

Wizualizacja multimodalnych danych PET-CT

Streszczenie. W pracy omówiono podstawowe metody obrazowania wnętrza ciała człowieka oraz zaprezentowano przykłady wizualizacji multimodalnych danych medycznych pochodzących z aparatu PET-CT. Omówiono użyte algorytmy wizualizacji danych, ich wady i zalety oraz zaprezentowano przykłady użycia opracowanej hybrydowej metody prezentacji multimodalnych danych medycznych.

Abstract. In the paper the basic methods of imaging the interior of the human body and examples of visualization of multimodal medical data from PET-CT are presented. A new hybrid method based on surface rendering and color mapping of PET-CT visualization is shown. Qualitative results confirm effectiveness of proposed method. **Multimodal PET-CT data visualization.**

Słowa kluczowe: wizualizacja danych medycznych, dane multimodalne, PET-CT.

Keywords: medical data visualization, multimodal data, PET-CT.

doi:10.12915/pe.2014.05.39

Wstęp

Współczesna diagnostyka medyczna, zwłaszcza onkologiczna, coraz częściej może korzystać z multimodalnych danych medycznych, pochodzących z różnych technik obrazowania. Dostarczają one różnorodnych informacji o budowie anatomicznej lub też o funkcjonowaniu ciała człowieka. Właściwe połączenie i zaprezentowanie informacji o budowie anatomicznej pacjenta oraz informacji o procesach metabolicznych zachodzących w ciele pacjenta może mieć kluczowe znaczenie dla badanej osoby z podejrzeniem choroby nowotworowej. Skuteczna prezentacja danych, ułatwiająca zrozumienie oraz interpretację wyników badań, jest więc bezcenna dla lekarza, który podejmuje decyzję o dalszym losie pacjenta.

Podstawowe techniki obrazowania medycznego

Do najpopularniejszych metod obrazowania wnętrza ciała pacjenta można zaliczyć ultrasonografię oraz rentgenografię [1]. W pierwszym przypadku mamy do czynienia z badaniem nieinwazyjnym wykorzystującym fale dźwiękowe wysokiej częstotliwości, które w zależności od osprzętu i jego nastaw, umożliwiają interaktywną inspekcję wnętrza ciała człowieka z różną rozdzielczością oraz różnym polem obrazowania. Technika ta dostarcza informacji o gęstości tkanek, jest bezpieczna dla pacjenta, tania w eksploatacji i prosta w użyciu. Ale ma głównie charakter lokalny i nie umożliwia uzyskania obrazu dobrej jakości w postaci „dużego przekroju”, np. przez całą jamę brzuszną. Dodatkowo, obrazy USG są bardzo zaszumione, zaś krawędzie rozmyte [2].

Druga z wymienionych powszechnie stosowanych metod obrazowania to rentgenografia, popularnie zwana „prześwietleniem RTG”. Technika ta dostarcza obrazów o zdecydowanie lepszej jakości oraz obejmujących większe obszary ciała pacjenta w porównaniu do ultrasonografii. Zasada działania opiera się na detekcji promieniowania rentgenowskiego, które przechodząc przez tkanki ciała pacjenta ulega osłabieniu. Jednak w tym przypadku uzyskany obraz jest dwuwymiarowym rzutem przestrzennych, trójwymiarowych struktur anatomicznych. Z tego powodu, pomimo obrazu dobrej jakości wykorzystanie takich obrazów, np. do dokonywania wiarygodnych pomiarów lub określenia kolejności widocznych na obrazie struktur, jest utrudnione.

Obrazowanie anatomii – CT

Rozwinięciem techniki rentgenografii jest tomografia komputerowa (ang. *Computed Tomography*, CT), która również wykorzystuje promieniowanie rentgenowskie do

prześwietlania ciała pacjenta [1]. W tym przypadku mamy jednak do czynienia z wielokrotnymi ekspozycjami konkretnego fragmentu ciała, wykonywanymi kilkakrotnie pod różnymi kątami. W najnowocześniejszych aparatach CT, tzw. spiralnych CT, zarówno źródło promieniowania, jak i wielorzędowe detektory promieniowania X poruszają się w czasie skanowania względem pacjenta po spirali. Dzięki temu, możliwe jest odtworzenie z dużą rozdzielczością przestrzenną wewnętrzną, trójwymiarową budowę ciała. Na podstawie pomiarów zebranych podczas skanowania, dokonywana jest rekonstrukcja danych, której wyniki zapisywane są w postaci kolejnych przekroi w oddzielnych plikach w standardzie DICOM [3]. Dzięki temu, po zakończeniu badania, możliwe jest dalsze przetwarzanie i analizowanie uzyskanych informacji [3-5]. Zapisywane w plikach wartości osłabienia promieniowania rentgenowskiego wyrażane są w jednostkach Hounsfielda (ang. *Hounsfield Units*, HU) i mogą zawierać się w przedziale od -1000HU dla powietrza, przez 0HU dla wody, do ponad 1000HU dla kości [1].

Podstawową zaletą tomografii komputerowej jest wysoka jakość uzyskiwanych informacji o budowie anatomicznej konkretnego pacjenta. Otrzymywane dane mają dużą rozdzielczość przestrzenną (wielkość wokselu poniżej milimetra) oraz wysoką rozpiętość zmierzonych wartości pochłaniania promieniowania tkanek [1]. Dzięki temu możliwe jest precyzyjne rozróżnienie oraz wyodrębnienie (segmentacja) tkanek o różnym współczynniku pochłaniania promieniowania rentgenowskiego [3,5]. Daje to możliwość dokładnej analizy anatomii pacjenta przez lekarza, bez interwencji chirurgicznej. Badanie z wykorzystaniem tomografii komputerowej jest jednak badaniem obciążającym organizm pacjenta, ponieważ zastosowane promieniowanie rentgenowskie jest promieniowaniem jonizującym, które w dużych dawkach ma negatywny wpływ na żywe organizmy. Dawka ta zależy od zastosowanej procedury i zazwyczaj jest większa, gdy w wyniku uzyskuje się dane o większej rozdzielczości przestrzennej.

Obrazowanie czynnościowe – PET

Przykładem techniki obrazowania ukazującej funkcjonowanie ciała (np. metabolizm cukrów) jest emisyjna tomografia pozytonowa (ang. *positron emission tomography*, PET), będąca przykładem scyntygrafii [1]. Tak jak w tomografii komputerowej, również w tych urządzeniach stosuje się detektory promieniowania. Jednak w przypadku PET rejestrowane jest promieniowanie gamma o energii 511keV. Powstaje ono podczas anihilacji pozytonów, będących wynikiem rozpadu jądrowego typu β^+

radiofarmaceutyku o krótkim czasie połowicznego rozpadu. Tak więc źródłem promieniowania podczas badania metodą PET jest sam pacjent, a dokładniej podany pacjentowi przed badaniem radioaktywny znacznik, który gromadzi się, a następnie rozpada w konkretnych tkankach w ciele pacjenta. Radiofarmaceutyk syntezowany jest bezpośrednio przed podaniem i składa się z radioizotopu oraz odpowiednio dobranego nośnika (ligandu): związku chemicznego, komórki lub cząsteczki wykazującej gromadzenie w obrazowanym narządzie lub tkance.

W wyniku anihilacji pozytonu z elektronem powstają dwa kwanty promieniowania poruszające się w przeciwnych kierunkach. Detektory skanera PET wychwytyują takie koincydencyjne zdarzenia i na ich podstawie wyznaczają przestrzenny rozkład radiofarmaceutyku w ciele pacjenta. Jeżeli zastosowanym związkiem jest fluorodeoksyglukoza (deoksyglukoza znakowana radioaktywnym fluorem ^{18}F), wówczas będzie ona gromadzona jako pochodna glukozy w tkankach o zwiększonym metabolizmie glukozy. Badanie takie określane jest skrótem FDG-PET [6]. Uzyskane na obrazie scyntygraficznym obszary o wysokiej promieniotwórczości świadczą o dużym metabolizmie glukozy, którego przyczyną może być rozwijający się nowotwór. Informacja o zmienionej funkcjonalności tkanek może być dla onkologa jedynym „tropem”, niewychwytywanym w innych technikach obrazowania. Dla oceny ilościowej stężenia radioznacznika w chorej tkance wykorzystuje się wskaźnik SUV (ang. *Standardized Uptake Values*) wyrażający standaryzowaną wartość wychwyty [6,7]. W tkance nowotworowej wskaźnik ten jest przeważnie znacznie podwyższony.

Dzięki wykorzystaniu w funkcji źródła promieniowania radiofarmaceutyków uzyskiwane obrazy mają charakter funkcyjny – pokazują obszary o konkretnych, ściśle określonych właściwościach: zwiększonej lub zmniejszonej aktywności wybranych związków chemicznych, które odpowiadają za konkretne funkcje życiowe tkanek. Zarówno zwiększenie, jak i zmniejszenie koncentracji znacznika może być cenną informacją, mówiącą o nadaktywności (np. spowodowanej nowotworem), jak i nieaktywności tkanek (np. upośledzenie funkcji tkanek lub narządów). Możliwość obrazowania funkcjonowania organizmu jest fundamentalną zaletą scyntyigrafii.

Podstawową wadą metod nuklearnych jest konieczność podania radiofarmaceutyka, który w wyniku rozpadu naraża tkanki pacjenta na szkodliwe promieniowanie jonizujące. Jednak dostarczana podczas badania PET dawka promieniowania jest mniejsza niż w przypadku tomografii komputerowej. Kolejnymi wadami są mała rozdzielczość przestrzenna uzyskiwanych obrazów oraz długi czas badania, który może dochodzić do kilkudziesięciu minut. Przy tak długich procedurach, unieruchomienie pacjenta (mające kluczowe znaczenie na jakość badania) staje się dużym wyzwaniem. Pomimo tych wad skanery PET znajdują powszechne zastosowanie w diagnostyce onkologicznej [7,8].

Ponieważ rozdzielczość przestrzenna skanerów PET jest niewystarczająca do precyzyjnego umiejscowienia anatomicznego badanej aktywności czynnościowej, dla zwiększenia dokładności lokalizowania zmian patologicznych stosuje się fuzję danych czynnościowych PET i anatomicznych CT [8].

Skaner hybrydowy PET-CT

Przykładem urządzenia łączącego zalety obrazowania struktur anatomicznych oraz funkcjonowania tych struktur są skanery hybrydowe PET-CT. Są to urządzenia, które umożliwiają wykonanie kompleksowego skanowania pacjenta w krótkim czasie, bez konieczności zmiany jego

pozycji. Dzięki temu, że pozycja pacjenta jest niezmienna, możliwe jest bezpośrednie łączenie wyników skanowania obydwoma technikami obrazowania. Inną odmianą skanerów hybrydowych są skanery PET-MR, czyli urządzenia wykorzystujące do obrazowania szczegółów anatomicznych rezonans magnetyczny (MRI) zamiast tomografii komputerowej (CT).

Niewątpliwą zaletą połączenia skanera PET z CT jest możliwość dokładnej korekty tłumienia rejestrowanych sygnałów w PET. Fotony gamma będące wynikiem anihilacji protonów, które pochodzą z głębszych struktur w organizmie są silnie tłumione przez tkanki miękkie niż fotony pochodzące z tkanek znajdujących się bliżej powierzchni skóry. W celu poprawy jakości i wiarygodności otrzymywanych obrazów scyntygrafii, konieczne jest uwzględnienie efektu tłumienia i rozproszenia podczas prezentacji danych PET [1]. Dostępność danych z wielorządowej tomografii komputerowej w skanerach PET-CT umożliwia precyzyjną korektę tłumienia co prowadzi do zwiększenia dokładności diagnostycznej urządzeń hybrydowych w porównaniu z niezależnymi skanerami PET i CT.

Wizualizacja przestrzennych danych medycznych

Ze względu na różny charakter (modalność) uzyskiwanych na skanerach CT i PET informacji o pacjencie, wyzwaniem staje się ich skuteczna prezentacja oraz poprawna analiza [9-11].

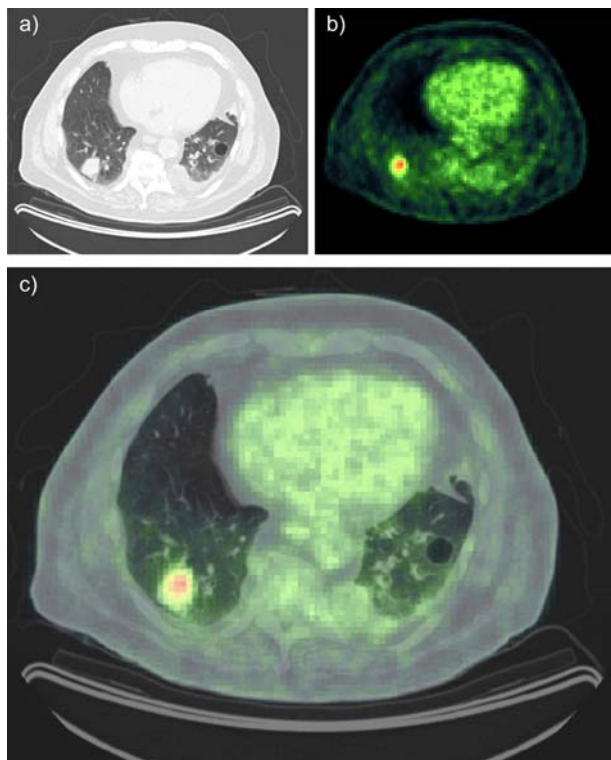
Dane pochodzące z tomografii komputerowej wizualizowane są zazwyczaj w postaci dwuwymiarowych obrazów monochromatycznych (tzw. przekrojów MPR, ang. *Multipplanar Reconstruction*), w których kolorem czarnym koduje się małe wartości HU, zaś kolorem białym wartości większe (rys. 1.a) [9]. Takie podejście ma swoje uzasadnienie historyczne – tomografia komputerowa wywodzi się z radiografii, w której to tkanki miękkie (np. mięśnie) w mniejszym stopniu pochłaniały promieniowanie X niż tkanki twarde (np. kości), co objawiało się na kliszy rentgenowskiej w postaci przezroczystych (białych) lub zaciemnionych obszarów. W tomografii komputerowej ta konwencja została zachowana, ponieważ lekarze bardzo dobrze rozumieją takie mapowanie informacji. Ze względu na duży zakres wartości, jakie mogą przyjmować mierzone podczas tomografii komputerowej dane (od -1000HU do 3000HU) oraz ograniczone możliwości prezentacji danych do 256 odcieni szarości (w sprzęcie nieprofesjonalnym), konieczne staje się parametryzowanie zakresu mapowanych wartości HU w odcienie szarości. Odbywa się to przez podanie zakresu (ang. *window*) oraz wartości środkowej (ang. *level*) [9]. Również dane z badania PET mogą być mapowane do odcieni szarości lub do palet kolorowych (rys. 1.b). Dla danych PET zakres wartości zależy od przyjętego formatu danych oraz zastosowanych jednostek [7,8].

W przypadku prezentacji fuzji danych z CT i PET na jednym obrazie (rys. 1.c) konieczne staje się rozwiązanie problemu właściwej percepcji informacji – informacja o anatomicznej budowie powinna być rozdzielona wizualnie od informacji czynnościowej [13]. Do rozdzielenia tych informacji stosuje się zazwyczaj różne zmienne wizualne: mapowanie danych z CT w postaci jasności, zaś dane czynnościowe kodowane są w postaci kolorów. Dla poprawienia percepcji przyjmuje się, że zwiększona aktywność metaboliczna (tzw. gorące miejsca) kodowana jest w kolorach ciepłych (np. czerwonym).

Wyniki skanowania CT i PET zapisywane są w postaci serii dwuwymiarowych przekroi, z których możliwe jest odtworzenie przestrzennej budowy ciała poprzez złożenie

warstw w macierz 3D [3,9]. Uzasadnione więc staje się przedstawianie takich danych w postaci przestrzennej.

Można wyróżnić dwie podstawowe grupy metod wizualizacji danych medycznych: metody pośrednie oraz bezpośrednie (wolumetryczne) [9].



Rys.1. Dwuwymiarowa wizualizacja klatki piersiowej w postaci przekroji MPR: a) dane z tomografii komputerowej (CT), b) scyntygrafia z emisyjnej tomografia pozytonowa (PET), c) fuzja dwuwymiarowych obrazów PET-CT; kolorem czerwonym oznaczono dużą koncentrację radiomarkera

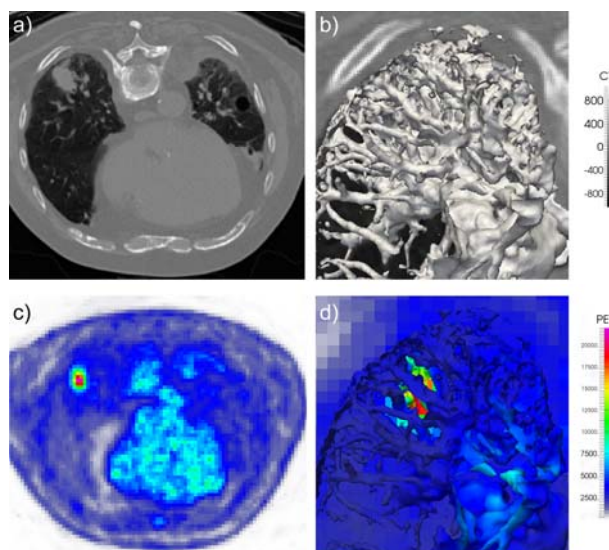
Metody pośrednie (ang. *indirect volume rendering*) wykorzystują pośrednią, zredukowaną lub uproszczoną reprezentację do pokazywania danych objętościowych. Przykładem takiej metody są przekroje MPR (rys. 1), które tworzą dwuwymiarowe przecięcia przez trójwymiarowe struktury. Inną metodą pośrednią jest konturowanie, w wyniku którego powstaje izopowierzchnia łącząca w przestrzeni punkty o takiej samej wartości [9]. Do konturowania danych medycznych zazwyczaj wykorzystuje się algorytm *marching cube* [3], który z trójwymiarowej macierzy wartości skalarnych (np. pomiarów z CT) oblicza izopowierzchnię zbudowaną z połączonej siatki trójkątów. Siatka taka może być bardzo wydajnie wyświetlana z wykorzystaniem sprzętowych możliwości współczesnych kart graficznych.

W metodach bezpośrednich (ang. *direct volume rendering*), wszystkie dane objętościowe biorą udział w tworzeniu obrazu, nie ma więc potrzeby generowania struktur pośrednich. Do tej grupy algorytmów zalicza się przede wszystkim metodę śledzenia promieni (ang. *raycasting*) oraz mapowanie maksymalnej intensywności MIP (ang. *Maximum Intensity Projection*) [9]. W algorytmach tych, kolor każdego piksela obrazu wyznaczany jest na podstawie obliczonej dla danych wejściowych wartości wynikającej z funkcji przejścia TF (ang. *transfer function*). Wynik wizualizacji zależy od zaimplementowanego w TF algorytmu [9-12]. Ponieważ do obliczenia każdego obrazu potrzebne jest „przeliczenie” wszystkich danych, algorytmy renderingu wolumetrycznego

wymagają znacznych mocy obliczeniowych. Ma to znaczenie zwłaszcza przy prezentacji dużych zbiorów danych medycznych. W skrajnych przypadkach, długi czas potrzebny do wygenerowania obrazu może uniemożliwiać płynną interakcję lekarza z oprogramowaniem.

Proponowana metoda hybrydowa

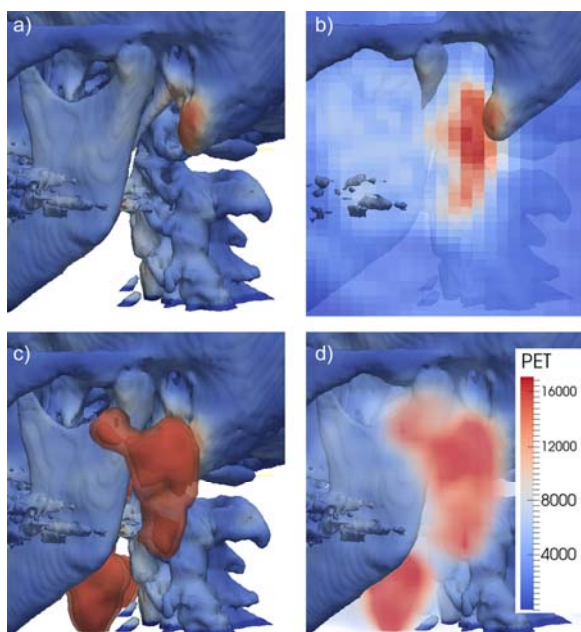
Na rysunku 2. przedstawiono przykłady pośrednich metod prezentacji multimodalnych danych pochodzących ze skanowania klatki piersiowej metodą CT i PET. Lewa kolumna przedstawia dwuwymiarowe przecięcia przez trójwymiarowe dane, zmapowane w sposób ułatwiający percepcją [13]: do palety monochromatycznej (dane z CT, rys.2.a) oraz kolorowej (dane z PET, rys.2.c). W prawej kolumnie przedstawiono kontur wyznaczony na danych z tomografii komputerowej dla wartości -500HU . Izopowierzchnia na takim poziomie umożliwia rekonstrukcję szczegółów budowy anatomicznej drzewa oskrzelowego. Na rysunku 2.d przedstawiono wynik wizualizacji uzyskany proponowaną przez autorów niniejszej pracy metodą hybrydową. Polega ona na połączeniu izopowierzchni reprezentującej drzewo oskrzelowe (dane o anatomii pacjenta) z informacją czynnościową z PET, mapowaną na tej powierzchni w postaci kolorów.



Rys.2. Pośrednie metody prezentacji danych objętościowych: a) płaszczyzna MPR danych z CT, b) izopowierzchnia obliczona dla wartości -500HU , c) płaszczyzna MPR danych z PET, d) pośrednia metoda hybrydowa: izopowierzchnia obliczona z danych CT i pokolorowana wartościami z PET

Proponowana metoda hybrydowa łączy zalety metody pośredniej (kontur 3D z CT) z bezpośrednią (mapowanie macierzy 3D wartości PET na kontur). Rysunek 3 przedstawia hybrydową wizualizację zrekonstruowanych kości czaszki: okolice lewej żuchwy (łac. *mandibula*) oraz lewy wyrostek sutkowy (łac. *processus mastoideus*), na którym widoczna jest wzmocniona jest wzmocniona jest zużycie glukozy. W przypadku prezentowanych danych, ognisko największej przemiany glukozy znajduje się w węzłach chłonnych między kośćmi, nie jest więc dobrze widoczne na powierzchni kości. Uzupelnienie konturu o przecięcie MPR w płaszczyźnie strzałkowej (rys. 3b) dostarcza dokładniejszej informacji o aktywności radioznacznika w kontekście otaczających wychwyty radioznacznika kości. Tak jak w przypadku danych anatomicznych z tomografii komputerowej, na danych PET można wyznaczyć izopowierzchnię. Przykład takiej wizualizacji przedstawiono na rysunku 3.c. Ostatni przykład wizualizacji (rys. 3.d)

przedstawia połączenie renderingu pośredniego (kontur kości) oraz renderingu objętościowego obliczonego metodą śledzenia promieni [9,12].



Rys.3. Wizualizacja powierzchni kości lewej strony czaszki: a) izopowierzchnia, na której zmapowano w postaci kolorów aktywność radioznacznika, b) izopowierzchnia z dodaną strzałkową płaszczyzną MPR, c) izopowierzchnia kości oraz izopowierzchnie wyników PET ukazujące kształt obszaru aktywnego radiologicznie, d) wizualizacja objętościowa wartości z PET

Proponowana metoda hybrydowa umożliwia jednoczesną wizualizację danych z CT oraz PET w przestrzeni trójwymiarowej, co jest niewątpliwym skokiem jakościowym w porównaniu z prezentacją danych wyłącznie na płaszczyznach MPR. W metodzie tej płaszczyzna MPR zostaje zastąpiona przestrzenną siatką bazującą bezpośrednio na danych anatomicznych, lub też będącej wynikiem przetwarzania danych, np. segmentacji [3].

Oczywiście, proponowana metoda nie pokazuje wszystkich danych PET w sposób bezpośredni (wolumetryczny), jednak dzięki prostej implementacji, wydajnemu konturowaniu i sprzętowej akceleracji wyświetlania siatek trójkątów przez karty graficzne, metoda ta może być zastosowana do w pełni interaktywnej wizualizacji dużych zbiorów danych, nawet na sprzęcie o standardowej wydajności.

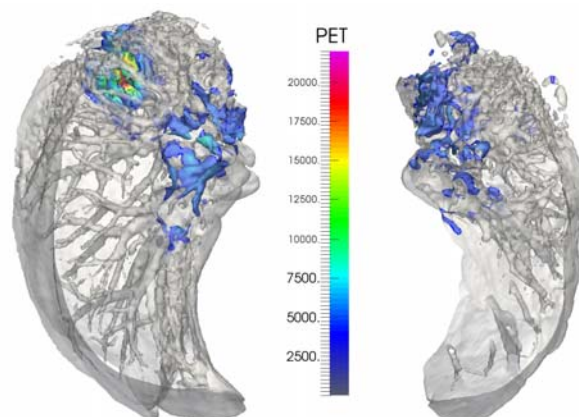
Rysunek 4 przedstawia wyniki hybrydowej wizualizacji powierzchni drzewa oskrzelowego, na której zmapowano wartości aktywności radioznacznika. W celu poprawy percepcji informacji przedstawiono jedynie wartości większe od 5000. Ograniczenie to ma uzasadnienie medyczne, ponieważ w tym przypadku diagnostycznie istotna jest nadaktywność przemiany glukozy.

Wszystkie zaprezentowane w pracy wizualizacje zostały zrealizowane przy użyciu biblioteki Visualization Toolkit [12], przy użyciu dostępnych klas. Dzięki temu, proponowana metoda nie wymaga specjalizowanego oprogramowania i może być powtórzona na dowolnej platformie sprzętowej dostępnej dla VTK. Wykorzystane do wizualizacji dane medyczne PET-CT pochodzą z publicznej bazy programu Osirix [10].

Podsumowanie

W pracy omówiono podstawowe metody obrazowania wnętrza ciała człowieka oraz zaprezentowano przykłady

wizualizacji multimodalnych danych medycznych pochodzących z aparatu PET-CT. Omówiono użyte algorytmy wizualizacji danych, ich wady i zalety oraz zaprezentowano przykłady użycia opracowanej hybrydowej metody prezentacji danych multimodalnych. Metoda ta umożliwia interaktywną prezentację danych z PET-CT w postaci przestrzennej bryły, na której w postaci koloru przedstawiono dane PET.



Rys.4. Przykład renderingu hybrydowego: drzewo oskrzelowe zrekonstruowane na podstawie danych CT z zaznaczoną zwiększoną aktywnością radioznacznika

LITERATURA

- [1] Bushberg Jerrold T., John M. Boone.: The essential physics of medical imaging. *Lippincott Williams & Wilkins*, 2011.
- [2] Skalski A., Turcza P.: Heart segmentation in echo images, *Metrology and Measurement Systems* 18 (2), 305-314, 2011
- [3] Skalski A., Socha M., Duplaga M., Duda K., Zieliński T.: 3D Segmentation and Visualisation of Mediastinal Structures Adjacent to Tracheobronchial Tree from CT Data, *Information Technologies in Biomedicine*, Springer Berlin Heidelberg, 2010. 523-534.
- [4] Skalski A., Socha M., Zielinski T., Duplaga M.: Colon Cleansing for Virtual Colonoscopy Using Non-linear Transfer Function and Morphological Operations, *Imaging Systems and Techniques, IST'07. IEEE International Workshop on*, 2007, 1-5
- [5] Skalski A., Kos A., Zieliński T.: Using ASM in CT Data Segmentation for Prostate Radiotherapy *Computer Vision and Graphics, Springer Berlin Heidelberg*, 2012, 7594, 610-617
- [6] Boellaard Ronald, et al.: FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1.0. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging* 37.1 (2010): 181-200.
- [7] Vogel, Wouter V., et al.: PET/CT: panacea, redundancy, or something in between? *Journal of Nuclear Medicine*, 45.1 suppl: 15S-24S, 2004
- [8] Paul Shreve, David W. Townsend: Clinical PET-CT in Radiology: Integrated Imaging in Oncology, *Springer*, 2010
- [9] Preim B., Bartz D.: Visualization in medicine: theory, algorithms, and applications, *Elsevier*, 2007.
- [10] Antoine R., Spadola L.: OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *Journal of Digital Imaging* 17.3 (2004): 205-216.
- [11] Younhyun Jung, Jinman Kim, Feng, D.D.: Dual-modal visibility metrics for interactive PET-CT visualization, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, vol., no., pp.2696,2699,
- [12] Schroeder, William J., ed. The visualization toolkit user's guide: updated for version 4.0. *Kitware*, 1998.
- [13] Bertin, J.: Semiology of graphics. Madison, *University of Wisconsin Press*, 1983

Autorzy: dr inż. Mirosław Socha, dr inż. Andrzej Skalski, AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Katedra Metrologii i Elektroniki, Al. Mickiewicza 30, pawilon B-1, 30-059 Kraków, E-mail: socha@agh.edu.pl, skalski@agh.edu.pl;