

## Mirosław ŻOŁĄDŹ<sup>1</sup>, Andrzej SKALSKI<sup>1</sup>, Arkadiusz ŚMIGIELSKI<sup>2</sup>, Mirosław SOCHA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> AGH AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA, KATEDRA METROLOGII I ELEKTRONIKI, Al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków

<sup>2</sup> OPTINAV Sp. z o.o., ul. Sienkiewicza 5a, 76-200 Słupsk

# Aplikacja do projektowania indywidualnego narzędzia prowadzącego do kapoplastyki stawu biodrowego

### Dr inż. Mirosław ŻOŁĄDŹ

Absolwent wydziału Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej im. Stanisława Staszica w Krakowie oraz Advanced Learning and Research Institute (ALARI), Uniwersytetu Lugano (Szwajcaria). Doktoryzował się w roku 2006 na katedrze Elektroniki. W pracy zawodowej zajmuje się projektowaniem układów scalonych oraz systemów pomiarowych do wielokanałowej rejestracji aktywności żywych sieci neuronowych.

e-mail: zoladz@agh.edu.pl



### Dr inż. Andrzej SKALSKI

Absolwent wydziału Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Obecnie zatrudniony na stanowisku adiunkta w Katedrze Metrologii i Elektroniki. Zainteresowania naukowe koncentrują się wokół zagadnień związanych z analizą i przetwarzaniem obrazów medycznych oraz z modelowaniem systemów pomiarowych. Autor ponad 50 krajowych i międzynarodowych publikacji naukowych z wyżej wymienionych dziedzin.

e-mail: skalski@agh.edu.pl



### Mgr inż. Arkadiusz ŚMIGIELSKI

Absolwent wydziału Elektrotechniki Wojskowej Akademii Technicznej im. Jarosława Dąbrowskiego w Warszawie. Obecnie Prezes Zarządu spółek OptiNav i OptiMedi, zajmujących się analizą i przetwarzaniem obrazu 2D, 3D dla potrzeb przemysłu i medycyny.

e-mail: smigielski@optinav.pl



### Mgr inż. Mirosław SOCHA

Mgr inż. Mirosław Socha ukończył Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej na specjalności Automatyka i Metrologia kierunku Elektrotechnika. Pracuje na stanowisku asystenta w Katedrze Metrologii i Elektroniki AGH. Zajmuje się dydaktyką w zakresie wizualizacji i pomiarów wielkości nieelektrycznych oraz problemami wizualizacji i przetwarzania danych medycznych.

e-mail: socha@agh.edu.pl



## Streszczenie

Alloplastyka stawu biodrowego jest jedną z poważniejszych operacji ortopedycznych wykonywanych przy zmianach zwyrodnieniowych stawu biodrowego. Jedną z jej wersji jest kapoplastyka, która polega na wymianie części głowy kości udowej oraz panewki stawu biodrowego. Od prawidłowego przeprowadzenia operacji zależy czas dochodzenia pacjenta do zdrowia jak i komfort późniejszego życia. Postęp w tomografii komputerowej, komputerowych metodach obróbki obrazu oraz metodach szybkiego prototypowania umożliwił wytwarzanie indywidualnych (dopasowanych do konkretnego pacjenta) narzędzi wspomagających chirurga podczas operacji. W artykule omówiona zostanie procedura wytwarzania indywidualnego narzędzia prowadzącego do operacji kapoplastyki.

**Słowa kluczowe:** alloplastyka stawu biodrowego, tomografia komputerowa, przetwarzanie obrazów, szybkie wykonywanie prototypów.

## An application for design of individual guiding tool for hip resurfacing

### Abstract

Hip replacement is one of the major orthopedic surgery, performed with osteoarthritis of the hip. One of the versions is hip resurfacing, which involves replacing a part of femoral head and the acetabulum. The time of patient recovery and comfortable later life depends on a proper conduct of the surgery. Progress in the computed tomography, computerized methods of image processing and rapid prototyping, enabled the production of the individual (tailored to individual patient) tools to assist a surgeon during the operation. This paper presents an application for design of an individual guiding tool for hip resurfacing. The first volumetric model based on a series of TC is created. It is made with using the thresholding method combined with simple morphological operations (erosion, dilatation). The key issue is to separate the femur model from the pelvis one. It is carried out with the software user assistance. The final step of bone model creation is conversion of the volumetric model to the polygonal mesh model. It is performed with the marching cubes algorithm. To avoid the quantization artifacts related to finite resolutions of the volumetric model and to reproduce the bone shape as accurately as possible, smoothing with a Gaussian filter is applied to the volumetric model before application of the marching cubes algorithm. A software module directly related to the Guider design allows the user to manually adjust the position of the key Guider elements. Positioning of the auxiliary elements of the Guider is automatically made.

The output of the presented module is a set of polygonal mesh models corresponding to the Guider components. The final stage of the Guider creation process is assembling the Guider solid by using Boolean operations.

**Keywords:** hip resurfacing, computed tomography, image processing, rapid prototyping.

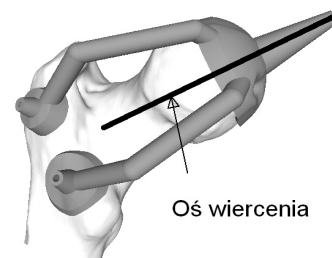
## 1. Wstęp

Alloplastyka stawu jest operacją zastąpienia całego lub części stawu metalowym lub plastikowym implantem. Przesłankami do wykonania takiej operacji mogą być poważne zwyrodnienia stawu lub złamania, które nie dają szans na naturalne zrośnięcie. W przypadku alloplastyki stawu biodrowego wymianie podlegają panewka stawu biodrowego oraz w zależności od rodzaju i zakresu zwyrodnienia lub uszkodzenia cała głowa oraz szyjka kości udowej lub tylko powierzchnia stawowa głowy (rys. 1).



Rys. 1. Schemat umiejscowienia protezy głowy kości udowej (tzw. kapy)

Fig. 1. Placement scheme of caput femoris implant

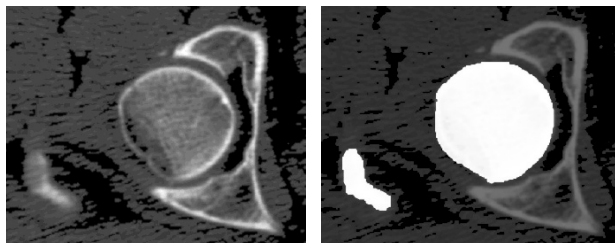


Rys. 2. Model indywidualnego przyrządu prowadzącego do kapoplastyki stawu biodrowego

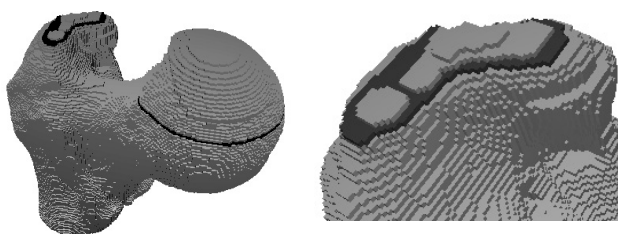
Fig. 2. Model of individual tool for hip replacement assistance

W tym ostatnim przypadku mówimy o kapoplastyce. W operacji kapoplastyki biodra kluczowe jest umiejscowienie protezy (tzw. kapy) w odpowiednim miejscu głowy kości. Oś mocowania protezy powinna być prostą przechodzącą przez „środek” kanału szyjki kości udowej, czyli prostą, której punkty są najbardziej odległe od ścianek szyjki. Optymalna oś i przesunięcie zapobiega zjawisku

„notching'u”, czyli wrzynania się krawędzi protezy w korówkę kości, co w skrajnym przypadku może spowodować jej obcięcie (przy dużych obciążeniach stawu, proteza może działać jak nóż). Z pomocą przychodzą tutaj metody planowania przedoperacyjnego oraz metody szybkiego prototypowania (ang. *Rapid Prototyping*) z wykorzystaniem drukarek 3D, których połączenie pozwala na wytworzenie indywidualnego przyrządu prowadzącego wiertło podczas drążenia otworu pod trzpień protezy (rys. 2). Projektowanie takiego przyrządu wymaga wyznaczenia modelu kości pacjenta. Rozpoczyna się ono od przeprowadzenia tomografii komputerowej stawu. W efekcie otrzymujemy serię obrazów tomograficznych odpowiadających poszczególnym przekrojom stawu (rys. 3). Na ich podstawie wyznacza się model wolumetryczny kości udowej (Rys. 4). Na takim modelu w razie konieczności dokonuje się ręcznych korekt kształtu takich jak wypełnienie ubytków, usunięcie narośli, itp..

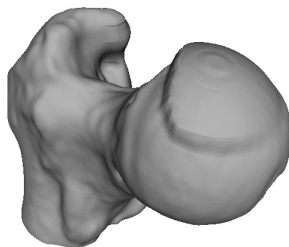


Rys. 3. Obraz tomograficzny pojedynczego przekroju stawu biodrowego bez (po lewej) i z obrysem kości udowej (po prawej)  
Fig. 3. Single tomographic image of a hip without (on left) and with femur contour depicted (on right)

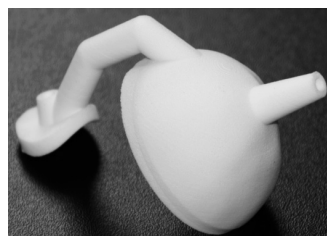


Rys. 4. Model wolumetryczny biodrowej części kości udowej (po lewej) wraz z powiększonym obszarem krętarza (po prawej)  
Fig. 4. Volumetric model of hip part of femur (left) with magnified trochanter major region (on right)

Ostatnim etapem tworzenia modelu kości jest konwersja modelu wolumetrycznego do modelu siatkowego czyli takiego, w którym powierzchnia bryły opisana jest zbiorem trójkątów (rys. 5). Po zaprojektowaniu modelu przyrządu prowadzącego, dokonuje się jego wydruku za pomocą drukarki 3D (rys. 5). W następujących rozdziałach opisane zostaną trzy kluczowe etapy tworzenia przyrządu: wyznaczenie modelu wolumetrycznego, konwersja modelu wolumetrycznego do modelu siatkowego oraz projektowanie i generowanie geometrii przyrządu.



Rys. 5. Model siatkowy kości wyznaczony na podstawie obrazów tomograficznych  
Fig. 5. Triangulated model of the femur hip part obtained on the basis of tomographic images



Rys. 6. Przykład indywidualnego przyrządu prowadzącego do operacji kapoplastyki stawu biodrowego  
Fig. 6. Example of an individual tool for hip resurfacing assistance

## 2. Wyznaczanie modelu wolumetrycznego kości

Kluczowym etapem projektowania jest stworzenie trójwymiarowego modelu kości udowej. W tym celu, autorzy zaproponowali wykorzystanie danych tomograficznych, pozyskiwanych na etapie przygotowania do zabiegu kapoplastyki stawu biodrowego.

Dane tomograficzne reprezentują współczynnik pochłaniania promieniowania wyrażony w jednostkach HU. Reprezentowane w tego typu danych, struktury kostne, posiadają wartości znacznie większe od wartości przypisanych do tkanek miękkich czy też powietrza co znacząco ułatwia proces automatycznego tworzenia modelu kości. Opisująca aplikacja posiada dwa tryby tworzenia modelu. Pierwszy z nich manualny, w którym to lekarz ręcznie, przekrój po przekroju, obrysowuje dane oraz drugi półautomatyczny, wymagający bardzo niewielkiej interakcji z użytkownikiem. W wielu aplikacjach wykorzystujących dane medyczne dla potrzeb diagnostyki, terapii bądź planowania zabiegu, budowa modelu struktur anatomicznych jest niezwykle istotna (np. [1-3]).

Wyodrębnienie modelu trójwymiarowego z danych obrazowych nosi nazwę segmentacji. W wyniku tej operacji, algorytm zwraca macierz o rozmiarach danych wejściowych, w której przypisane wartości pozwalają zidentyfikować poszukiwane obiekty (w tym przypadku: głowa kości udowej wraz z samą kością oraz miednicą).

Zaproponowana metoda segmentacji bazuje na prostym algorytmie progowania (ang. *thresholding*) co z jednej strony pozwala zredukować czas obliczeń, a z drugiej jest wystarczająco skuteczna dla potrzeb aplikacji. Algorytm przyporządkowuje 1 dla wokseli o wartości większej niż predefiniowany próg  $th$ :

$$M(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{dla } I(x, y, z) \geq th \\ 0 & \text{dla } I(x, y, z) < th \end{cases} \quad (1)$$

W wyniku otrzymuje się maskę binarną reprezentującą tkanki kostne w danych tomograficznych. Ze względu na strukturę anatomiczną kości konieczne jest wypełnienie otworów w powstałych maskach (tkanki wewnątrz kości pochłaniają promieniowanie słabiej, co przekłada się na niższe wartości przypisane w danych tomograficznych). W celu eliminacji tego zjawiska wykorzystano operacje filtracji morfologicznej jednakowym elementem strukturalnym SE (zamknięcie morfologiczne):

$$M(x, y, z) = \text{erozja}(\text{dylatacja}(M(x, y, z), SE), SE) \quad (2)$$

gdzie erozja i dylatacja są morfologicznymi operatorami zdefiniowanymi odpowiednio jako filtr minimalny, maksymalny z obszaru o rozmiarze i kształcie SE z obrazu.

W wyniku otrzymujemy pełne bryły reprezentujące kości w danych. Największym problemem występującym w procesie tworzenia modelu wolumetrycznego jest oddzielenie wokseli reprezentujących kość udową i miednicę. Połączenia takie występują ze względu na niewystarczającą rozdzielczość danych oraz sposób rekonstrukcji obrazów wykorzystywanych w tomografach komputerowych. Do rozdzielania wyżej wymienionych struktur konieczna jest interwencja użytkownika. Lekarz na przekroju głowy kości udowej wskazuje 2 punkty: pierwszy stanowiący środek głowy i drugi leżący na powierzchni. Punkty te umożliwiają wyliczenie kuli zawierającej głowę kości udowej. Kula ta używana jest w dalszej części algorytmu do rozdzielania modeli kości udowej i miednicy. Dodatkowo, sprawdzane jest istnienie połączeń pomiędzy strukturami. Połączenia są usuwane w sytuacji, gdy grupa wokseli o wartości 1 w masce  $M$  przecina powierzchnię kuli wyznaczonej przez lekarza. Sprawdzane są wszystkie potencjalne połączenia pomiędzy strukturami, a w sytuacji znalezienia, następuje ich usunięcie. Przykładowe wyniki budowy modelu przedstawiono w postaci przekroju naniesionego na dane (rys. 3) oraz trójwymiarowego modelu (rys. 4).

### 3. Wyznaczanie modelu siatkowego kości

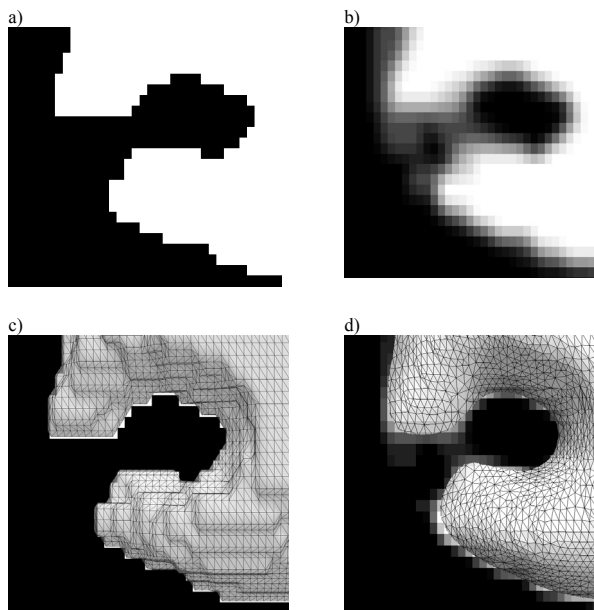
Kolejnym krokiem działania programu jest rekonstrukcja powierzchni wysegmentowanej kości. Polega ona na zmianie wolumetrycznego opisu kształtu kości (trójwymiarowej macierzy wartości skalarnych), na opis kształtu powierzchni kości w postaci zbioru połączonych trójkątów (ang. *mesh grid*). Opis taki jest bardziej użyteczny przy projektowaniu narzędzia prowadzącego.

Wynik segmentacji w postaci trójwymiarowej macierzy wczytywany jest do pamięci z wykorzystaniem klasy *vtkMetaImageReader* biblioteki VTK [5]. Wczytane dane mają charakter przestrzennej maski binarnej: zawierają jedynie informację, które woksele należą lub nie należą do kości. Przed wyznaczeniem siatkowej powierzchni kości niezbędne jest zmniejszenie wysokości rozdzielczości informacji przestrzennej o kształcie. W opracowanym algorytmie zaproponowano i przetestowano użycie filtra Gaussa, który dokonuje przestrzennego splotu wyników segmentacji (macierzy 3D) z trójwymiarowym rozkładem Gaussa. Użyty filtr *vtkImageGaussianSmooth* umożliwia zadanie dla każdej osi rozmiarów okna Gaussa (ang. *radius factor*, współczynnik określający odległość po której współczynniki okna są zerowane) oraz odchylenia standardowe wyrażone w pikselach. Przy pomocy wartości odchylenia standardowego możliwe jest regulowanie stopniem wygładzenia powierzchni.

W kolejnym kroku algorytmu na podstawie przestrzennej macierzy wyznaczana jest siatka trójkątów, która przybliży powierzchnię kości. Powierzchnia ta jest konturem w trójwymiarowej przestrzeni i nazywana jest izopowierzchnią (powierzchnią ekwipotencjalną), która znajduje się między wokselami reprezentującymi „powietrze” (wartość 0 w macierzy 3D) oraz „kością” (wartość 255 w macierzy). Izopowierzchnia ta wyznaczana jest przy pomocy algorytmu *marching cubes* zaimplementowanego w filtrze *vtkMarchingCubes* [4]. Algorytm ten wymaga podania wartości, dla której wyznaczana jest izopowierzchnia. W prezentowanym programie wartość ta wynosiła 127.

W wyniku działania algorytmu otrzymywana jest bardzo gęsta siatka, która wymaga dalszej obróbki. Algorytm konturujący *marching cubes* generuje nieoptymalizowaną siatkę połączonych trójkątów o różnych rozmiarach i kształtach. W celu ograniczenia ich liczby oraz polepszenia jej jakości zastosowano filtr decymujący *vtkDecimatePro* oraz wygładzający siatkę *vtkSmoothPolyDataFilter*. Zadaniem pierwszego jest redukcja liczby trójkątów bez wprowadzania zmian w kształcie bryły. Algorytm łączy trójkąty współpłaszczyznowe znajdujące się blisko siebie. Zadaniem drugiego filtra jest „rozluźnienie” siatki, które polega głównie na zmianie kształtu trójkątów (np. redukcja trójkątów ostrokątnych) oraz poprawie ich rozmieszczenia (np. zagęszczenie siatki na krzywiznach). Do określenia nowych pozycji punktów siatki stosuje się laplasjan wyliczany dla współrzędnych wierzchołków trójkątów położonych obok siebie. Algorytm wykonuje 10 iteracji, w każdej dokonując niewielkich przesunięć wierzchołków trójkątów. W wyniku rozmycia macierzy, konturowania, decymowania i wygładzania otrzymywana jest siatka połączonych trójkątów, która pozbawiona jest „schodków” a jednocześnie zachowuje szczegóły anatomiczne (rys. 7). Ostatnim krokiem podczas generowania powierzchni kości jest obliczenie wektorów normalnych dla wszystkich punktów siatki oraz zapisanie wyników do pliku. Do przechowywania opisu powierzchni zastosowano format plików STL, opracowany na potrzeby stereolitografii. Algorytm rekonstrukcji powierzchni został zaimplementowany z wykorzystaniem biblioteki Visualization Toolkit [5]. Jest to biblioteka do przetwarzania i wizualizacji danych, rozpowszechniana w postaci otwartego kodu źródłowego, niezależnego od systemu operacyjnego (Windows, Linux, MacOS) oraz platformy sprzętowej (32/64 bitowa). Biblioteka VTK wspiera strumieniowe i wielowłatkowe przetwarzanie danych oraz sprzętowe przyspieszenie wyświetlania danych przez karty graficzne z wykorzystaniem standardu OpenGL. Opracowany program jest aplikacją konsolową, która może być skompilowana i uruchomiona w dowolnym środowisku. Nastawy algorytmu, takie jak nazwy pliku wejściowego

i wyjściowego, przekazywane są w trakcie uruchamiania programu w postaci argumentów programu.

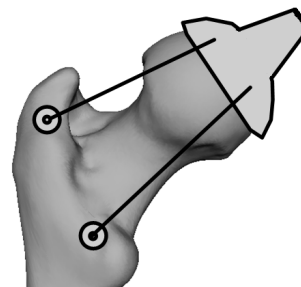


Rys. 7. Przekrój przez wolumetryczny opis kształtu kości: a) wynik segmentacji, b) wynik segmentacji po zastosowaniu trójwymiarowego filtra Gaussa, c) rekonstrukcja powierzchni kości dla wyników segmentacji bez modyfikacji oraz d) po zastosowaniu filtra Gaussa

Fig. 7. Cross-section of the volumetric bone model before (a) and after (b) three dimensional Gauss filter application. Reconstruction of the bone surface before (c) and after (d) three dimensional Gauss filter application

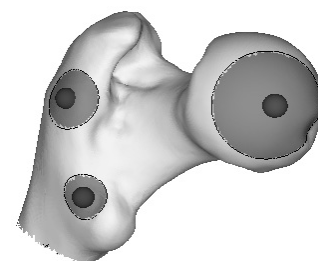
### 4. Projektowanie narzędzia prowadzącego

Mając do dyspozycji model kości można przystąpić do projektowania narzędzia prowadzącego za pomocą stworzonej w tym celu aplikacji. Narzędzie składać się będzie z nasadki prowadzącej, zawierającej otwór do prowadzenia wiertła oraz nasadek mocujących, zawierających otwory na wkręty pozwalające przytworzyć narzędzie do kości (rys. 8). Użytkownik określa umiejscowienie nasadek wodząc wskaźnikami po powierzchni kości (rys. 9). Obszar przylegania nasadki do kości jest wyznaczany jako wycinek powierzchni kości, zawierający się w sferze o określonej przez użytkownika średnicy (ciemniejszy obszar wokół wskaźnika).



Rys. 8. Schemat umiejscowienia na kości nasadki prowadzącej oraz nasadek pomocniczych

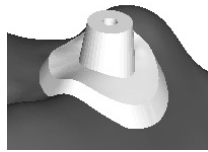
Fig. 8. Placement scheme of guiding and auxiliary cups



Rys. 9. Wskaźniki umiejscowienia nasadek wraz z obszarami przylegania (ciemny okrąg wokół wskaźników)

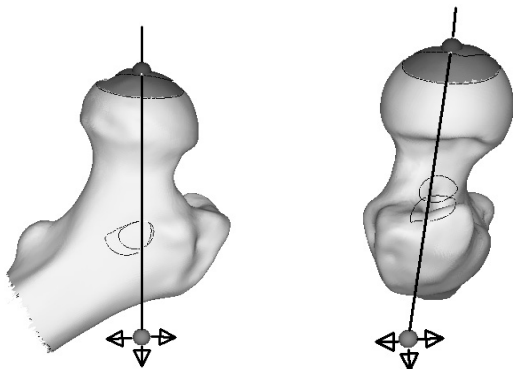
Fig. 9. Cup placement pointers with abutment region (marked with gray)

Każda z nasadek składa się z płytki o kształcie odwziewiedlającym powierzchnię w kości oraz stożka z otworem. W przypadku nasadek mocujących, oś otworu jest ustawiana przez aplikację prostopadle do powierzchni kości w centrum nasadki (rys. 10).



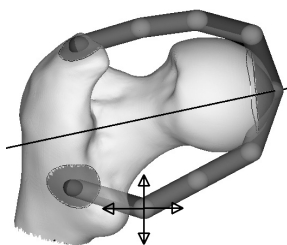
Rys. 10. Widok bryły nasadki na powierzchni kości  
Fig. 10. View of the cup solid on the bone surface

W przypadku nasadki prowadzącej, oś otworu jest ustawiana przez użytkownika, ponieważ, jak już wspomniano we wcześniejszym rozdziale, oś mocowania protezy powinna być prostą przechodzącą przez środek kanału szyjki kości udowej. Ustawianie odbywa się z pomocą dodatkowego wskaźnika, który, w odróżnieniu od poprzednich wskaźników, może być umiejscowiony w dowolnym miejscu w przestrzeni wokół kości (rys. 11), (Planuje się dodanie modułu programowego wspomagającego optymalne wyznaczanie osi kanału szyjki).

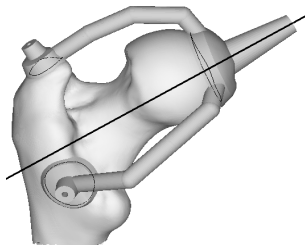


Rys. 11. Ilustracja metody ustalania osi otworu nasadki prowadzącej  
Fig. 11. Illustration of the guiding cup axis positioning method

Ostatnimi elementami narzędzia prowadzącego, które wymagają akcji użytkownika są elementy łączące nasadkę prowadzącą z nasadkami mocującymi. Mają one postać cylindrycznych segmentów, połączonych za pomocą kulistych przegubów (rys. 12). Użytkownik określa kształt elementów łączących, przesuwając przeguby. Po ustaleniu pozycji wszystkich elementów, użytkownik ma możliwość wygenerowania pełnej bryły narzędzia (rys. 13). Jeżeli nie jest ona satysfakcjonująca, użytkownik może ją usunąć i skorygować pozycję wybranych elementów narzędzia.



Rys. 12. Ilustracja edycji kształtu elementów łączących nasadkę prowadzącą z nasadkami mocującymi  
Fig. 12. Illustration of shape edition of the elements connecting the guiding cup and auxiliary cups



Rys. 13. Przybliżona bryła narzędzia prowadzącego  
Fig. 13. Approximated shape of the guiding tool solid

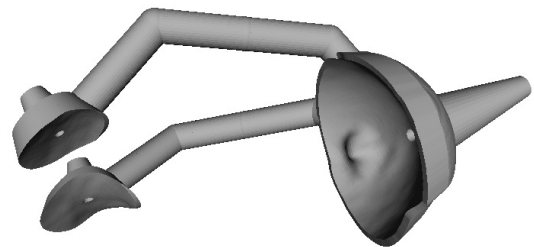
Jeżeli kształt narzędzia jest satysfakcjonujący, użytkownik może wygenerować plik dla drukarki 3D. Odbywa się to trzetańpowo. W pierwszej kolejności generowane są pliki z bryłami poszczególnych elementów narzędzia (płytki i stożki nasadek oraz cylindry i przeguby elementów łączących) oraz plik z bryłą kości. Następnie wszystkie bryły elementów narzędzia zostają scalone w jedną bryłę regularyzowaną (gwarantującą, że wynikiem działa-

nia będzie nadal bryła, a nie zbiór punktów, odcinek lub płaszczyzna) sumą boolowską. Ostatecznie od tak powstałej bryły, odejmowana jest, za pomocą regularyzowanej różnicy boolowskiej, bryła kości. Jest to konieczne, ponieważ w wyniku sumy boolowskiej, na powierzchni nasadek mocujących, mogą pojawić się wystające fragmenty, które nie pozwolą nasadkom przylegać do kości (rys. 14).



Rys. 14. Fragment bryły narzędzia prowadzącego przed i po operacji odjęcia bryły kości za pomocą różnicy boolowskiej  
Fig. 14. Fragment of the guiding tool solid before (on left) and after bone solid subtraction by means of Boolean subtraction

Na rysunku 15 pokazano finalny model narzędzia nadający się do wydruku 3D.



Rys. 15. Model indywidualnego narzędzia prowadzącego w wersji do wydruku 3D  
Fig. 15. Model of the individual guiding tool ready for rapid prototyping

## 5. Podsumowanie

W artykule przedstawiono aplikację umożliwiającą wytwarzanie indywidualnego narzędzia prowadzącego do operacji kapoplastyki. Przedstawione rozwiązanie składa się z trzech głównych modułów odpowiedzialnych za wyznaczenie modelu wolumetrycznego kości udowej oraz fragmentu miednicy, modelu siatkowego oraz indywidualnego narzędzia prowadzącego. Całość została przetestowana na rzeczywistych danych pochodzących z tomografii komputerowej.

## 6. Literatura

- [1] Flis E., Socha M., Skalski A.: Aplikacja wspierająca proces konturowania organów w danych medycznych. *Pomiary, Automatyka, Kontrola*, vol. 58 nr 4 s. 323–326, 2012.
- [2] Toporek G., Socha M., Skalski A.: An application software for anatomical structures segmentation from tomographic data of abdominal cavity. *Bio-Algorithms and Med-Systems*, vol. 7 nr 4 s. 95–99, 2011.
- [3] Bulat J. et al.: Data processing tasks in wireless GI endoscopy: image-based capsule localization & navigation and video compression. *IEEE EMBC 2007, Proceedings of the 29th annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, August 23–26, 2007, Lyon, France, s. 2815–2818, 2007.
- [4] William E. Lorensen and Harvey E. Cline. *Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm*. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 21(4):163–169, July 1987.
- [5] Will Schroeder, Ken Martin, Bill Lorensen: *The Visualization Toolkit – An Object-Oriented Approach To 3D Graphics*, Kitware, 2006.