

Krzysztof CZECH, Piotr P. JÓZWIAK, Andrzej KALIŚ

Politechnika Wroclawska

Wydział Informatyki i Zarządzania

## ZASTOSOWANIE ALGORYTMU MASZERUJĄCYCH SZEŚCIANÓW W DIAGNOSTYCE MEDYCZNEJ

**Streszczenie.** W artykule omówiono metody wizualizacji zastosowane w diagnostyce medycznej, a szczególnie podstawowe metody przekształcania obrazów medycznych, które nie są czytelne w pierwotnej wersji. Pokazano sposób wykorzystania algorytmu maszerujących sześciątów do celów radiologicznej diagnostyki medycznej.

## USE OF MARCHING CUBES ALGORITHM IN MEDICAL DIAGNOSTICS

**Summary.** In paper there are discussed methods of visualization used in medical diagnostic, specifically basic methods of processing medical images, which are not clear in raw version. There is shown way of using marching cubes algorithm for goals of radiological medical diagnostics.

### 1. Wprowadzenie

Promieniowanie rentgenowskie należy do rodziny promieniowań elektromagnetycznych. Istotę ich działania wyjaśniają teorie kwantowa i falowa. Promienie rentgenowskie w powietrzu rozchodzą się w postaci fal, natomiast przy zetknięciu się z materia reagują na nią jak cząsteczki. Są one wysyłane w postaci cząstek energii nazywanych fotonami. Jednostką energii fotonów jest elektronowolt (eV). Długości fal promieni rentgenowskich są mierzone w nanometrach [3].

Jednorodna wiązka promieniowania rentgenowskiego, przechodząc przez ciało badanego obiektu, w następstwie procesów pochłaniania i rozpraszania ulega zróżnicowaniu. Budowę

badanego obszaru można określić dzięki miejscom, gdzie występowało osłabienie padających promieni i tak zbudowany obiekt można zaprezentować lekarzowi lub radiologowi.

Jakość obrazu rentgenowskiego (rtg) zależy od wielu czynników. Najczęściej występujące czynniki zostały opisane w tab. 1.

Tabela 1

Zasadnicze czynniki wpływające na jakość obrazu rtg [1]

<p><b>1. Czynniki zależne od pacjenta:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● budowa pacjenta</li> <li>● właściwości fizykochemiczne</li> <li>● niezależna od woli ruchliwość badanych narządów</li> <li>● świadomy lub nieświadomy ruch badanej części ciała</li> </ul>
<p><b>2. Czynniki techniczne:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● wielkość ogniska lampy</li> <li>● rodzaj i stopień filtracji lampy</li> <li>● ograniczenia wiązki promieniowania</li> <li>● dobór warunków ekspozycji</li> <li>● stabilność mechaniczna różnych części aparatu rentgenowskiego</li> </ul>
<p><b>3. Czynniki wynikające z metod rejestracji obrazu:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● rejestracja analogowa           <ul style="list-style-type: none"> <li>○ czułość błony halogenosrebrowej</li> <li>○ rodzaj ekranu wzmacniającego</li> <li>○ przyleganie ekranu wzmacniającego do błony</li> <li>○ temperatura wywoławcza</li> <li>○ czas wywoływania</li> <li>○ rodzaj i stan odczynników</li> </ul> </li> <li>● rejestracja cyfrowa           <ul style="list-style-type: none"> <li>○ rodzaj matrycy</li> <li>○ zakres i poziom przenoszenia wartości pomiarowych</li> <li>○ stosunek sygnału do szumu</li> <li>○ odpowiednie wtórne przetworzenie obrazu</li> </ul> </li> </ul>
<p><b>4. Czynniki zależne od geometrycznych zasad rzutu:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>● odległość ognisko–pacjent–system rejestracji</li> <li>● przebieg promienia centralnego</li> <li>● rzut obiektu na płaszczyznę badania</li> </ul>

## 2. Tomografia komputerowa (TK) i rezonans magnetyczny (MRI)

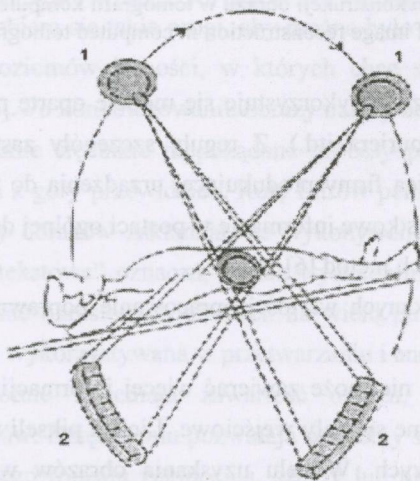
Tomografia komputerowa jest techniką obrazowania, w której obraz wynikowy przedstawia dany organ w przekroju równoległym do linii propagacji promieni rtg.

Konwencjonalna radiografia ma pewne ograniczenia. Obraz powstający na błonie rentgenowskiej jest sumą cieni różnych narządów nakładających się na siebie, jeżeli leżały

w linii jednego promienia. Faktyczny obraz konkretnego organu modelowany jest w wyobraźni lekarza lub radiologa. Tomografia komputerowa pozwala uzyskać taki obraz na ekranie monitora dzięki procesowi obliczeniowemu zw. cyfrową rekonstrukcją obrazu [6].

W tomografach komputerowych lampa porusza się ruchem okrężnym wokół długiej osi pacjenta. Wiązka promieni ma kształt wachlarza, a po przejściu przez badany obiekt jest rejestrowana za pomocą układu detektorów. Uzyskane wartości pomiarowe są rejestrowane w pamięci komputera [4].

Ruch obrotowy lampy rentgenowskiej wokół długiej osi pacjenta powoduje, że badana część jest eksponowana z wielu stron. Detektory, umieszczone z każdej strony, rejestrują osłabienia promieniowania przebiegającego pod różnymi kątami w stosunku do płaszczyzn ciała czołowej i strzałowej. Zasadę działania tomografii komputerowej przedstawiono na rys. 1 [3].



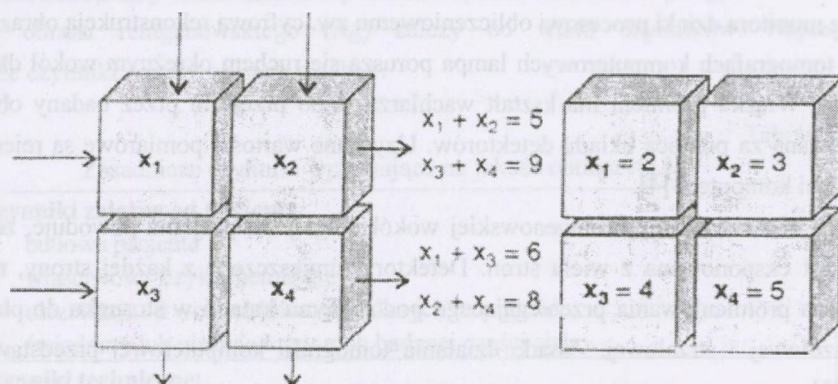
Rys. 1. Schemat ilustrujący zasadę działania tomografii komputerowej [3]

Fig. 1. A diagram illustrating the principles of computed tomography [3]

Ideę cyfrowej rekonstrukcji obrazu w tomografii komputerowej można przedstawić za pomocą schematu z rys. 2. Cztery prostopadłościany przedstawione na rys. 2 (część środkowa) imitują badany obiekt. Prostopadłościany te charakteryzują się różnymi współczynnikami pochłaniania. Należy wyznaczyć zarówno te współczynniki, jak i poszczególne wartości zaczernienia. W tym celu prześwietla się obiekt ze wszystkich źródeł promieniowania w kierunkach oznaczonych przez strzałki i rejestruje się wartości otrzymane na receptorach. Otrzymane wartości zależą od rozkładu czynnika pochłaniającego promieniowanie wewnątrz badanego obiektu. Cyfrowa rekonstrukcja obrazu polega na zastosowaniu (dla ciągu zarejestrowanych wartości) sygnałów transformacji matematycznej



i daje w wyniku zbiór wartości charakteryzujących lokalne wartości współczynnika tłumienia, a tym samym pozwala zobrazować wewnętrzną strukturę obiektu.



Rys. 2. Uproszczony schemat rekonstrukcji obrazu w tomografii komputerowej [1]

Fig. 2. A simplified diagram of image reconstruction in computed tomography [1]

Przy rekonstrukcji obrazów wykorzystuje się modele oparte na metodach transformacji całkowych (splotowych, Fouriera itd.). Z reguły szczegóły zastosowanych transformacji matematycznych są tajemnicą firmy produkującej urządzenia do tomografii komputerowej. Udostępniane są jedynie cząstkowe informacje w postaci ogólnej dokumentacji, która opisuje podstawowe założenia danych metod [6].

Na podstawie tak uzyskanych wartości opracowanie poprawnego obrazu opiera się na rozwiązaniu układu równań.

Zrekonstruowany obraz nie może zawierać więcej informacji o badanym obiekcie, niż dostarczają jej zarejestrowane sygnały wejściowe. Liczba pikseli nie może być większa niż liczba informacji wejściowych. W celu uzyskania obrazów w wysokiej rozdzielczości przestrzennej należy wydłużyć czas rejestrowania sygnałów lub, ewentualnie, zwiększyć liczbę detektorów rejestrujących promieniowanie.

Obrazowanie rezonansu magnetycznego (MRI) jest jedną z technik tomografii (TK), która w diagnostyce służy znajdowaniu prawidłowości i nieprawidłowości w zakresie tkanek i narządów. Główną cechą MRI jest wieloprofilowość tej metody, tj. możliwość obrazowania narządów i oceny ich funkcji, a także obserwacja na poziomie molekularnym. MRI jest używany w: onkologii, neuroradiologii, neurofizjologii oraz kardiologii. Oddziały onkologiczne traktują badania MRI jako rozstrzygające bądź komplementarne techniki diagnostyczne.

Najczęściej badanie MRI stosowane jest w badaniach mózgu. Umożliwia nie tylko ogólny ogląd struktury mózgu, lecz także pozwala na dokonanie w miarę precyzyjnego pomiaru objętości mózgu, rozmiarów poszczególnych płatów i innych struktur.

W literaturze nie znajduje się wiele informacji na temat metod wspomagających pracę radiologów i lekarzy, którzy zajmują się diagnostyką medyczną.

### 3. Komputerowe przetwarzanie i analiza obrazów

Otrzymane w wyniku tomografii komputerowej obrazy nie nadają się od razu do czytania przez lekarzy i radiologów. Zdjęcia trzeba wstępnie przetworzyć, by nic nie zakłócało ich odczytu.

Kontrastowanie jest jednym z częstszych zabiegów stosowanych do przystosowania obrazu do analizy. Głównym zadaniem tej operacji jest rozróżnienie obszarów na obrazie pierwotnym, którym odpowiadają różne, ale podobne do siebie poziomy jasności. Efekt kontrastowania jest osiągalny przy wykorzystaniu transformacji skali fotooptycznej obrazu. Funkcji transformującej dobiera się takie progi, aby można było uzyskać efekt rozciągnięcia histogramu w zakresie poziomów jasności, w których chce się uzyskać efekt większej rozróżnialności półcieni [6]. Po kontrastowaniu obrazu należy oczyścić z zakłóceń.

Przez zakłócenia rozumie się takie niepożądane procesy pogarszające jakość obrazu, których postaci nie można z góry przewidzieć. Rolę filtrów pełnią programy komputerowe. Filtry używane do analizy obrazów zakładają, że wykonywane na obrazie operacje będą kontekstowe. Słowo „kontekstowe” oznacza, że dla wyznaczenia wartości jednego punktu wynikowego trzeba dokonać określonych obliczeń na wielu punktach obrazu źródłowego. Filtracja obrazu jest często wykorzystywana w przetwarzaniu i analizie obrazów.

Operacje filtracji istotnie zmieniają zawartość obrazu, w tym także geometrię widocznych na nim obiektów. Dzięki temu pozwalają w istotny sposób pozbyć się zbędnych obiektów, takich jak różnego rodzaju zakłócenia, szumy lub niekiedy wydobyć użyteczne informacje ukryte w obrazie i niewidoczne na pierwszy rzut oka.

Z matematycznego punktu widzenia filtr jest pewną funkcją, która przekształca jeden obraz w drugi, piksel po pikselu. Na poprawnie odszumionych obrazach można rozpocząć wyznaczanie elementów interesujących odbiorcę (w analizie medycznej mogą to być np. ogniska rakowe).

Proces segmentacji obrazu polega na podziale go na fragmenty odpowiadające poszczególnym, widocznym na obrazie obiektom. Najczęściej technika segmentacji polega na oddzieleniu poszczególnych elementów obrazu i na wyodrębnieniu ich od tła, na którym występują. Techniki segmentacji dzielą się według kierunku przetwarzania na:

- a) segmentację przez podział obszaru,
- b) segmentację przez rozrost obszaru.

Głównym założeniem segmentacji przez podział obszaru jest stopniowy rozbiór dużych fragmentów obrazu na mniejsze, w których piksele mają odpowiednią właściwość (kolor, jasność).

W procesie segmentacji przez rozrost przetwarzanie rozpoczyna się od najmniejszej składowej obrazu (piksela). Następnie powiększa się przeszukiwaną przestrzeń, testując, czy fragmenty mają określony stopień podobieństwa z wzorcem.

#### 4. Trójwymiarowa wizualizacja jako metoda analizy obrazów

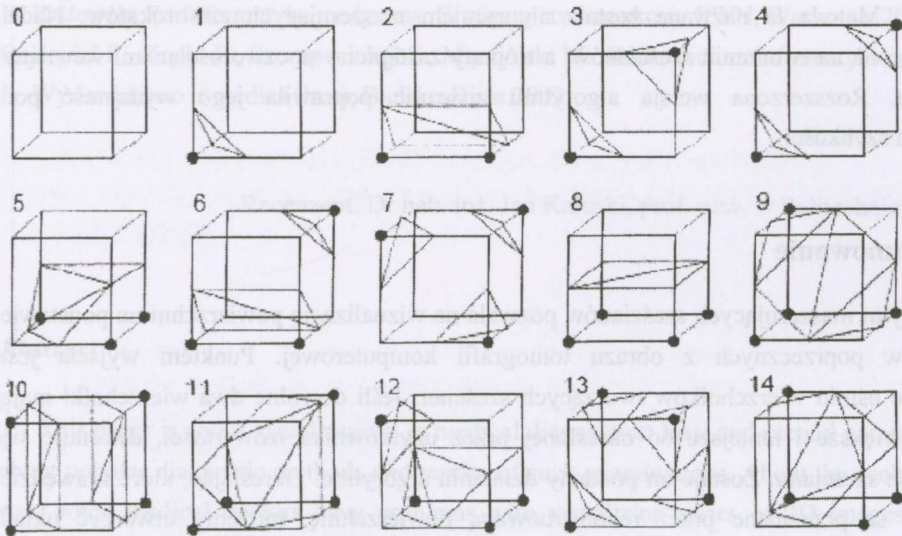
Głównym celem wykorzystania technik obrazowania w medycynie jest możliwość przeprowadzenia szerokiej diagnostyki postępowania w przypadku różnego rodzaju schorzeń. Praktyka medyczna w dużej mierze polega na wizualizacji. Możliwość przedstawienia trójwymiarowego obrazu daje nowe możliwości w diagnozowaniu chorób. W tej chwili radiologowie uczeni są analizy obrazów dwuwymiarowych (np. serii obrazów z tomografu komputerowego) i modelowaniu ich trójwymiarowych modeli w wyobraźni. Oczywistym problemem takiego rozwiązania jest brak możliwości prezentacji takiego modelu innym ludziom.

Do zobrazowania sceny trójwymiarowej na podstawie wielu przekrojów poprzecznych w literaturze zaproponowano wiele algorytmów. Powszechnie stosowany jest algorytm maszerujących sześciątów [5]. Algorytm ten, wykorzystywany w metodzie rekonstrukcji powierzchni, został opublikowany na konferencji SIGGRAPH w 1987. W jego oryginalnej wersji był przedstawiony przez Williama E. Lorensena i Harveya E. Clina [2]. Algorytm maszerujących sześciątów służy do trójwymiarowej wizualizacji dwuwymiarowych przekrojów poprzecznych powstałych z obrazu tomografii komputerowej. Na wejściu przyjmuje on dane wolumetryczne, tj. zbiór danych w postaci  $(x, y, z, v)$ , gdzie  $x, y$  i  $z$  są współrzędnymi woksela (piksela w 3-D), a  $v$  jest jego wartością.

Algorytm przetwarza kolejne płaszczyzny parami, wksel po wokselu. Każde dwa woksle traktowane są jako równoległe boki tworzące sześciąt. Przy przechodzeniu przez kolejne powierzchnie tworzone są tzw. izopowierzchnie, czyli powierzchnie o stałej wartości. Podczas procesu przechodzenia przez powierzchnie wszystkie wierzchołki sześciąt, które mają wartość równą lub większą od wartości punktu izopowierzchni, są zaznaczane.



Każdy z 8 wierzchołków sześciangu może przyjąć jeden z dwóch stanów, co daje 256 możliwych scenariuszy procesu zaznaczania. Podstawowa wersja algorytmu uwzględnia możliwość symetrycznego odbicia i obrotu sześciątów, co zmniejsza liczbę możliwości do 15 (14 z różnymi oznaczeniami plus 1 jednolita). Pozostałe scenariusze procesu zaznaczania wierzchołków zostały przedstawione na rysunku 3.



Rys. 3. Piętnaście podstawowych topologii przecięć [1]

Fig. 3. Fifteen basic intersection topologies [1]

Powstałe w ten sposób sześciangi pozwalają utworzyć dowolną powierzchnię pomiędzy dwiema powierzchniami, które znamy z danych wejściowych.

Osoba analizująca dany obiekt jest pewna jego poprawności wtedy, kiedy zrekonstruowany obiekt jest topologicznie spójny i zgodny z wiedzą obserwatora. Spójność topologiczna oznacza brak „dziur” w trójwymiarowym modelu. Algorytm maszerujących sześciątów nie jest wolny od błędów. Może się zdarzyć, że powstały obiekt będzie topologicznie niespójny. Dzieje się tak wskutek niejednoznacznego łączenia poszczególnych powierzchni przylegających sześciątów. Dla pewnych, specyficznych kombinacji istnieje więcej niż jedna możliwość połączenia.

Schemat działania algorytmu maszerujących sześciątów jest następujący. Dla każdej powierzchni  $p$  (dla każdego kwadratu) należy:

- i. utworzyć sześciang z kwadratem z powierzchni następnej,
- ii. zaznaczyć wierzchołki sześciangu zgodnie z przyjętą zasadą,
- iii. utworzyć pożądaną liczbę powierzchni pośrednich.

Liczba utworzonych powierzchni pośrednich zależy od zadanej algorytmowi pożądanej rozdzielczości wyjściowego obrazu.

Algorytm maszerujących sześcianów został rozszerzony na wiele różnych sposobów, dzięki którym jego wydajność została znacznie zwiększona. Standardowa wersja algorytmu nie zawsze jest w stanie dokładnie odwzorować pierwotny obiekt. Problem ten może być wyeliminowany przez zastosowanie do rekonstrukcji obrazów czworościanów zamiast trójkątów. Metoda ta nazwana została algorytmem maszerujących czworoątów. Nadal opiera się ona na tworzeniu sześcianów, a trójkąty zastąpione są czworościanami wewnątrz algorytmu. Rozszerzona wersja algorytmu znacznie poprawiła jego wydajność pod względem szybkości.

## 5. Podsumowanie

Algorytm maszerujących sześcianów pozwala na wizualizację powierzchni na podstawie przekrojów poprzecznych z obrazu tomografii komputerowej. Punktem wyjścia jest połączenie ośmiu wierzchołków tworzących sześcian. Jeśli dowolne dwa wierzchołki mają wartości większe i mniejsze od określonej przez użytkownika izowartości, dokonuje się oznaczenia sześcianu. Zostaje on poddany działaniu algorytmu. Określając, które krawędzie sześcianu są przecinane przez rekonstruowaną powierzchnię, możemy utworzyć układ trójkątów, który dzieli sześcian na regiony wewnętrzne i zewnętrzne rozpatrywanej powierzchni.

Algorytm maszerujących sześcianów jest najbardziej popularną metodą wykorzystywaną w technikach rekonstrukcji powierzchni. Odkąd został zaproponowany, wielu badaczy rozszerzyło jego podstawowe możliwości i zwiększyło jego efektywność. Prace nad udoskonaleniem tego algorytmu prowadzone są przez cały czas, aby uzyskać jeszcze większą wydajność.

Wizualizacje trójwymiarowe nie są obecnie szeroko wykorzystywane w medycynie, ponieważ metody wizualizacji są nadal na etapie eksperymentów. Jednak wraz z postępem prac nad algorytmami wizualizacji lekarze przekonują się do tej formy reprezentacji wyników badań tomografii komputerowej oraz rezonansu magnetycznego.

## BIBLIOGRAFIA

1. Czech K.: Komputerowe wspomaganie analizy zmian w obrazach klinicznych w diagnostyce medycznej. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2008.



2. Lorensen E.W., Cline H. E.: Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. Konferencja SIGGRAPH, ACM, Nowy Jork 1987.
3. Pruszyński B.: Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2000.
4. Pruszyński B.: Radiologia, Diagnostyka obrazowa, Rtg, TK, USG, MR i radioizotopy, wyd. 2. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2005.
5. Rudowski R.: Informatyka medyczna. Wydawnictwo naukowe PWN, Warszawa 2003.
6. Zajdel R., Kącki E., Szczepaniak P.S., Murzyński M.: Kompendium informatyki medycznej. Wydawnictwo  $\alpha$ -medica Press, Bielsko-Biała 2003.

Recenzent: Dr hab. inż. Jan Kałuski, prof. nzw. w Politechnice Śląskiej

## Abstract

This paper is about visualizations in medical diagnostics. First and second paragraphs say about popular diagnostic methods and results of such examinations. About the problems that rise, when medical doctors have problems with visualizing series of 2D images into 3D model. In third paragraph you can find out some basic informations about processing of digital images. Last paragraph concentrates on marching cubes algorithm – how it works and how it can be used in medical diagnostics. There is also a section on upgraded version of this algorithm.

## 1. Wprowadzenie

Dwa światła igiełkami zmieniały nasz świat – miłość oraz pieniążek. Prawdopodobnie nikt nie będzie miał wątpliwości, że do słusznego stwierdzenia. Istnieje z nich jest algorytmowy świat – świat, a wagi tej wagi nie są jedynie powodem do kłopotliwych dni. W odwołaniu do drugiej, choć tak diametralnie różnej, możemy powiedzieć, że spoczywa się w jednym punkcie – obie są nam w życiu potrzebne. Powstaje w takim razie pytanie, jak je zdobyć? Odpowiedź pierwszymm jest przedmiotem rozważań w niniejszym artykule. Jeśli zaś