzystują do rejestracji obrazu pewne lokalnie działające założenie (*local driving force*), np. model przepływu cieczy (*fluid flow*) [7, 8], model optyczny (*optical flow*) [9, 10], czy metody elementów skończonych (*finite element methods*) [11].

\*\* *Transformacje afiniczne* – przekształcenia przestrzenne umożliwiające zachowanie własności równoległości. Transformacja afiniczna zachowuje linie równoległe i środki odcinków, zmienne są natomiast długości odcinków i wartości kątów.

## Metryki rejestracji

Większość z obecnie stosowanych metryk można sklasyfikować jako metryki oparte na geometrii lub na natężeniu sygnału. Metryki oparte na geometrii wykorzystują cechy wyróżnione z danych obrazowych, np. punkty naturalne, zadane znaczniki punktowe lub liniowe lub też granice narządów, którymi zastępuje się cały zbiór danych obrazowych (w ten sposób następuje redukcja danych). Metryki oparte na natężeniu sygnału wykorzystują bezpośrednio obraz pierwotny lub obraz poddany filtracji. W najczęściej stosowanych metrykach rejestracyjnych, opartych na geometrii, wykorzystywane są punkty, linie lub powierzchnie. W najczęściej stosowanych metrykach rejestracyjnych, opartych na natężeniu sygnału, wykorzystuje się sumy kwadratów różnic, korelacje krzyżowe i informacji wzajemne.

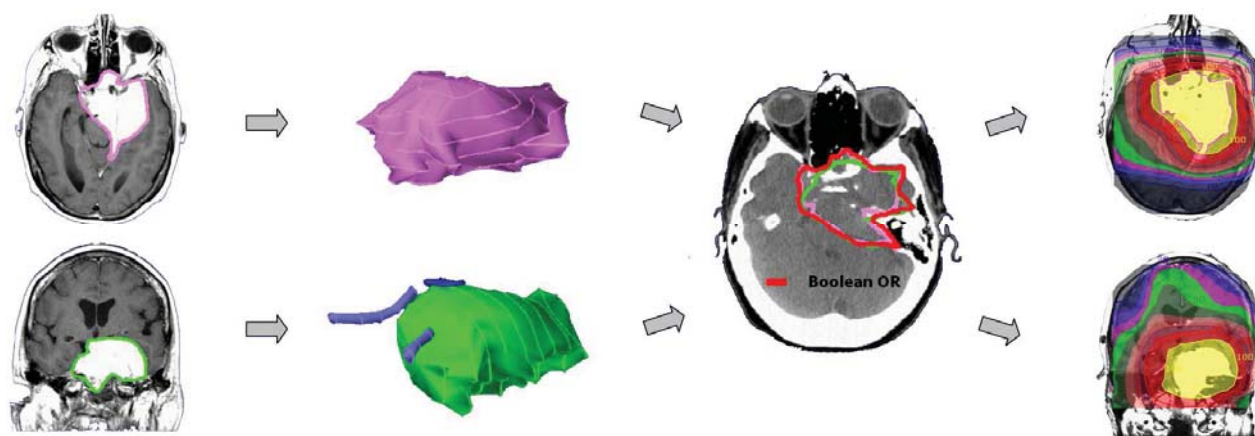
Powszechne obecne wykorzystywanie informacji wzajemnych wynika z możliwości ich zastosowania do przetwarzania danych pochodzących z różnych metod obrazowania, ich mniejszej podatności na artefakty związane ze zmianami natężenia sygnału oraz ich lepszej stabilności w przypadku utraty danych lub części kompletu danych obrazowych [12, 13]. Dla przykładu, o ile nowotwór może uwidocznić się wyraźnie w badaniu MR, będzie on trudniej rozróżnialny w badaniu KT, co skutkuje mniejszą istotnością informacji wzajemnych w obszarze guza, nie pociągając jednak za sobą wykluczenia danych. W otaczających guz zdrowych tkankach informacje wzajemne mogą być istotne, stanowiąc czynnik dominujący, a więc założenie działające (*driving force*) w procesie rejestracji obrazu.

## Optymalizator i metody rejestracji obrazu

Większość systemów rejestracji obrazu wykorzystuje ogólnie znane metody optymalizacji, takie jak spadek gradientu lub odpowiednio dobrane metody dopasowywania podobnych algorytmów. Rejestracji dokonuje się często w sposób hierarchiczny, rozpoczynając od próbkowania zbiorów danych i stopniowej ich iteracji, z rosnącą zdolnością rozdzielczą. Podejście tego rodzaju często pozwala skrócić czas obliczeń i wyeliminować lokalne minima, które występują tym częściej, im wyższa jest liczba stopni swobody transformacji  $T$ . Dodatkowo można korzystać z reguł uporządkowania (*regularisation techniques*), dzięki którym unika się nieuzasadnionych deformacji, prowadzących np. do odkształcenia kości czy pofałdowania tkanek w rejestrowanym obrazie. Reguły uporządkowania mogą także być włączane bezpośrednio do metryki rejestracji obrazu.

## Odwzorowanie i nakładanie danych obrazowych

Po ustaleniu parametrów transformacji, wiążących ze sobą różne badania obrazowe, transformacje te można wykorzystać do odwzorowania informacji pochodzących z jednej sekwencji na drugą lub do ich bezpośredniego łączenia czy nałożenia (*fusion*) w celu utworzenia projekcji,



Ryc. 2. Zastosowanie skojarzonych danych obrazowych do planowania leczenia. Objętości, określone w obrazach MR, zostały odwzorowane do obrazu KT i oba obrazy połączone ze sobą. Rozkłady dawki, obliczone na podstawie obrazowania KT dla celów planowania leczenia, zostały powtórnie odwzorowane w obrazie MR dla ich wizualizacji

które zawierają istotne cechy poszczególnych rodzajów badań obrazowych. Na przykład, kontury anatomiczne i objętości tarczowe zakreślone w obrazowaniu MR lub PET mogą zostać odwzorowane na obrazie KT, wykonanym dla celów planowania leczenia, co ilustruje Ryc. 2.

Struktury określone dla potrzeb planowania leczenia na *pierwotnych* obrazach KT lub na obrazie wybranej fazy obrazowania 4D KT mogą zostać odwzorowane na obrazie pochodzące z innej fazy lub na obrazie KT wykonane w innym przedziale czasowym, np. przez układ związany z aparatem terapeutycznym, celem dokładniejszego ułożenia pacjenta.

Transformacja  $T$  może być również wykorzystana do zmiany formatu obrazów jednej z sekwencji, tak, by uzgodnić je geometrycznie z obrazami innej, co pozwala łączyć ze sobą i obrazować w ustalony sposób dane pochodzące z obu rodzajów badań. Dla przykładu, rejestrując i powtórnie próbując dane z badania PET oraz badania MR można uwidocznić rozkład aktywności znacznika PET w skali kolorów na tle danych anatomicznych, pochodzących z obrazów badania MR. Rejestracja obrazów pacjenta z wykorzystaniem wiązki stożkowej (*cone beam*), dającej obraz tomograficzny (w trakcie jednej lub kilku frakcji) i porównanie ich z obrazem KT, wykonanym w celu planowania leczenia, umożliwi przeliczenie dawki podanej pacjentowi w każdej z frakcji, z uwzględnieniem aktualnej geometrii pacjenta, co pozwala lepiej ocenić dawkę rzeczywiście podaną. Dawki obliczone dla poszczególnych frakcji lub łącznie jako dawka sumaryczna mogą służyć jako dane wejściowe dla protokołu radioterapii dostosowanej.

### Zastosowanie kliniczne

Rejestracja i nakładanie obrazu są przydatne na każdym etapie radioterapii: od wstępnej diagnozy i oceny stopnia zaawansowania, poprzez planowanie i prowadzenia leczenia, do monitorowania pacjenta po zakończeniu leczenia. Narzędzia te służą na każdym z etapów temu samemu zadaniu – umożliwieniu, w sposób ilościowy, połączenia informacji pochodzących z różnych badań obrazowych,

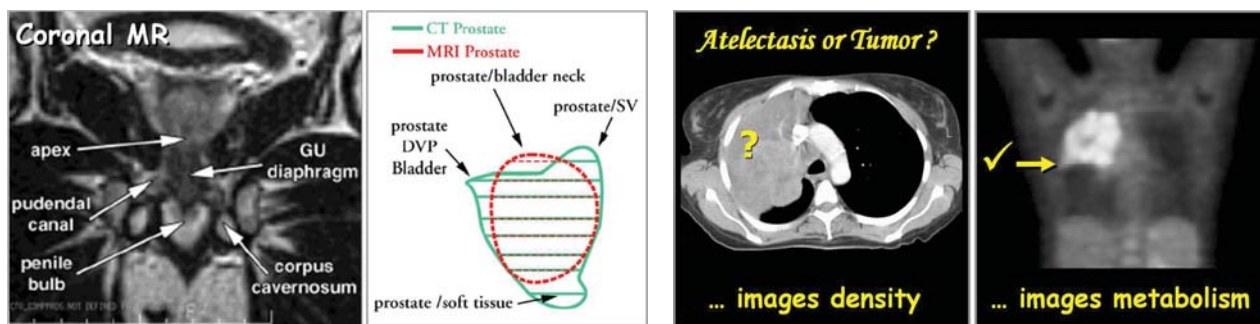
aby pełniej odtworzyć obraz pacjenta. W ostatnich latach obserwuje się ewolucję systemów planowania leczenia i metod napromieniania pacjenta, tak, aby zapewnić możliwość bezpośredniego użycia rozmaitych metod rejestracji obrazowej i nakładania obrazów. Poniżej opisane zostaną typowe przykłady wykorzystania skojarzonych technik obrazowych dla planowania leczenia, prowadzenia leczenia i radioterapii dostosowanej.

### Skojarzone planowanie leczenia

W większości systemów do planowania leczenia możliwe jest stosowanie jednego lub więcej dodatkowych zbiorów danych, uzupełniających *pierwotne* badanie KT, które służy do wizualizacji i konturowania struktur. Zbiory te określa się czasem jako *wtórne* zbiory danych (*secondary datasets*). W celu przeniesienia konturów anatomicznych i innych informacji geometrycznych ze zbiorów wtórnych do pierwotnego badania KT konieczne jest dokonanie transformacji wtórnych danych obrazowych do danych KT, dotyczących planowania leczenia. Poprzez zastosowanie transformacji odwrotnej możliwe jest również przeniesienie informacji z systemu KT służącego do planowania leczenia, np. rozkładów zaplanowanej dawki, na powrót do zbioru danych wtórnych, jak ilustruje Ryc. 2.

Coraz powszechniej włącza się do obrazów planowania leczenia dane obrazowe badań rezonansu magnetycznego i badań izotopowych, jako dane *komplementarne* (Ryc. 3).

Obrazowanie MR pozwala uzyskać wyższy kontrast tkanek miękkich w porównaniu z obrazem KT, zaś zdolność bezpośredniej oceny obrazu MR w arbitralnie wybranych płaszczyznach może być pomocna przy wizualizacji i obrysie niektórych struktur anatomicznych, np. nerwów wzrokowych i ich skrzyżowania. Spektroskopia MR może również dostarczać informacji o miejscowym stężeniu metabolitów. Dołączenie informacji funkcjonalnych z PET i SPECT może być pomocne przy wyjaśnianiu wątpliwości występujących w obrazie KT, służącym do planowania leczenia, np. przy różnicowaniu guza z niedodmą i martwicą. Badania izotopowe mogą również



**Ryc. 3.** (po lewej) Kontrast w obrazie tkanek miękkich i możliwość wyboru dowolnej płaszczyzny w obrazowaniu MR pozwalają dokładniej niż z pomocą obrazu KT obrysować struktury układu moczowo-płciowego.

(po prawej) Obrazowanie metabolizmu tkanek w PET pozwala wyjaśnić wątpliwości widoczne w obrazie KT pacjenta z zapadniętym płucem

Opis do rysunku: Coronal MR – MR przekrój czołowy, apex – wierzchołek, pudendal canal – kanał sromowy, penile bulb – opuszka prącia, GU diaphragm – przepona moczowo-płciowa, corpus cavernosum – ciało jamiste, CT Prostate – KT gruczoł krokowy, MRI Prostate – MR gruczoł krokowy, prostate/bladder neck – gruczoł krokowy/szyja pęcherza moczowego, prostate/SV – gruczoł krokowy/pęcherzyki nasienne, prostate/soft tissue – gruczoł krokowy/tkanka miękka, prostate/DVP/Bladder – gruczoł krokowy/splot naczyniowy głęboki/pęcherz moczowy, Atelectasis or Tumor – niedodma czy guz, images density – obraz gęstości, images metabolism – obraz metabolizmu

wykazać zajęcie węzłów chłonnych i dostarczać zróżnicowanego obrazu funkcjonalnego tkanek, który można następnie wykorzystać do tworzenia funkcji stanowiących kryterium optymalizacji rozkładu dawki.

#### Prowadzenie leczenia

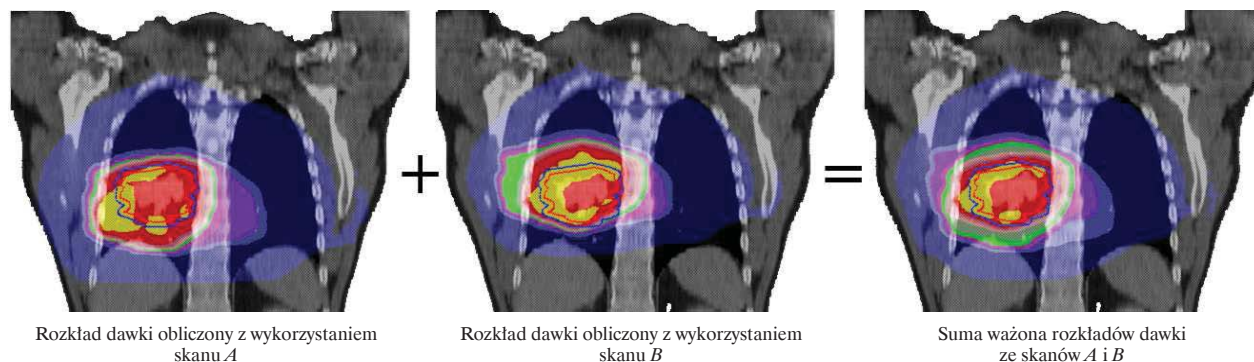
Plan leczenia po jego wykonaniu jest przekazywany do aparatu terapeutycznego celem jego realizacji. Należy tak ukierunkować i ułożyć pacjenta, aby układy współrzędnych planu leczenia i aparatu terapeutycznego pokryły się ze sobą. Procedura ułożenia pacjenta jest zwykle wspomagana rejestracją obrazową, z wykorzystaniem obrazów uzyskanych w trakcie leczenia oraz obrazu KT, wykorzystanego do planowania leczenia.

Najczęściej stosowaną metodą jest wygenerowanie pary ortogonalnych radiogramów cyfrowych (DRR) z obrazu KT, służącego do planowania leczenia oraz porównanie tych radiogramów z radiogramami portallowymi zarejestrowanymi w trakcie napromieniania pacjenta. Obecnie jest już również możliwe utworzenie obrazów rzutowanych przez wiązkę stożkową w trakcie obrotu głowicy aparatu terapeutycznego wokół pacjenta. Dane

uzyskane z projekcji stożkowej (*cone beam data*) mogą być bezpośrednio porównywane z obrazami KT, wykorzystywanymi w planowaniu leczenia w celu ustalenia przesunięć (i ewentualnie obrotu) stołu terapeutycznego, zapewniających poprawne ułożenie pacjenta.

#### Leczenie dostosowawcze i indywidualizacja leczenia

Obrazowanie w czasie rzeczywistym ułatwiło pozyskiwanie danych dotyczących anatomii pacjenta w trakcie jego leczenia. Na podstawie tak uzyskanych danych obrazowych można wykryć zmiany w ułożeniu lub anatomii pacjenta, które, jeśli są istotne, mogą zdecydować o zmianie ustalonego planu leczenia. Wykorzystując te dane obrazowe i odpowiadające im w czasie zmiany parametrów aparatu terapeutycznego, można uzyskać lepszą ocenę dawki rzeczywiście podanej pacjentowi w konkretnej frakcji, zaś wprowadzając te dane do podstawowego obrazu KT, wykorzystanego do planowania leczenia, można zbudować pełniejszy model skumulowanej dawki podanej pacjentowi (Ryc. 4). Na podstawie takiego modelu można wtedy ocenić, czy i w jaki sposób plan leczenia



**Ryc. 4.** Przykład kumulacji dawki. Dane z dwóch obrazów KT zostały zarejestrowane z wykorzystaniem modelu deformacji *B-spline*, a wynika stąd transformacja *T* została wykorzystana do odwzorowania rozkładu dawki z jednego obrazu na drugi. Obliczenie sumy ważonej z obu rozkładów dawki pozwala dokładniej oszacować rozkład dawki rzeczywiście podanej

należy poprawić lub dostosować do indywidualnych potrzeb pacjenta [14].

## Wnioski

Opisane techniki rejestracji i nakładania obrazów stanowią *narzędzia*, które ułatwiają wykorzystanie informacji, pochodzących z różnych badań obrazowych, w oparciu o wspólną podstawę geometryczną. Techniki te nadają się do wykorzystania zarówno w przypadku sekwencji czasowych, jak i w skojarzonych badaniach obrazowych. Większość nowoczesnych systemów planowania leczenia umożliwia dołączanie zarówno obrazów funkcjonalnych, jak i anatomicznych, uzyskanych z wykorzystaniem jednej z przedstawionych tu technik lub ich kombinacji. Aparaty terapeutyczne są obecnie wyposażone w systemy do rejestracji i nakładania obrazów w celu zapewnienia precyzyjnego pozycjonowania pacjenta, przy czym wykorzystywane są w tym celu raczej dane wolumetryczne niż projekcyjne. Techniki te stosowane są również po to, aby w sposób ilościowy ocenić zmiany warunków leczenia pacjenta, zarówno w trakcie, jak i po zakończeniu leczenia, stając się coraz istotniejszym elementem planowania i prowadzenia leczenia promieniowaniem jonizującym.

*Niniejszy krótki przegląd został napisany na zaproszenie Redaktora Naczelnego Nowotwory Journal of Oncology i Jego Zastępcy. Fragmenty tekstu i niektóre ryciny zostały zaczerpnięte z wcześniejszych prac Autora [15, 16].*

### Marc Kessler PhD

Department of Radiation Oncology  
University of Michigan  
Ann Arbor  
MI 48103, USA  
e-mail: MKessler@med.umich.edu

## Piśmiennictwo

- Maintz JB, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Med Image Anal* 1998; 2: 1-36.
- Bookstein F. Principal warps: thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Trans Pattern Analysis & Machine Intelligence* 1989; 567-85.
- Meyer CR, Boes JL, Kim B i wsp. Demonstration of accuracy and clinical versatility of mutual information for automatic multimodality image fusion using affine and thin-plate spline warped geometric deformations. *Med Image Anal* 1997; 1: 195-206.
- Coselmon M, Balter J, McShan D, Kessler M. Mutual information based CT registration of the lung at exhale and inhale breathing states using thin-plate splines. *Med Phys* 2004; 31: 2942-8.
- Unser M, Aldroubi A, Eden M. B-spline signal processing. Part I-Theory. *IEEE Trans Signal Processing* 1993; 821-33.
- Kybic J, Unser M. Fast parametric elastic image registration. *IEEE Trans Image Processing* 2003; 1427-42.
- Weiguo L, Chen M, Olivera GH i wsp. Fast free-form deformable registration via calculus of variations. *Phys Med Biol* 2004; 10: 3067-87.
- Christensen GE, Carlson B, Chao KS i wsp. Image-based dose planning of intracavitary brachytherapy: registration of serial-imaging studies using deformable anatomic templates. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 51: 227-43.
- Thirion JP. Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons. *Med Image Anal* 1998; 2: 243-60.
- Wang H, Dong L, Lii MF i wsp. Implementation and validation of a three-dimensional deformable registration algorithm for targeted prostate cancer radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 61: 725-35.
- Brock KK, Sharpe MB, Dawson LA i wsp. Accuracy of finite element model (FEM)-based multi-organ deformable image registration. *Med Phys* 2005; 32: 1647-59.
- Viola P, Wells WM. Alignment by maximization of mutual information. *Int J Computer Vision* 1997; 24: 137-154.
- Maes F, Collignon A, Vandermeulen D i wsp. Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imaging* 1997; 187-98.
- Yan D, Wong J, Vicini F i wsp. Adaptive modification of treatment planning to minimize the deleterious effects of treatment setup errors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997; 38: 197-206.
- Kessler ML. Image registration and data fusion in radiation therapy. *Br J Radiol* 2006; 79: S99-S108.
- Kessler ML, Roberson M. Image registration and data fusion for radiotherapy treatment planning. In: Schlegel W, Bortfeld T, Grosu AL eds. *New Technologies in Radiation Oncology*. Berlin: Springer, 2006, 41-52.

Otrzymano: 12 lutego 2008 r.

Przyjęto do druku: 21 maja 2008 r.