

**Piotr M. Szczypiński**

SPRAWOZDANIE Z BADAŃ WŁASNYCH  
OPRACOWANIE METODY ANALIZY I PREZENTACJI OBIEKTÓW TRÓJWYMIAROWYCH  
DLA WYBRANEJ KLASY OBRAZÓW BIOMEDYCZNYCH

Celem badań było opracowanie metody opisu kształtu i estymacji położenia obiektów znajdujących się w przestrzeni trójwymiarowej, obrazowanych za pomocą tomografii komputerowej. Koncepcja metody polegała na skonstruowaniu dyskretnego modelu elastycznej powierzchni, który pod wpływem lokalnych cech obrazu ulega deformacji i przesunięciu. Efektem deformacji jest dopasowanie modelu do ścianek obiektu przedstawionego w obrazie.

W ramach projektu opracowano strukturę połączeń sieci trójwymiarowej stanowiącej dyskretny model powierzchni wraz z algorytmem umożliwiającym generowanie takiej struktury połączeń o dowolnym zagęszczeniu. Opracowano również wydajny algorytm dopasowania sieci do analizowanego obiektu. Metodę przetestowano wykorzystując sztucznie wygenerowane obrazy testowe, obrazy głowy uzyskane za pomocą tomografu komputerowego rezonansu magnetycznego oraz obrazy pochodzące z projektu Visible Human. Opracowano również procedury komputerowe umożliwiające prezentację uzyskanego modelu w postaci obrazu stereoskopowego, w których wykorzystano technologię OpenGL.

Wyniki badań zostały zaprezentowane na lokalnej konferencji w Narodowym Instytucie Standardów i Technologii w Gaithersburgu. Powstał również artykuł dotyczący opracowanej metody, który został zgłoszony do publikacji w piśmie International Journal of Image and Graphics.

WPROWADZENIE

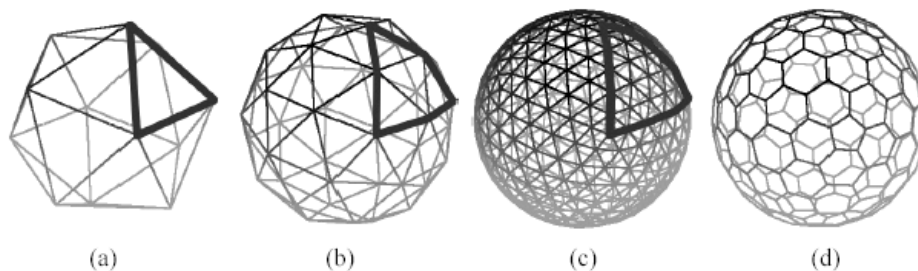
Jedną z podstawowych operacji na obrazach cyfrowych jest segmentacja. W przypadku obrazowania w medycynie, segmentacja umożliwia zazwyczaj wyodrębnienie z obrazu fragmentów przedstawiających obiekt zainteresowania taki jak wybrany organ wewnętrzny, jego wyróżniającą się część lub zmianę patologiczną, np. guz rakowy. W wielu przypadkach wyodrębniany obiekt jest owalny i gładki. Dodatkowo, obiekt taki odróżnia się od otaczającej tkanki właściwościami fizycznymi jak spoistość czy zawartość wody. Techniki obrazowania w medycynie umożliwiają lokalny pomiar takich właściwości i przedstawienie takich pomiarów w odcieniach szarości, w postaci obrazu cyfrowego.

Biorąc pod uwagę cechy badanego obrazu, odpowiednią metodą dla jego segmentacji jest metoda wyodrębniająca fragment obrazu na podstawie jego poziomu jasności, która jednocześnie pozwala na znalezienie granicy obiektu o gładkim kształcie (np. umożliwi wygładzenie takiej powierzchni). Metodą umożliwiającą taką analizę jest model deformowalnego konturu z punktem środkowym opracowany przeze mnie do analizy obrazów płaskich. Opisywana poniżej metoda deformowalnej powierzchni z punktem

środkowym jest rozwinięciem tego modelu na przestrzeń trójwymiarową obrazów pochodzących między innymi z tomografii komputerowej rezonansu magnetycznego

W implementacji komputerowej deformowalnych modeli, modele te składają się z punktów węzłowych umieszczonych w przestrzeni analizowanego obrazu. Punkty te łączone są pomiędzy sobą w ten sposób, że wynikowa struktura połączeń tworzy dyskretne krzywe, płaskie sieci w przestrzeniach dwuwymiarowych lub dyskretne powierzchnie w przestrzeni trójwymiarowej. Analiza obrazu za pomocą deformowalnych modeli polega na wymuszonej przez parametry obrazu zmianie położenia punktów węzłowych oraz, w wyniku tego, na zmianie kształtu całego modelu. Ostateczny kształt modelu dostarcza informacji o cechach badanego obrazu, np. o granicach obiektów zainteresowania w obrazach biomedycznych.

#### GENEROWANIE SIECI POŁĄCZEŃ MODELU DEFORMOWALEJ POWIERZCHNI



Rys. 1. Generowanie sieci połączeń deformowalnej powierzchni

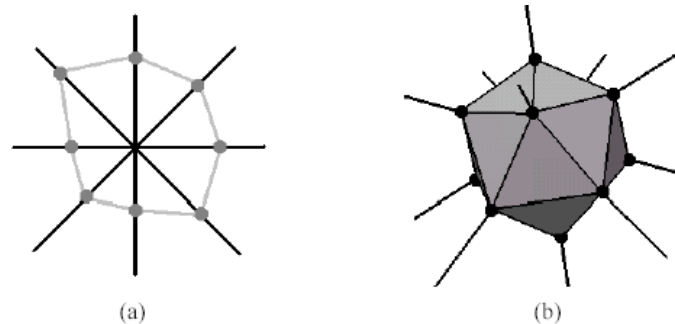
W procedurze do obliczenia współrzędnych punktów węzłowych i generowania połączeń pomiędzy nimi wykorzystano stabelaryzowane współrzędne wierzchołków dwudziestościanu foremego (rys. 1.a). Dwudziestościan foremny składa się ze ścian o kształcie trójkątów równobocznych i zawiera 12 wierzchołków. Liczba 12 punktów węzłowych (wierzchołków) w deformowalnym modelu nie jest wystarczająca w przypadku analizy obiektów w obrazach biomedycznych. Zwiększenie ilości punktów węzłowych modelu i gęstości połączeń dyskretnej powierzchni uzyskano poprzez podział poszczególnych trójkątów równobocznych na mniejsze. Współrzędne uzyskanych dodatkowo punktów wierzchołkowych były modyfikowane w ten sposób, aby punkty te znalazły się w tej samej odległości od środka bryły jak punkty wierzchołkowe dwudziestościanu (rys. 1.b, c). W wyniku podziału ścianek dwudziestościanu na mniejsze, uzyskuje się siatki połączeń, w których każdy z punktów węzłowych połączony jest z pięcioma lub sześcioma sąsiadami.

W ramach badań przetestowano również konfigurację sieci połączeń deformowalnej powierzchni, w której każdy punkt węzłowy połączony jest z trzema sąsiadami. Konfigurację taką uzyskano poprzez odrzucenie niektórych punktów węzłowych i połączeń z sieci uzyskanej przez podział ścianek dwudziestościanu. W konfiguracji takiej oczka sieci składają się z połączonych ze sobą pięciu lub sześciu punktów węzłowych (rys. 1.d).

#### OGRANICZENIE RUCHU WĘZŁÓW W MODELU Z PUNKTEM ŚRODKOWYM

W standardowych modelach deformowalnej krzywej i powierzchni położenie punktów węzłowych opisane są taką liczbą współrzędnych jaka wynika z wymiaru przestrzeni, w której model operuje. W przypadku deformowalnej powierzchni każdy punkt węzłowy opisany jest więc trzema współrzędnymi.

W przypadku modelu z punktem środkowym ruch poszczególnych punktów węzłowych ogranicza się do półprostych zapoczątkowanych w jednym punkcie będącym środkiem modelu po zainicjowaniu tego modelu (przed rozpoczęciem procesu dopasowania). W modelu z punktem środkowym położenie punktu węzłowego opisane jest jedną współrzędną, odległością tego punktu od punktu środkowego. Poglądowe szkice przedstawiające dozwolone trajektorie ruchu punktów węzłowych w modelach z punktem środkowym przedstawia rys. 2.a (model deformowalnej krzywej) oraz rys. 2.b (model deformowalnej powierzchni).



Rys. 2. Idea modelu z punktem środkowym

## MODELOWANIE WPLYWU OBRAZU NA PUNKTY WĘZŁOWE

Proces dopasowania deformowalnego modelu jest procesem iteracyjnym. Model dopasowuje się do obiektu przedstawionego w obrazie w kolejnych krokach tego procesu. Czynnikiem powodującym ruch modelu jest poziom jasności analizowanego obrazu. Dla przykładu, zakładając, że obiekt zainteresowania ma mniejszą zawartość wody, technika obrazowania umożliwia lokalny pomiar zawartości wody i obrazuje ten pomiar za pomocą poziomu jasności to obiekt taki powinien być widoczny w obrazie jako jaśniejszy fragment.

Jeżeli początkowe położenie deformowalnej powierzchni będzie takie, że jej środek znajdzie się możliwie blisko środka obiektu zainteresowania, wówczas ruch punktów węzłowych w procesie dopasowania można uzależnić od jasności obiektu. We wspomnianym powyżej przypadku, jeśli punkt węzłowy znajduje się na zewnątrz obiektu, czyli w ciemniejszym obszarze obrazu, wówczas powinien być przesunięty w kierunku punktu środkowego modelu; i odwrotnie, jeżeli punkt węzłowy znajduje się w jasnym obszarze obrazu powinien być przesunięty na zewnątrz, od punktu środkowego.

W przypadku modelu deformowalnej powierzchni zaproponowano aby wektor przesunięcia punktu węzłowego uzależnić od jasności obrazu we współrzędnych tego punktu według następującego równania:

$$f_p(s) = \xi (I(s) - \zeta)$$

gdzie  $s$  indeksuje punkty węzłowe,  $I(.)$  jest jasnością obrazu w punkcie położenia punktu węzłowego,  $\zeta$  jest wartością progową rozdzielającą jasności charakterystyczne dla obiektu i otoczenia, a  $\xi$  jest parametrem. Gdy  $f_p$  jest większe od zera, wówczas punkt węzłowy przesuwany jest na zewnątrz; gdy mniejsze, punkt węzłowy jest przesuwany do wnętrza.

## WYGŁADZANIE POWIERZCHNI MODELU

W modelach deformowalnych przyjmuje się, że połączenia pomiędzy punktami węzłowymi charakteryzują się pewną sprężystością. Sprężystość ta niweluje w zbyt duże zniekształcenia

lokalne modelu, które mogą być między innymi wynikiem zakłóceń występujących w analizowanym obrazie i wpływu tych zakłóceń na przesunięcia punktów węzłowych.

Sprężystość połączeń modelowana jest zazwyczaj równaniem różniczkowym drugiego stopnia. W przypadku implementacji komputerowej tego równania, obliczenie przesunięcia punktu węzłowego na podstawie modelowanej sprężystości jest czasochłonne obliczeniowo. W implementacji modelu z punktem środkowym uproszczono sposób obliczania naprężenia struktury połączeń. W przypadku modelu deformowalnej powierzchni zaproponowano aby wektor przesunięcia punktu węzłowego uzależnić od różnicy między średnią współrzędną punktów sąsiednich a współrzędną tego punktu:

$$f_i(s) = \alpha(\sum_{n=1}^N (r_n)/N - r_s) + \gamma(\sum_{n=1}^N (r_n)/N - r_s)^3$$

gdzie  $N$  jest liczbą punktów sąsiednich punktu węzłowego  $s$ ,  $n$  indeksuje te punkty sąsiednie,  $\alpha$  i  $\gamma$  są parametrami.

W stosunku do standardowego sposobu modelowania naprężenia struktury, w którym przyjmuje się liniowy charakter tego oddziaływania na punkty węzłowe, w implementacji modelu z punktem środkowym zaproponowano dodatkowy składnik nieliniowy (przy parametrze  $\gamma$ ). Składnik ten umożliwił redukcję wpływu silnych artefaktów, występujących w niektórych obrazach rezonansu magnetycznego, na kształt wynikowy modelu.

#### UWZGLĘDNIENIE WSTĘPNEJ WIEDZY O KSZTAŁCIE OBIEKTU

Zazwyczaj jeszcze przed rozpoczęciem analizy obrazu wiadomo jakiego rodzaju obiekt przedstawiony jest w takim obrazie i jakiego kształtu obiektu zainteresowania należy się spodziewać w wyniku analizy takiego obrazu. Taką wiedzę a-priori na temat analizowanego obrazu można uwzględnić w procesie dopasowania modelu.

Założmy, że dane są współrzędne środka obiektu zainteresowania, w których umieszczony ma być punkt środkowy deformowalnego modelu, znana jest orientacja i przybliżony kształt analizowanego obiektu. Wówczas wiedzę a-priori o kształcie obiektu można uwzględnić za pomocą równania:

$$f_e = \varphi(\rho_s^2/r_s - r_s^2/\rho_s)$$

gdzie  $\rho_s$  jest przewidywaną odległością od punktu środkowego, wzdłuż półprostej punktu węzłowego  $s$ , w której znajduje się granica obiektu;  $\varphi$  jest parametrem.

Gdy  $\varphi > 0$ , wielkość  $f_e$  jest większa od zera jeżeli punkt węzłowy znajduje się w odległości mniejszej od punktu środkowego niż przewidywana odległość między przewidywaną granicą obiektu a punktem środkowym ( $r_s < \rho_s$ ). Jeżeli jest odwrotnie wówczas  $f_e$  jest mniejsze od zera. Wraz z przybliżaniem się punktu węzłowego do przewidywanego położenia granicy obiektu wartość  $f_e$  zbliża się do zera.

#### RUCH PUNKTÓW WĘZŁOWYCH

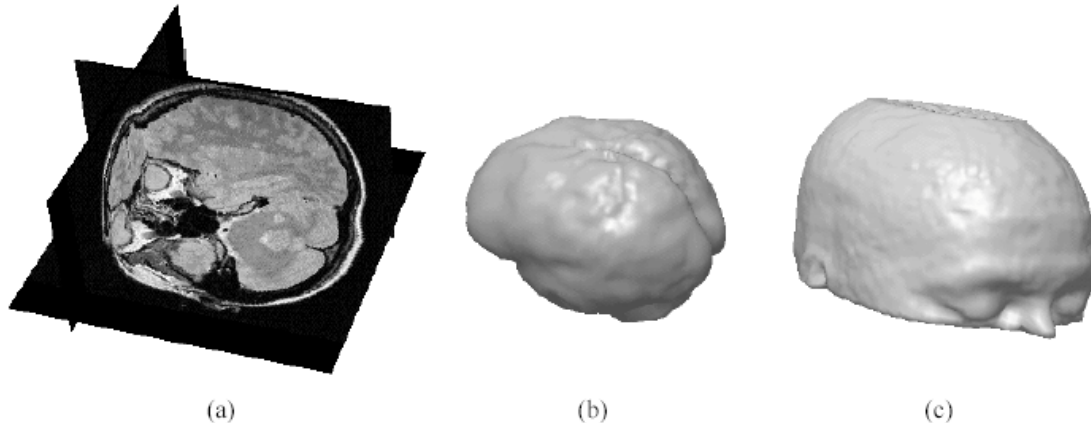
Ruch punktów węzłowych modelowany jest za pomocą równania ruchu danego w postaci:

$$m(\partial^2 r / \partial t^2) + l(\partial r / \partial t) = f_p + f_i + f_e$$

gdzie  $m$  i  $l$  są parametrami, które w interpretacji fizycznej opisują odpowiednio masę poruszającego się obiektu oraz opór środowiska;  $t$  oznacza czas. W przypadku implementacji komputerowej stosuje się dyskretną, różnicową postać tego równania.

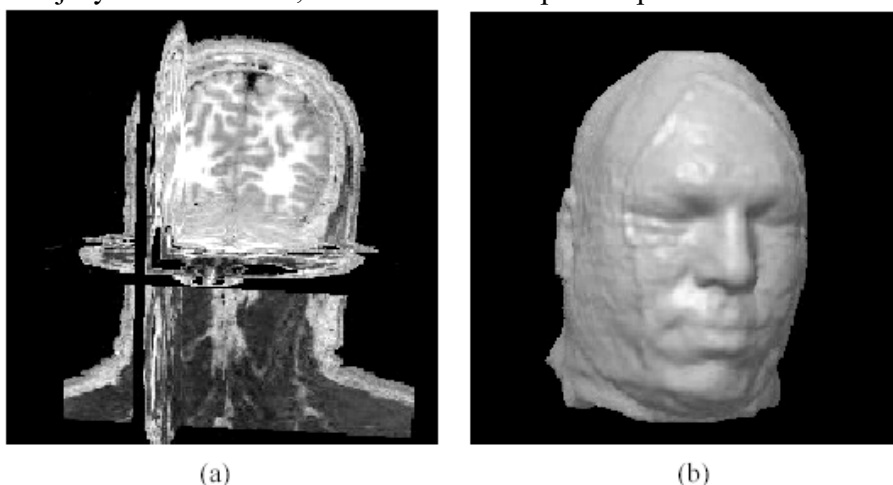
### WYNIKI ANALIZY OBRAZÓW 3D

Model deformowalnej powierzchni z punktem środkowym został przetestowany na sztucznie wygenerowanych obrazach połączonych ze sobą elipsoid, na danych obrazowych pochodzących z tomografii komputerowej rezonansu magnetycznego głowy oraz na obrazach uzyskanych z projektu badawczego Visible Human.



Rys. 3. Wyniki segmentacji obrazów z tomografu rezonansu magnetycznego

Rys. 3.a przedstawia przekroje przez dane obrazowe przedstawiające wnętrze głowy. Dane te pochodzą z tomografu komputerowego rezonansu magnetycznego. Rys. 3.b i 3.c przedstawiają wizualizację deformowalnej powierzchni po zakończeniu procesu jej dopasowania. W obu przypadkach dopasowania zastosowano siatkę połączeń o takiej samej liczbie punktów węzłowych (10892). W przypadku analizy kształtu mózgu (rys. 3.b) powierzchnia była zainicjowana w kształcie niewielkiej sfery zawartej wewnątrz analizowanego obiektu. Założono że oczekiwany kształt obiektu jest sferą o promieniu w przybliżeniu odpowiadającemu połowie jego szerokości. W przypadku analizy kształtu twarzy (rys. 3.c) powierzchnia była zainicjowana w kształcie sfery zawierającej wewnątrz obiekt analizy. W obu przypadkach, wszystkie parametry modelu, z wyjątkiem wartości progowej jasności  $\zeta$ , były identyczne. Czas konieczny do przeprowadzenia segmentacji obrazu był mniejszy niż 20 sekund; zastosowano komputer z procesorem Celeron 700MHz.



Rys. 4. Wynik segmenacji danych pochodzących z projektu Visible Human

Rys. 4 przedstawia dane wejściowe, przekroje przez ciało człowieka pochodzące z projektu Visible Human oraz wynik analizy tych danych za pomocą deformowalnej powierzchni. Wygenerowanie wyniku wymagało około 30 sekund pracy komputera z procesorem Celeron 700MHz.

Porównanie uzyskanych wyników ze względu na szybkość analizy z podobnymi modelami opisanymi w literaturze nie jest w pełni możliwe. Dla opisywanych modeli podawane są jedynie przybliżone czasy analizy, rzędu kilkudziesięciu minut do kilku godzin. Przyjmując, że analizy z zastosowaniem tych modeli przeprowadzono stosując kilkukrotnie mniej wydajne systemy obliczeniowe, można zaryzykować stwierdzenie, że przedstawiona w tym raporcie metoda jest wydajniejsza.

## ŹRÓDŁA

- [1] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, Snakes: Active Contour Models, (Int. J. of Computer Vision, vol. 1, no. 4, 1988), p. 321.
- [2] T. McInerney, D. Terzopoulos, A Dynamic Finite Element Surface Model for Segmentation and Tracking in Multidimensional Medical Images with Application to Cardiac 4D Image Analysis, (Computerized Medical Imaging and Graphics, vol. 19, no. 1, 1995), p. 69.
- [3] T. McInerney, D. Terzopoulos, Topology Adaptive Deformable Surfaces for Medical Image Volume Segmentation, (IEEE Trans. on Medical Imaging, vol. 18, no. 10, October 1999), p. 840.
- [4] P. Szczypinski, P. Strumillo, Application of an Active Contour Model for Extraction of Fuzzy and Broken Image Edges, (Machine Graphics & Vision, vol.5, no.4, 1996), p.579.
- [5] W. Neuenschwander, P. Fua, O. Kuebler, From Ziplock Snakes to Velcro Surfaces, (Automatic Extraction of Man Made Objects from Aerial and Space Images, Monte Verita, 1995 Birkhaeuser Verlag Basel), p. 105.
- [6] L. D. Cohen, On Active Contour Models and Balloons, (CVGIP: Image Understanding, vol. 17, no. 2, March 1991), p. 211.
- [7] Visible Human Project: <http://www.uchsc.edu/sm/chs/open.html>.