

Leczenie nowotworów, szczególnie przerzutów nowotworowych, często wymaga informacji nie tylko o położeniu i kształcie, ale także o funkcji guza. Technika tomografii komputerowej pozwala na obrazowanie struktur anatomicznych, ale nie odzwierciedla procesów fizjologicznych w nich zachodzących. Scyntygrafia trójwymiarowego obrazowania rozkładu radioznacznika niesie ze sobą brakujące informacje, jednak cechuje się stosunkowo niską rozdzielczością i często nie pozwala na dokładne ustalenie miejsca podwyższonego gromadzenia. Szczególną trudność w lokalizacji anatomicznej stanowią badania scyntygraficzne wykonane podczas terapii ^{131}I , w których najczęściej obserwuje się tylko kilka ognisk gromadzenia bez zarysów struktur anatomicznych. W celu wykorzystania zalet obu metod obrazowania przygotowano program komputerowy, dokonujący półautomatycznej fuzji obrazów przy zastosowaniu geometrycznych markerów umieszczanych na ciele pacjenta. Przeprowadzone badania fantomowe potwierdzają skuteczność zaimplementowanego algorytmu, zastosowana transformacja afiniczna odpowiedzialna za przekształcenia przestrzeni trójwymiarowej działała poprawnie. Ustalono, że jakość nałożenia zależy w głównej mierze od dokładności umieszczenia markerów i ułożenia pacjenta w trakcie badania. W celu minimalizacji tych błędów przygotowano protokół akwizycyjny, pozwalający ułożyć pacjenta na dwóch aparatach w zbliżony sposób. Stworzony program pozwala na oszacowanie maksymalnych błędów nałożenia, wynikających z rozmieszczenia markerów, chociaż dodatkowy błąd może pochodzić z ruchów struktur anatomicznych pacjenta, np. podczas oddychania. W pracy przedstawiono zastosowanie metody u pierwszych 4 pacjentów. Przygotowany protokół tylko w nieznanym stopniu obciąża dodatkowo pacjenta, oparty jest na procedurach wykonywanych rutynowo i może stać się cennym narzędziem pozwalającym rozszerzyć możliwości diagnostyczne.

Słowa kluczowe: fuzja obrazów, SPECT – CT.

Fuzja obrazów uzyskanych w scyntygrafii SPECT i w tomografii komputerowej – pierwsze doświadczenia własne

Our first experience with SPECT – CT Image Fusion

Kamil Gorczewski^{1,2}, Katarzyna Steinhof³,
Damian Borys⁴, Krzysztof Psiuk⁴

¹Zakład Medycyny Nuklearnej i Endokrynologii Onkologicznej, Centrum Onkologii im. Marii Curie-Skłodowskiej, Oddział w Gliwicach

²Zakład Fizyki Medycznej, Instytut Fizyki im. A. Chełkowskiego, Uniwersytet Śląski

³Zakład Diagnostyki Obrazowej, Centrum Onkologii im. Marii Curie-Skłodowskiej, Oddział w Gliwicach

⁴Wydział Automatyki, Elektroniki i Informatyki, Politechnika Śląska

WSTĘP

Współczesne metody leczenia nowotworów coraz częściej wymagają informacji nie tylko o położeniu, ale także o zmianach czynnościowych w obrębie guza nowotworowego. Taką informację można uzyskać za pomocą badań scyntygraficznych, w szczególności badań SPECT. Lekarz medycyny nuklearnej, opisujący badanie scyntygraficzne, niejednokrotnie staje przed problemem dokładnej lokalizacji wzmożonego gromadzenia radioznacznika. Badanie SPECT pozwala na uzyskiwanie informacji o funkcji przestrzennego rozkładu znacznika, poprawia kontrast względem scyntygrafii planarnych, jednak nie zawsze rozwiązuje problem lokalizacji ogniska [1], szczególnie jeżeli brak jest fizjologicznego gromadzenia radioznacznika w innych strukturach anatomicznych, stanowiących punkty odniesienia. Tak więc wysoka specyficzność metod obrazowania medycyny nuklearnej, stanowiąca jedną z jej największych zalet, jednocześnie odpowiada za brak informacji anatomicznych. Z drugiej strony badanie tomografii

komputerowej (CT) niesie informację o rozkładzie gęstości, ułatwia lokalizację guza i szczegóły jego budowy, lecz bez informacji o czynności guza. Badanie CT ma jednak inne ograniczenia. Często, szczególnie w badaniach wykonanych po leczeniu przeciwnowotworowym, odróżnienie wznowy od zmian popromiennych czy blizn pooperacyjnych nie jest możliwe. Wątpliwości te można co prawda rozstrzygnąć, stosując badanie PET – CT, jednak dostępność tego badania w Polsce jest jeszcze bardzo niewielka, a jego koszty wysokie. Dlatego w pracy podjęto próbę fuzji obrazów uzyskanych klasycznymi metodami medycyny nuklearnej (SPECT) i tomografii komputerowej.

Powstał program komputerowy, który wykonuje obliczenia pozwalające na dopasowanie wyników obu badań, odpowiada za wizualizację oraz kontrolę jakości nałożenia. W pracy przedstawiono jego założenia i pierwsze wyniki.

Zastosowany algorytm bazuje na transformacji afinicznej [2, 3], pozwalającej przy stosunkowo niewielkich założeniach dokonać prze-

Computer tomography visualizes anatomical structures and abnormalities, but it lacks functional information. On the other hand, single photon emission tomography provides the missing information about the tumor function, but it has relative low resolution and the localization of the visible focus may be difficult, especially when iodine ^{131}I is used.

Thus, several methods of image fusion are applied. We present an algorithm of image fusion based on affine transformation. On the basis of a phantom study, we showed that the created program can be a useful tool to fuse CT and SPECT images and then we applied it to patients' data sets. An external marker method was used to align patient's functional and anatomical data.

Image alignment quality depends on appropriate marker placement and acquisition protocol. The program estimates maximal misalignment in a volume between the markers. Created acquisition protocol minimizes misalignment of patient placement on both CT and gamma camera, however misalignment derived from respiratory movements cannot be avoided.

The proposed technique is simple, low-cost and can be easily adopted in any hospital or diagnostic center equipped with a gamma camera and CT. The results obtained in the first 4 patients are also shown and discussed.

Fusion of morphology and function can improve diagnostic accuracy in many clinical circumstances.

Key words: image fusion, multimodality, SPECT – CT.

Tab. Opis diagnozowanych pacjentów
Table. Description of diagnosed patients

Inicjały	Wiek	Płeć	Rozpoznanie
B.A.	53	M	rakowiak w stanie rozsiewu
K.M.	50	K	rak tarczycy z przerzutami
S.M.	14	M	złośliwy guz chromochłonny nadnerczy z przerzutami
D.S.	52	M	rak tarczycy, rak nerki

kształceń (rotacje, translacje, skalo-
wania) przestrzeni badania SPECT
i osadzić go w przestrzeni CT.

W niniejszym artykule pominięto
szczegółowy opis matematycz-
no-informatyczny programu.

METODYKA

Badania obrazowe wykonano przy użyciu dwugłowicowej gammakamery E. CAM DUET firmy SIEMENS oraz 16-rzędowego tomografu komputerowego SOMATOM 16 firmy SIEMENS. Podczas fazy tworzenia programu wykonano szereg badań fantomowych. Samodzielnie zbudowany fantom ma kształt cylindra, w którym umieszczano dreny lub kapilary wypełnione izotopem ^{99m}Tc . Na fantom naklejono markery z pleksi w kształcie monet z zatopionym punktowym izotopem ^{57}Co . Wykonano szereg scyntygrafii SPECT (matryca: 128x128 lub 256x256, 64 projekcje, okno energetyczne 122 [keV] (szerokość 10 proc.) w sumie z 140 [keV] – 15 proc.) oraz tomografii komputerowych (grubość rekonstruowanych warstw w zakresie 1–6 [mm], matryca 512x512) w celu przetestowania poprawności działania programu oraz jego wydajności obliczeniowej. Protokół kontroli jakości nałożenia oparto na obliczaniu i porównaniu odległości między odpowiadającymi sobie punktami referencyjnymi.

W kolejnym etapie wykonano fuzję obrazów uzyskanych od 4 chorych. Wykonano badania SPECT, stosując matrycę 128x128, 64 obrazy po 45 sekund każdy. Okno energetyczne oprócz linii podanego pacjentowi izotopu zawierało dodatkowo linie 122 keV (10 proc.).

Następnie wykonano badanie CT warstwami o grubości 1–3 [mm], które posłużyły jako dane wejściowe dla programu wykonującego fuzję.

Informację o pierwszych 4 chorych, podlegających badaniu zebrano w tabeli.

U wszystkich chorych skierowania do fuzji obrazów wynikały z trudności w lokalizacji ognisk gromadzenia widocznych w scyntygrafii SPECT.

WYNIKI

Zauważono, że niejednakowe ułożenie markerów w badaniach oraz niedokładne ich wskazanie w programie komputerowym powoduje znaczące błędy w nałożeniu. Pierwszy problem starano się rozwiązać poprzez możliwie najkrótsze odstępstwa między badaniami oraz stosowanie tych samych ząglówek i elementów podtrzymujących pacjenta w czasie badania. W programie komputerowym wprowadzono narzędzia, pomagające dokładnie zaznaczyć markery, znajdujące półautomatycznie środek markera. Przykład wykonanego badania fantomowego przedstawiono na ryc. 1. W tym przypadku w badaniu CT fantom został obrócony o 30° względem osi aparatu oraz względem badania SPECT. Pomimo różnego ułożenia fantomu na aparatach fuzja jest poprawna.

Wartość błędu nałożenia określa maksymalne przesunięcie obrazowanych obiektów w przestrzeni wyznaczonej przez markery i wyliczana jest z porównania odległości punktów referencyjnych w każdym z badań osobno. Przedstawiony program dopuszcza błąd nałożenia do 15

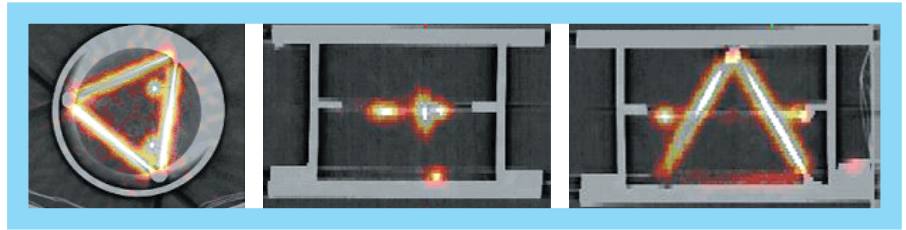
[mm]. Wartość ta nie uwzględnia możliwości niedokładnego nałożenia, ze względu na przemieszczenie obrazowanych struktur w ciele pacjenta w czasie badania, jak i pomiędzy badaniami SPECT i CT, wynikającego z ruchów oddechowych. Błędy te można minimalizować poprzez dobieranie odpowiedniego protokołu akwizycyjnego.

Następnie przebadano pierwszych 4 pacjentów:

1. Pacjent B.A. (ryc. 2.) – 53-letni chory po resekcji rakowiaka kręzki esicy z przerzutami do wątroby. Wykonano scyntyografię ^{131}I -MIBG i stwierdzono obszar podwyższonego gromadzenia radioznacznika w rzucie wątroby, w linii środkowej ciała w rzucie pępka oraz w podbrzuszu po stronie lewej. Na podstawie wykonanego badania CT oraz następnie fuzji obrazów SPECT – CT uzyskano lokalizację anatomiczną opisywanych w scyntygrafii ognisk. Stwierdzono, że gromadzenie pokrywa się z przerzutami do wątroby oraz z konglomeratem węzłów chłonnych wzdłuż aorty poniżej odcinka tt. nerkowych.

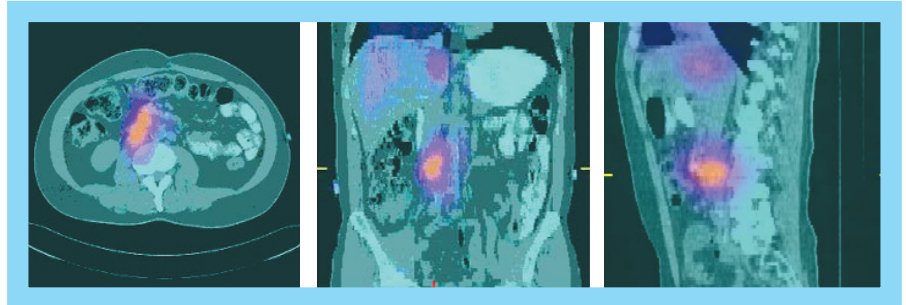
2. Pacjentka K.M. (ryc. 3.) – 50-letnia chora leczona z powodu zróżnicowanego raka tarczycy z przerzutem do trzonu kręgu C6 (po stabilizacji). W wykonanej scyntygrafii ^{131}I stwierdzono gromadzenie radioznacznika na szyi i nie było możliwe rozróżnienie między gromadzeniem w łoży po wyciętych płatach tarczycy i gromadzeniem w przerzucie do kręgosłupa szyjnego. W wykonanym następnie badaniu CT oraz w wyniku fuzji SPECT – CT stwierdzono, że gromadzenie radioznacznika rzuca się w kręgosłupie, co pokrywa się z patologicznym obszarem w kręgu C6. W badaniu CT nie stwierdzono w łoży po amputacji tarczycy obecności struktur heterogennych.

3. Pacjent S.M. (ryc. 4.) – 14-letni chory po usunięciu prawego



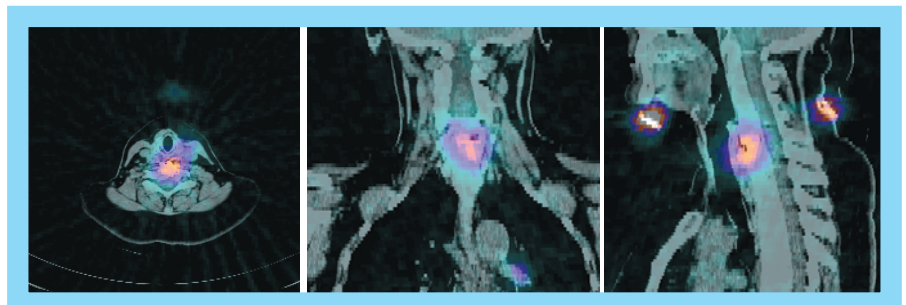
Ryc. 1. Przykład fuzji obrazów SPECT i CT w badaniu fantomowym. W tym przypadku w badaniu CT dokonano akwizycji fantomu, który został obrócony o kąt ok. 30° względem osi aparatu. Pomimo tego nałożenie jest poprawne

Fig. 1. Example of SPECT-CT fusion in the phantom study. In this case, in the CT study phantom was rotated about 30 deg. from the gantry axis. Despite of this, the fusion is proper



Ryc. 2. Fuzja obrazów SPECT-CT u chorego z przerzutami rakowiaka do wątroby i węzłów chłonnych okołoaortalnych

Fig. 2. SPECT-CT fusion in a patient with carcinoid and metastases to liver and aortal lymph nodes



Ryc. 3. Fuzja obrazów SPECT-CT u chorej z przerzutem raka tarczycy do kręgosłupa szyjnego resztkowym gromadzeniem ^{131}I w łoży po wycięciu tarczycy

Fig. 3. SPECT-CT fusion in a patient with thyroid cancer and metastases to the spine

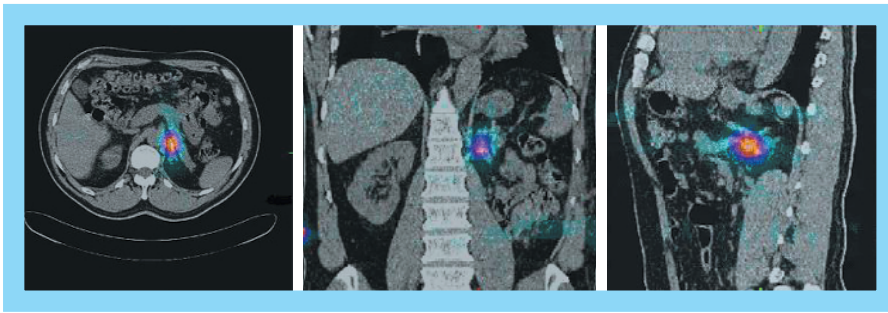


Ryc. 4. Wynik fuzji SPECT-CT u pacjenta z podejrzeniem wznowy lokoregionalnej złośliwego guza chromochłonnego

Fig. 4. SPECT-CT fusion in a patient with a suspected regional relapse of pheochromocytoma

nadnercza z powodu złośliwego guza chromochłonnego z przerzutami do kości i ektopowym wydzielaniem erytropoetyny, badany dla oceny skuteczności przeprowadzonej te-

rapii ^{131}I -MIBG. U tego chorego podejrzewano wznowę w nadnerczu prawym, ze względu na utrzymujący się wysoki poziom erytropoetyny i ognisko gromadzenia, widoczne w scyntygrafii



Ryc. 5. Fuzja obrazów SPECT-CT u chorego z rakiem tarczycy i rakiem nerki
Fig. 5. SPECT-CT fusion in a patient with thyroid cancer and kidney cancer

wykonanej po terapii MIBG. W wykonanej scyntygrafii uwidoczniło się ognisko patologicznego gromadzenia radioznacznika na lewo od linii środkowej ciała. Wykonane badanie CT nie potwierdziło obecności struktur heterogennych. W wykonanej fuzji SPECT – CT stwierdzono, że patologiczne ognisko gromadzenia rzutuje się na przestrzeń pomiędzy górnym biegunem lewej nerki a kręgosłupem. W związku z tym, że w ww. okolicy widoczny jest tylko drobny, niepowiększony węzeł chłonny (ok. 0,5 cm) zdecydowano o wykonaniu badania PET – CT. W tym badaniu widoczny był tylko obszar gromadzenia ^{18}F FDG rzutujący się w jelicie cienkim pomiędzy górnym biegunem lewej nerki, a jej wnęką. W związku z tym, że ognisko widoczne w SPECT nie uwidoczniło się w CT i nie wykazuje wyraźnego gromadzenia ^{18}F FDG uznano, że jest to resztkowa zmiana po leczeniu, niewymagająca obecnie interwencji chirurgicznej.

4. Pacjent D.S. (ryc. 5.) – 52-letni chory leczony z powodu zróżnicowanego raka tarczycy oraz po przebytej operacji raka nerki. W wykonanej scyntygrafii ^{131}I stwierdzono obecność owalnego ogniska wychwytu radiojodu w śródbrzuszu nieco na lewo od linii pośrodkowej ciała. W wykonanym badaniu CT nie stwierdzono ewidentnych struktur heterogennych w tej okolicy. Fuzja SPECT – CT wykazała, że obszar gromadzenia radioznacznika po-

krywa się z nadnerczem lewym, którego przyśrodkowa odnoga jest nieco zniekształcona, pogrubiała i zaokrąglona, jednak bez ewidentnych struktur patologicznych. Dla potwierdzenia wykonano MRI celowane na nadnercza. Badanie MRI wykazało niewielką zmianę w nadnerczu o średnicy ok. 1 cm. Rozpoznano przerzut raka tarczycy do nadnercza.

OMÓWIENIE WYNIKÓW I DISKUSJA

Program komputerowy dokonujący fuzji obrazów używa markerów zewnętrznych. Zastosowana transformacja afiniczna zakłada skalowanie, obrót oraz translację transformowanych obiektów. W celu jednoznacznego rozwiązania należy posiadać informacje o czterech parach punktów referencyjnych.

Wiele badań dotyczących fuzji obrazów skupia się na obrazowaniu tym sposobem głowy i szyi, dokonując automatycznego nałożenia wykorzystując podobieństwo kształtu obrazowanych struktur [4, 5]. Ponieważ jod promieniotwórczy nie gromadzi się we wszystkich strukturach anatomicznych, w wielu scyntyografiach wykonanych radiofarmaceutykami znakowanymi tym izotopem, uzyskiwane obrazy CT i SPECT nie mogą zostać dopasowane na podstawie ich podobieństwa. Zaproponowany algorytm jest niezależny od radioznacznika czy miejsca, które jest obrazowane. Umożliwia nałożenie dowolnych badań obrazowych, zakłada jedynie istnienie 4 par punktów referencyj-

nych. Przeprowadzone badania fantomowe pozwoliły na przetestowanie i optymalizację działania programu. W celu kontroli jakości nałożenia wykorzystano informację o skali pochodzącą z kalibracji geometrycznej aparatów.

Ze względu na założenie korelacji geometrycznej wskazywanych par punktów, najważniejszym czynnikiem wpływającym na jakość nałożenia jest ułożenie pacjenta. Ruchy oddechowe dokonują przesunięcia organów, dlatego obrazowanie struktur brzucha, a w szczególność wątroby jest utrudnione. Praktyczne wdrożenie metody pozwoliło na jednoznaczną odpowiedź na pytania stawiane przez klinicystów, a tym samym na uściślenie rozpoznania i adekwatne zaproponowanie dalszego postępowania.

PIŚMIENNICTWO

1. Nowak S, Rudzki K, Piętka E, Czech E. *Zarys medycyny nuklearnej*. PZWL, Warszawa 1998.
2. Pavlidis T. *Grafika i przetwarzanie obrazów: algorytmy*. WN-T, Warszawa 1987.
3. Lansdown J. *Grafika komputerowa*. WN-T, Warszawa 1990.
4. Klabbbers BM, de Munck JC, Slotman BJ, et al. *Matching PET and CT scans of the head and neck area: development of method and validation*. *Med Phys* 2002; 29: 2230-8.
5. Hemler PF, Napel S, Sumanaweera TS, et al. *Registration error quantification of a surface-based multimodality image fusion system*. *Med Phys* 1995; 22: 1049-56.

ADRES DO KORESPONDENCJI

lic. **Kamil Gorczewski**
 Zakład Medycyny Nuklearnej
 i Endokrynologii Onkologicznej
 Centrum Onkologii
 im. Marii Curie-Skłodowskiej
 ul. Wyrbrzeże Armii Krajowej 15
 tel. +48 32 278 93 30
 faks +48 32 278 93 25
 e-mail: milka@io.gliwice.pl

lek. med. **Katarzyna Steinhof**
 Zakład Diagnostyki Obrazowej
 Centrum Onkologii
 im. Marii Curie-Skłodowskiej
 tel. +48 32 278 93 40
 e-mail: kasia_steinhof@tlen.pl