

Krzysztof Karbowski
Politechnika Krakowska, Katedra Inżynierii Procesów Produkcyjnych
Andrzej Urbanik
Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum
Marek Wyleżoł
Politechnika Śląska, Katedra Podstaw Konstrukcji Maszyn

ANALIZA OBRAZÓW I MODELOWANIE WIRTUALNE W KONSTRUOWANIU PROTEZ KOŚCI CZASZKI

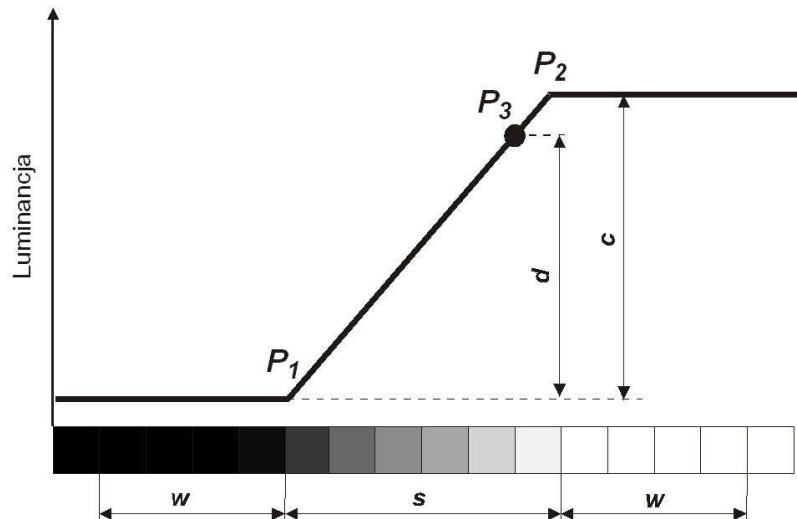
1. WSTĘP

Konieczność usunięcia płata kostnego w zabiegach neurochirurgicznych jest powszechnie akceptowanym sposobem postępowania w wielu sytuacjach klinicznych [1]. Konsekwencją takiego zabiegu jest konieczność przywrócenia naturalnego kształtu głowy i ochrona przed urazami mechanicznymi, która w opinii wielu chorych z ubytkiem kości, jest ważnym psychologicznie czynnikiem. Zabieg ten zamyka dla chorego pewien etap leczenia, po którym może on zogniskować uwagę na rehabilitacji i powrocie do normalnej aktywności społecznej.

W dalszej części pracy opisano jedną z metod, pozwalających na planowanie zabiegów chirurgicznych wszczepiania protez kości czaszki, które zostały zaprojektowane z użyciem wybranych metod modelowania wirtualnego (modelowania haptycznego i powierzchniowego). Podstawą do uzyskania wirtualnych modeli protez były dane obrazowe, uzyskane metodami tomografii komputerowej, które wymagały analizy, mającej na celu określenie kształtu kości czaszki. W tym celu zastosowano oryginalną metodę detekcji krawędzi, polegającą na analizie luminancji.

2. DETEKcja KRAWĘDZI NA PODSTAWIE ANALIZY LUMINANCJI

Efektywną metodą detekcji krawędzi dającą powtarzalne wyniki na różnych obrazach jest metoda analizy luminancji stosowana w systemach widzenia maszynowego [5]. Działanie algorytmu detekcji krawędzi [1] polega na analizie luminancji punktów obrazu wzdłuż wyznaczonego profilu (rys. 1). W celu znalezienia położenia krawędzi obiektu porównywana jest luminancja kolejnych punktów profilu. Dla każdego punktu obliczany jest kontrast, będący różnicą luminancji analizowanego punktu i punktu sąsiedniego – jeżeli wartość ta jest większa od wartości podanej przez użytkownika, punkt ten jest zaznaczany do dalszej analizy (punkt P_1). Zaczynając od tego punktu analizowana jest luminancja kolejnych punktów profilu, w celu znalezienia tego, dla którego luminancja jest największa (punkt P_2). Położenie krawędzi obiektu (punkt P_3) znajdowane jest w ten sposób, iż jest to pierwszy punkt (licząc od punktu P_1), dla którego kontrast d spełnia warunek: $d \geq 0,9 \cdot c$.

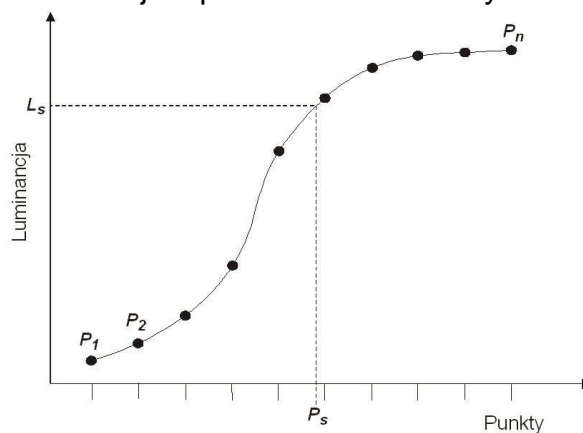


Rys. 1. Schemat algorytmu detekcji krawędzi metodą analizy luminancji

Jednym z parametrów algorytmu jest wartość w oznaczająca ilość punktów, dla których obliczona jest średnia wartość luminancji służąca do określenia kontrastu analizowanego punktu profilu. Ma to na celu zmniejszenie wpływu szumów na końcowy efekt obliczeń.

Kolejnym parametrem jest wartość s określająca oczekiwaną szerokość krawędzi i służąca do zawężenia poszukiwań punktu P_2 – eliminuje to próby znajdowania krawędzi wzdłuż długich profili o łagodnie zwiększającej się luminancji.

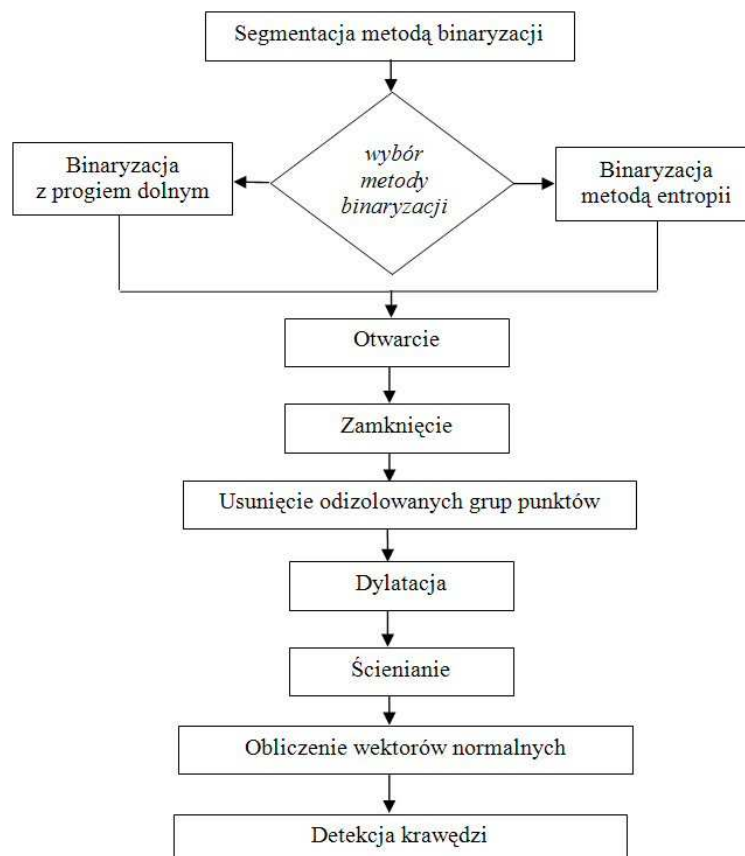
Dla obrazów o wysokiej rozdzielczości dokładność wyznaczania położenia krawędzi jest zwykle wystarczająca. Gdy nie ma możliwości wykorzystania obrazów o tych cechach, można dokonać interpolacji służącej sztuczemu zwiększeniu rozdzielczości [5] (rys. 2). Metoda ta jest uzupełnieniem opisanego wcześniej algorytmu detekcji krawędzi. Na podstawie wartości luminancji punktów profilu $P_1 \dots P_n$ obliczana jest funkcja interpolująca luminancję (na przykład w postaci splajnu), a następnie wyznaczana wartość luminancji L_s i na jej podstawie położenie interpolowanego punktu P_s . Teoretycznie metodą tą można dowolnie zwiększyć rozdzielczość – praktyka pokazuje iż zadowalające rezultaty uzyskuje się przy maksymalnie czterokrotnym zwiększeniu rozdzielczości, to znaczy pomiędzy dwoma sąsiednimi punktami obliczane jest położenie trzech innych.



Rys. 2. Schemat algorytmu interpolacji

Opisany powyżej algorytm stosowany jest w praktyce przemysłowej, na przykład do wykonywania pomiarów elementów na taśmie produkcyjnej z wykorzystaniem

wizyjnych systemów kontroli jakości. Niestety wymaga on zdefiniowania kierunku (profilu) analizy luminancji punktów, co w przypadku próby jego zastosowania do detekcji krawędzi obiektów o nieznanym wcześniej kształcie (jak to ma miejsce podczas analizy obrazów tomograficznych) znacząco zmniejsza jego możliwości zastosowania. A zatem aby można było zastosować go do analizy obrazów biomedycznych konieczne jest każdorazowe wyznaczenie kierunku analizy. W tym celu opracowano oryginalny algorytm i program komputerowy, który w sposób automatyczny wyznacza kierunek analizy, a następnie wykonuje detekcję krawędzi obiektu (rys. 3).



Rys. 3. Schemat algorytmu automatycznej detekcji krawędzi z wykorzystaniem analizy luminancji

Pierwszym krokiem działania algorytmu jest binaryzacja (segmentacja) obrazu, mająca na celu wstępne określenie położenia poszukiwanego obiektu – binaryzacja może być wykonywana metodą entropii lub z określonym przez użytkownika progiem dolnym [4]. Efektem binaryzacji jest znalezienie obszaru, w którym znajdują się krawędzie analizowanego obiektu. Niestety oprócz tego w obrazie tym będzie widocznych szereg niewielkich odizolowanych zbiorów punktów, które nie mają związku z rozpatrywanym obiektem – część z tych punktów ma połączenie z główną figurą – punkty te muszą zostać usunięte z obrazu. W celu usunięcia niepożądanych punktów zastosowano transformację nazywaną *otwarcie* [4], która ma na celu usunięcie z obrazu połączeń niewielkich zbiorów punktów z dominującą figurą. Ponadto usuwa ono również większość wspomnianych grup punktów. W celu wygładzenia krawędzi powstałej figury zastosowano transformację nazywaną *zamknięcie* [4]. Ponieważ dotychczas przeprowadzone transformacje niekiedy nie eliminują z obrazu niektórych grup odizolowanych punktów zastosowano

przekształcenie, które znajduje i usuwa grupy punktów o polu powierzchni mniejszym niż wartość podana przez operatora.

Przeprowadzona operacja segmentacji obrazu miała na celu określenie obszaru, w którym znajduje się analizowany obiekt. W celu uniknięcia sytuacji, gdy krawędź obiektu znajduje się na zewnątrz figury będącej efektem binaryzacji, opracowany algorytm detekcji krawędzi dokonuje powiększenia figury, wykonując przekształcenie zwane *dylatacją* [4]. Po usunięciu z obrazu zbędnych punktów, można przystąpić do znalezienia brzegu figury, wykorzystując operację *ścieniania* [4].

Figura, której brzeg jest wynikiem operacji ścieniania zawiera obiekt, którego krawędź należy znaleźć. Kolejnym krokiem opracowanego algorytmu jest znalezienie wektorów normalnych do brzegu wspomnianej figury. Wektory te określają kierunek (profil) wykorzystywany przez wcześniej opisany algorytm detekcji krawędzi.

Na podstawie opisanego powyżej algorytmu opracowano program komputerowy, który służy do automatycznej detekcji krawędzi obiektów zobrazowanych w postaci serii obrazów uzyskanych metodą tomografii komputerowej. Program generuje przestrzenną chmurę punktów krawędzi obiektów, która stanowi podstawę do budowy wirtualnego modelu obiektu (np. modelu czaszki człowieka z usuniętym płatem kostnym – patrz: *Rozdz. 3*).

3. MODEL WIRTUALNY CZASZKI

Zabieg chirurgiczny wszczepienia protezy czaszki człowieka można lepiej zaplanować oraz przeprowadzić jego symulację, posiadając modele wirtualne czaszki oraz protezy. Dlatego w dalszej części opisu uwaga będzie zwrócona na przedstawienie procesu uzyskania modeli 3D czaszki oraz protezy.

Wspomniany w poprzednim rozdziale program do detekcji krawędzi na obrazach tomograficznych [1] zastosowano do analizy efektów procesu tomografii komputerowej celowo wybranej czaszki człowieka. Czaszka ta charakteryzowała się wykonanym chirurgicznie ubytkiem kostnym (patrz: *Wstęp*), który należało uzupełnić za pomocą specjalnie wykonanej protezy.

Efektom wykonanej programowo analizy obrazów tomograficznych było uzyskanie zbiorów punktów (będących dyskretną reprezentacją rozpoznanych krawędzi na obrazach) umieszczonych na oddzielnych płaszczyznach, odpowiadających poszczególnym przekrojom tomograficznym. Każdy zbiór punktów został zapisany do osobnego pliku w formacie *cgo*.

Poszczególne warstwy płaskich zbiorów punktów zostały zaimportowane do przestrzeni roboczej modułu *Digitized Shape Editor* systemu *CATIA v5*. Warstwy te zostały zaimportowane z zachowaniem położenia względem siebie. Pozwoliło to na otrzymanie pełnej przestrzennej chmury punktów, reprezentującej powierzchnię czaszki.

Ze względu na powstałe zaszumienia a także pewną redundancję liczby punktów chmury, dokonano jej optymalizacji. Proces ten wykonano w środowisku systemu inżynierii odwrotnej *MicroscanTools* (ze względu na specjalizację tego systemu do obróbki chmur punktów), po uprzednim zapisaniu chmury do pliku do formatu tekstowego *asc*.

Reprezentacja modelu w postaci chmury punktów nie jest jednak wystarczająca do realizacji zaplanowanych działań modelowych (głównie ze względu na małą ilość informacji o charakterze wizualnym), dlatego poddano ją dalszym transformacjom.

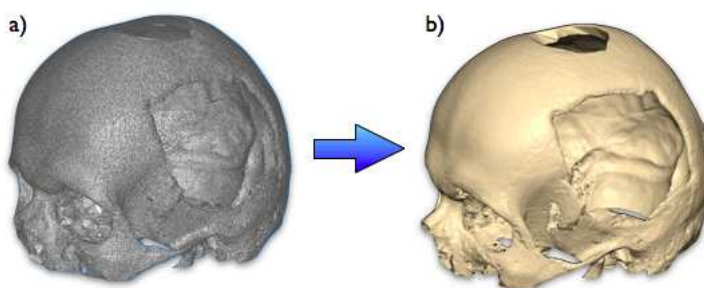
Następnym krokiem było poddanie chmury punktów procesowi triangulacji, co doprowadziło do otrzymania modelu siatkowego, reprezentowanego za pomocą

zbioru trójkątów (rys. 4a). Również ten proces wykonano z użyciem wspomnianego sytemu.

Docelowym środowiskiem dalszej „obróbki” tak otrzymanego modelu był system modelowania haptycznego *ClayTools* [2, 3]. Aby to było jednak możliwe, siatkowy model czaszki został zapisany do formatu *stl*.

Zaimportowanie modelu siatkowego do przestrzeni roboczej sytemu modelowania haptycznego spowodowało zamianę powierzchniowej siatki trójkątów na postać wokselową [3], mającą już charakter objętościowy (w systemach modelowania haptycznego częściej używa się nazwy „wirtualna glina” - ang. *virtual clay* [3, 8]). Proces ten odbył się bez strat postaciowych (rys. 4b).

Tak otrzymany wirtualny model czaszki z ubytkiem kostnym stał się podstawą do zamodelowania protezy, docelowo mającej skutecznie zamaskować zaistniały ubytek a także stać się warstwą ochronną chroniącą przed urazami mechanicznymi.



Rys. 4 Widok modeli wirtualnych czaszki: a) model siatkowy, b) model w postaci „wirtualnej gliny”

4. MODELOWANIE PROTEZY

Podstawą do realizacji dalszych działań związanych z utworzeniem modelu protezy płata kostnego czaszki – dysponując już modelem jej głównej części – jest zastosowanie interpolacyjnych krzywych splajnowych. Możliwość ich tworzenia na powierzchni „wirtualnej gliny” daje nam system *ClayTools* [3].

Generowanie takich krzywych charakteryzuje się dwoma cechami: 1) krzywe te są styczne do powierzchni modelu tam, gdzie pomiędzy wskazanymi węzłami powierzchnia istnieje, czyli krzywe są styczne do powierzchni na całej swojej długości, a nie tylko w węzłach wskazanych przez użytkownika; natomiast tam gdzie jej brak (w naszym przypadku jest to fragment czaszki z otworem po usunięciu płata kostnego), postać krzywych jest interpolowana pomiędzy istniejącymi sąsiednimi węzłami tak, aby powstający splajn przechodził gładko przez wszystkie wskazane punkty (rys. 5a); 2) użytkownik tworząc krzywe powierzchniowe wskazuje węzły na powierzchni modelu, odczuwając wyraźny opór w miejscu wskazania nowego punktu węzłowego, ale czuje również – w postaci oporu na ramieniu modelowym [3, 8] – swego rodzaju „naprężenie” generowanej krzywej (będące fizycznym odzwierciedleniem procesu matematycznych przekształceń formuł definiujących powstającą sklejaną krzywą splajnową [6]). Może więc w ten sposób kontrolować postaci generowanych krzywych tak, aby były jak najlepiej dopasowane do powierzchni modelu.

Uzyskane w ten sposób krzywe splajnowe [6] posłużyły do wykonania modelu powierzchniowego. Aby to jednak było możliwe, należało je wpiern wyeksportować do formatu ogólnego, np. *iges*. Tak zapisany zbiór krzywych został użyty do zamodelowania gładkiego płata powierzchni rozpiętego pomiędzy nimi [6, 8]. Proces

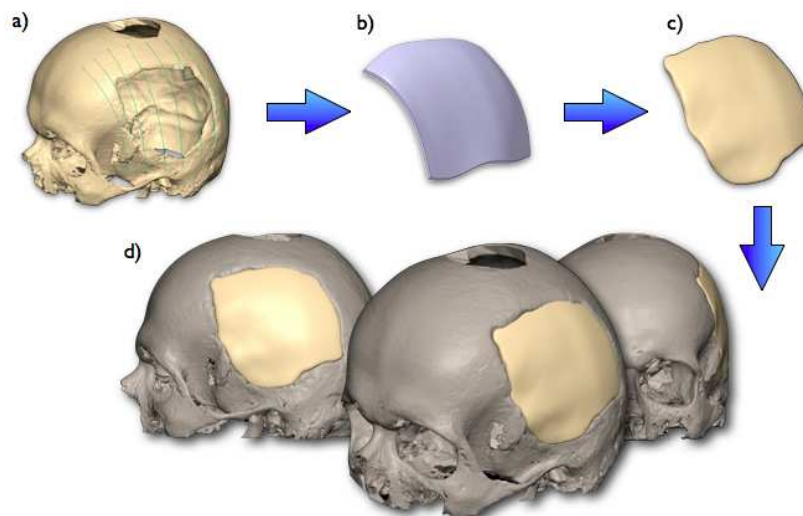
jego uzyskania zrealizowany został w środowisku modułu *Generative Shape Design* systemu *CATIA v5*. Za pomocą stosownych narzędzi programowych płat powierzchni uzyskał stosowną „grubość” (proporcjonalną do grubości czaszki w miejscu wstawienia protezy).

Jak widać na rys. 5b, postać utworzonego modelu powierzchniowego jest znacznie większa od otworu w czaszce (rys. 5a), posiada inny kształt linii brzegowej, a więc pozornie do niego nie pasuje. Na tym etapie działań jest to faktycznie model postaciowo nadmiarowy, ale – co najważniejsze – zawiera w sobie pożądaną brakujący fragment modelu czaszki.

Tak utworzony model powierzchniowy został przekształcony do postaci „wirtualnej gliny” (poprzez pośrednią konwersję do postaci pliku *stl*), aby nadać modelowi ostateczny kształt.

Uzyskanie pożądanego kształtu modelu protezy stało się możliwe dzięki zastosowaniu operacji odejmowania „boolowskiego”. Od modelu „nadmiarowej protezy” odjęta została objętość modelu czaszki. Innymi słowy: istniejący model czaszki posłużył nam do obcięcie nadmiaru objętości modelu protezy. Tym sposobem uzyskano model protezy, pasujący do istniejącego ubytku czaszki (rys. 5c i d).

Ze względu na zastosowanie w modelowaniu wstępnej postaci protezy krzywych interpolacyjnych, postać modelu powierzchniowego protezy w kilku miejscach była nieco uogólniona. Dotyczy to szczególnie jej grubości na brzegach, która była stała na całym obszarze. Dlatego też końcowe dopasowanie postaci protezy osiągnięto stosując wybrane metody modelowania haptycznego [8].



Rys. 5 Wizualizacja etapów procesu modelowania protezy czaszki a) widoczne krzywe powierzchniowe, b) wstępny model powierzchniowy protezy, c) model docelowy protezy wykonany jako „wirtualna glina”, d) widoki modelu czaszki z dopasowaną protezą

5. UWAGI KOŃCOWE

- Modelowanie indywidualnych protez układu kostnego człowieka wymaga istnienia układu odniesienia w postaci modelu kości, dla której proteza ma zostać wykonana. Analiza obrazów tomograficznych pozwala na uzyskanie takiego układu odniesienia, w postaci chmury punktów reprezentujących powierzchnię obiektu.

- Efekt synergicznego stosowania modelerów konwencjonalnych i haptycznych jest znacznie większy, niż w przypadku stosowania tylko jednego rodzaju systemu modelowania wirtualnego.
- Wirtualne modelowanie protez pozwala nie tylko na zaplanowanie zabiegu operacyjnego, ale także na praktyczne wykonanie danej protezy [1].
- W ramach niniejszego opracowania autorzy skupili się wyłącznie na pokazaniu metody uzyskania postaci geometrycznej protezy (problematyka doboru struktury wnętrza protezy oraz jej tworzywa stanowi osobne zagadnienie).

6. LITERATURA

- [1] Karbowski K.: *Podstawy rekonstrukcji elementów maszyn i innych obiektów w procesach wytwarzania*. Monografia 367, Seria Mechanika. Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej. Kraków 2008.
- [2] Mleko A., Kotliński T.: *Interfejsy haptyczne i force feedback*, Informatyka Stosowana EAliE AGH, Kraków, 2008.
- [3] <http://www.sensable.com>
- [4] Tadeusiewicz R., Korohoda P.: *Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów*. Wydawnictwo Fundacji Postępu Telekomunikacji, Kraków 1997.
- [5] *Vision concepts manual*. National Instruments. Austin, Texas 2004.
- [6] Węlyczko A.: *CATIA v5. Sztuka modelowania powierzchniowego*, HELION, Gliwice 2009.
- [7] Wyleżoł M.: *Inżynieria odwrotna w zastosowaniach ergonomicznych*, Agencja Wydawnicza SIMP, Mechanik nr 11/2006, str. 934-935, Warszawa, 2006.
- [8] Wyleżoł M.: *Zastosowanie metod haptycznych w modelowaniu i analizach inżynierskich – przykłady*, Mechanik nr 11/2009, str. 948, Warszawa 2009.

IMAGE ANALYSIS AND VIRTUAL MODELING IN DESIGNING OF SKULL PROSTHESIS

The necessity of skull bone's part removing is generally accepted method in the neurosurgery. The consequence of this operation is the necessity of restoration of natural head's shape and the protection from mechanical traumas.

The paper presents the one of methods, which gives a chance for planning the neurosurgical operation. This operation consists in implanting of skull bone's prosthesis. The prosthesis are prepared using the virtual modeling (haptic and shape). The base for modeling is the analysis of the computer tomography images. The analysis has been done by the original method of edge detection in images.