

Tomasz KUDASIK, Olimpia MARKOWSKA, Sławomir MIECHOWICZ

POLITECHNIKA RZESZOWSKA,

Al. Powstańców Warszawy 8, 35 - 959 Rzeszów

## Wykorzystanie optycznych pomiarów współrzędnościowych w określeniu dokładności geometrycznej prototypów implantów czaszkowych wykonanych technologią RP

Dr inż. Tomasz KUDASIK

Pracownik Katedry Konstrukcji Maszyn Wydziału Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej. Zajmuje się zagadnieniami dotyczącymi poprawy konstrukcji zębatych przekładni falowych. Zajmuje się również analizą numeryczną i doświadczalną w zastosowaniach medycznych. Specjalizuje się głównie w prowadzeniu badań elastooptycznych zarówno w elementach konstrukcji maszyn jak i elementach medycznych,



e-mail: tkudasik@prz.edu.pl

Dr inż. Olimpia MARKOWSKA

Dr inż. Olimpia Markowska jest absolwentką Politechniki Rzeszowskiej. Ukończyła studia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn. Obecnie zatrudniona jest na stanowisku adiunkta w Katedrze Odlewnictwa i Spawalnictwa PRz. W dniu 21 grudnia 2012 roku uzyskała stopień naukowy doktora nauk technicznych w dyscyplinie mechanika nadany przez Radę Wydziału Inżynierii Mechanicznej i Robotyki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie.



e-mail: olimpia@prz.edu.pl

Dr hab. inż. Sławomir MIECHOWICZ

Pracownik Katedry Konstrukcji Maszyn Wydziału Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej. Prowadzone badania i zainteresowania naukowe: techniki obrazowania CT, MRI dla potrzeb Reverse Engineering, techniki Reverse Engineering i Rapid Prototyping w produkcji elementów o złożonych kształtach, techniki wspomagania komputerowego CAD/CAM/CAE oraz RP w modelowaniu medycznym, analiza numeryczna i doświadczalna w zastosowaniach medycznych.



e-mail: smiechow@prz.edu.pl

The benefits of an individual approach to specific medical cases, far outweigh the high cost associated with the manufacture of such implants.

**Keywords:** optical coordinate measuring systems, reverse engineering, rapid prototyping.

### 1. Wstęp

Integracja nauk technicznych i medycznych umożliwia wprowadzenie innowacyjnych rozwiązań w zakresie nowych metod leczenia. Dzięki łączeniu nowoczesnych metod pomiarowych i diagnostycznych z systemami CAD/CAM możliwe stało się ich wykorzystanie w medycynie.

Nieinwazyjne techniki pomiarowe stosowane w medycynie, między innymi rezonans magnetyczny - MRI (ang. Magnetic Resonance Imaging) czy tomografia komputerowa - CT (ang. Computer Tomography), pozwalają uzyskać obrazy struktur tkanek w postaci trójwymiarowych modeli numerycznych. Na ich podstawie istnieje możliwość wytworzenia, m.in. za pomocą technik szybkiego prototypowania - RP (ang. Rapid Prototyping), indywidualnych implantów, modeli symulacyjnych, szablonów chirurgicznych, itp.

Podstawowym wymogiem stawianym gotowym implantom czy protezom, zakładając, że są one wykonane z materiałów biokompatybilnych, jest dokładność ich wykonania. W procesie tworzenia modeli medycznych na dokładność rzeczywistych implantów ma wpływ: zarówno precyzja i poprawność procesu digitalizacji, dokładność modeli otrzymanych na etapie rekonstrukcji numerycznej, jak również dokładność samych procesów wytwórczych.

Biorąc pod uwagę powyższe wymogi przeprowadzono weryfikację poprawności geometrii oraz dokładności modeli wykonanych wybranymi przyrostowymi technikami szybkiego prototypowania, tj.: SLA, 3DP, FDM, PolyJet. W celu przeprowadzenia analizy dokładności przedstawionych metod prototypowania czaszkowych implantów kostnych zastosowano optyczny system skanujący ATOS Triple Scan na światło niebieskie, firmy GOM. Sprawdzenie dokładności oraz porównanie odtwarzanych ubytków kostnych wykonano w kilku seriach pomiarowych.

### 2. Rekonstrukcja numeryczna i fizyczna ubytków sklepienia czaszki

Rekonstrukcja numeryczna ubytków kostnych realizowana jest w procesie inżynierii odwrotnej (ang. Reverse Engineering - RE). Proces ten polega na przekształceniu obiektu fizycznego w model numeryczny przy wykorzystaniu współrzędnościowej techniki pomiarowej. Współrzędne punktów otrzymane w wyniku pomiarów są podstawą do wyznaczenia parametrów geometrycznych obiektu w procesie digitalizacji. Jest to szczególnie przydatne

### Streszczenie

Artykuł przedstawia możliwości zastosowania optycznych systemów pomiarowych w określeniu dokładności geometrycznej prototypów implantów czaszkowych wykonanych technologią RP. Badania zostały przeprowadzone przy użyciu skanera optycznego Atos Triple Scan. Modelami badawczymi były prototypy implantów kości sklepienia czaszki wykonane w technologiach: SLA, FDM, PolyJet oraz 3DP. Przeprowadzona analiza pozwoliła jednoznacznie stwierdzić, że zastosowane technologie RP można zastosować w procesie uzupełniania ubytków kostnych sklepienia czaszki, ponieważ ich dokładność mieści się w zakresie  $\pm 0,5\text{mm}$ , wystarczającej czaszkowej implantologii.

**Słowa kluczowe:** optyczne współrzędnościowe systemy pomiarowe, inżynieria odwrotna, szybkie prototypowanie.

### The use of optical coordinate measurement for determining geometrical precision of cranial implants made by RP technology

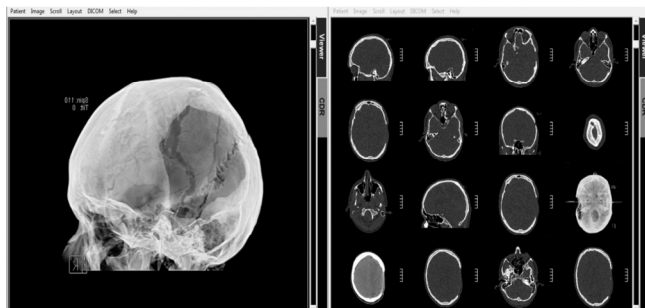
#### Abstract

The paper presents the possibilities of using optical coordinate measuring systems for determining the geometrical precision of cranial implants prototypes made by Rapid Prototyping technology. Section 2 provides the description of the prototypes of cranial bone implants made in SLA, FDM, 3DP and PolyJet technologies. This prototypes served as research models (Fig. 4). The Reverse Engineering process is also presented in Section 2. On the basis of the RE process the acquired data was used to reconstruct the numerical models of skull defects and their supplements (Figs. 1-3). The verification of the geometrical accuracy was based on measurements made with use of an optical scanner of GOM Company - the Atos Triple Scan (Fig. 5). The description of the measurement process is provided in Section 3 (Figs. 6-9). The results are given in Section 4 (Figs. 10-13). After the research, it was found that the RP technologies could be applied to the process of filling individual cranial bone defects. Their accuracy is within  $\pm 0.5\text{ mm}$  which is sufficient in the cranial implants. By matching the implant to the anatomical structures of a particular patient the improved treatment effects are achieved. In addition, the frequent need for repeated operations resulting from poor fit is eliminated.

podczas odtwarzania geometrii elementów o skomplikowanych kształtach, jakimi są m.in. elementy ludzkiego ciała [2, 6].

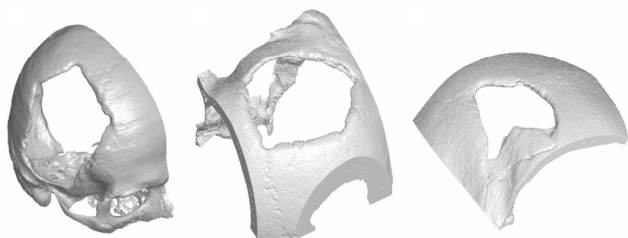
W trakcie badań wykorzystano trzy przypadki kliniczne pacjentów z urazami kości sklepienia czaszki. W diagnostyce układu kostnego wykorzystano tomografię komputerową. Badania tomograficzne przeprowadzono, przy użyciu wielorzędowego spiralnego tomografu komputerowego Siemens Sensation 10, w Katedrze Radiologii Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego w ramach podpisanej współpracy.

Wstępnym etapem odtwarzania modeli 3D było określenie krawędzi i konturów obiektu na zdefiniowanych w trakcie akwizycji obrazów 2D (DICOM) (rys. 1).



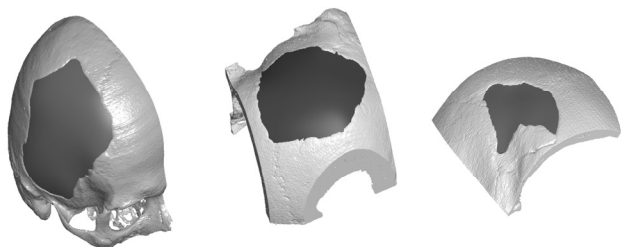
Rys. 1. Wizualizacja obrazów rastrowych w formacie DICOM  
Fig. 1. Visualization of raster images in the DICOM format

Następnie modele numeryczne zostały przygotowane i przetworzone przy użyciu programu 3D-DOCTOR firmy Able Software Corp. Po przetworzeniu zbiorów danych 2D stworzone zostały modele krawędziowe 3D [3, 4, 6]. W kolejnym kroku dokonano konwersji danych do modelu STL (rys. 2).



Rys. 2. Trzy przypadki zrekonstruowanych ubytków kości czaszek  
Fig. 2. Three cases of the reconstructed skull bone defects

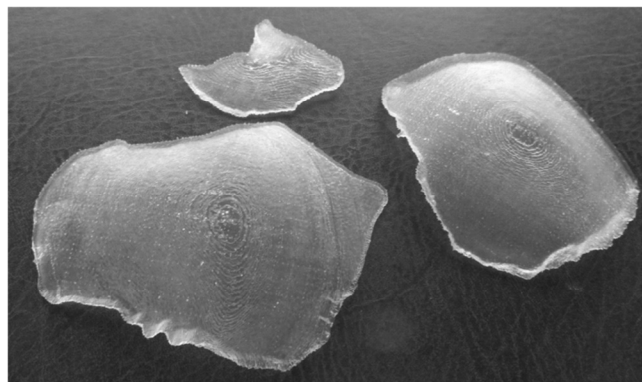
Na podstawie tak przygotowanych danych było możliwe zamodelowanie uzupełnień (implantów) ubytków (rys. 3). Proces tworzenia implantów przeprowadzono w systemach CAD ponieważ systemy te umożliwiają m.in. dodawanie do modelu dodatkowych cech geometrycznych. Analizując poszczególne przypadki kliniczne urazów wykorzystano geometrię nieuszkodzonych części czaszek.



Rys. 3. Zrekonstruowane implanty  
Fig. 3. Reconstructed implants

Rekonstrukcja fizyczna prototypów implantów korzystając z technologii RP dokonana została na podstawie danych uzyskanych z procesu RE. Przedstawione w artykule metody szybkiego prototypowania są technikami przyrostowymi i wykorzystują procesy kształtowania modelu poprzez stopniowe dodawanie materiału [3, 4, 7].

Przegląd metod RP ograniczono do technik najbardziej rozprzeczonych oraz mogących znaleźć zastosowanie w wykonywaniu prototypów implantów kości. Wzięto przy tym pod uwagę własne zaplecze aparaturowe oraz dostępność pozostałych metod. Prototypy implantów ubytków kości sklepienia czaszki wykonano w technologii: SLA, FDM, 3-DP oraz PolyJet (rys. 4).

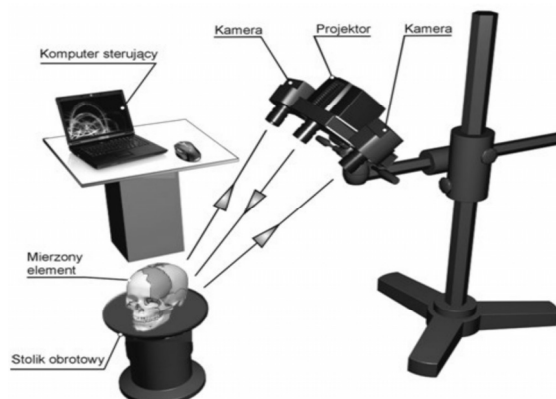


Rys. 4. Prototypy implantów kostnych wykonanych w technologii SLA  
Fig. 4. Prototypes of bone implants made in the SLA technology

Z punktu widzenia aplikacji medycznych ważne jest by zwrócić uwagę na biotolerancję materiału prototypu, co bezpośrednio wpływa na sukces rekonstrukcji. W obecnej chwili większość materiałów wykorzystywanych w technologiach RP nie jest biokompatybilna. W przypadku braku dostępu do biozgodnych materiałów wyjściem z sytuacji jest zastosowanie metod RT (ang. Rapid Tooling) w celu wykonania np. tytanowych odlewów implantów. Na tym etapie metodą pośrednią wytwarzania może być zastosowanie modeli woskowych, do odlewania precyzyjnego, wykonanych w formach silikonowych w procesie VC (ang. Vacuum Casting).

### 3. Przebieg procesu pomiarowego

W ramach badań przeprowadzono pomiary modeli badawczych optycznym systemem pomiarowy ATOS Tripla Scan firmy GOM. Wyniki pomiarów posłużyły rzeczywistej weryfikacji dokładności wykonania prototypów implantów technikami szybkiego prototypowania.

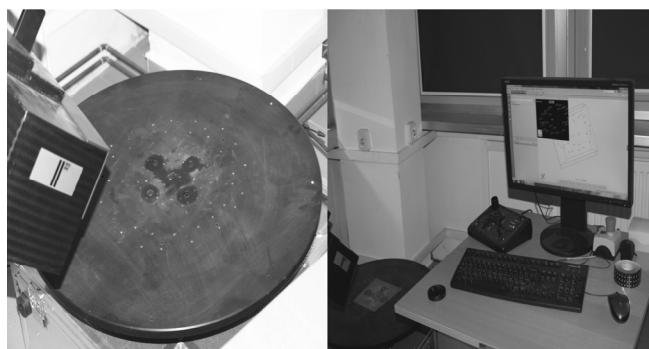


Rys. 5. Schemat skanowania optycznego  
Fig. 5. Scheme of optical scanning

Pomiar systemem optycznym ATOS opiera się na wykorzystaniu efektu zniekształcenia zestawu linii (prążków) w postaci promieni światła padających na powierzchnię badanego przedmiotu oraz rejestracji tych zniekształceń przy pomocy dwóch kamer (rys. 5). Kamery ułożone są względem siebie pod pewnym kątem oraz w określonej odległości, co pozwala, bazując na równaniach transformacji optycznej, precyzyjnie określić współrzędne 3D dla każdego piksela kamer [1, 8].

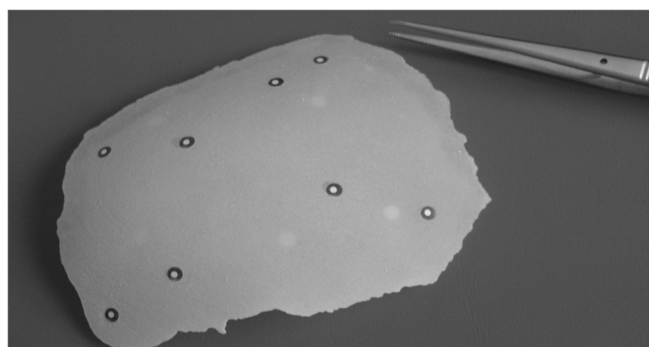
W celu uzyskania pełnych danych budowy skanowanego modelu konieczne jest wykonanie większej ilości pomiarów w różnych ustawieniach wszystkich powierzchni badanego elementu. Możliwe jest to m.in. dzięki montażowi głowicy pomiarowej na mobilnym statywie, który umożliwia swobodne poruszanie się względem mierzonego elementu. Istnieje również możliwość montażu głowicy pomiarowej na ramieniu robota lub manipulatora [1, 8].

Procedura pomiarowa rozpoczyna się od przygotowania całego systemu. Na obrotowym stole pomiarowym można umieścić punkty referencyjne, na bazie których, po wcześniejszym zeskanowaniu, powstaje wzorcowy plik stanowiący bazę właściwego pomiaru. Stosując plik bazowy zmniejsza się ilość punktów referencyjnych umieszczanych na badanym modelu, oraz skraca się czas samego skanowania (rys. 6) [5].



Rys. 6. Skanowanie stołu obrotowego z punktami referencyjnymi  
Fig. 6. Scheme of optical scanning

Punkty referencyjne (znaczniki) umieszcza się również na powierzchniach skanowanego elementu (rys. 7).

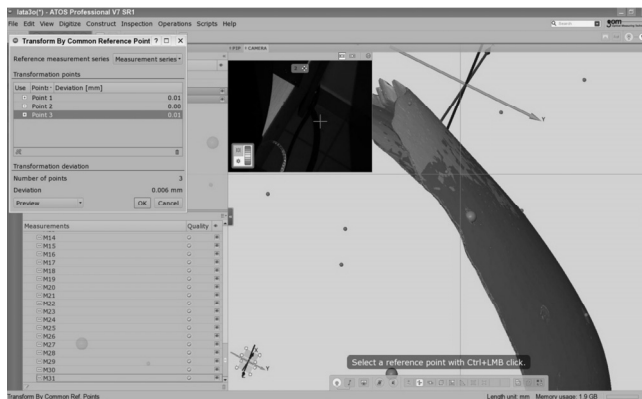


Rys. 7. Model implantu z punktami referencyjnymi, pokryty warstwą sproszkowanej kredy  
Fig. 7. Model of the implant with reference points, covered with a layer of chalk dust

Dzięki tym znacznikom program samoczynnie określa bieżące położenie skanera. Transformacja wyników fragmentarycznych do układu współrzędnych przedmiotu również odbywa się w sposób automatyczny. W efekcie uzyskuje się znaczne skrócenie czasu pomiaru. Niekiedy występuje konieczność pokrycia skanowanych modeli warstwą sproszkowanej kredy. Zmatowienie modelu eliminuje powstające refleksy świetlne, a także efekt prześwietlenia elementu, które skutecznie uniemożliwiają dokonanie poprawnego

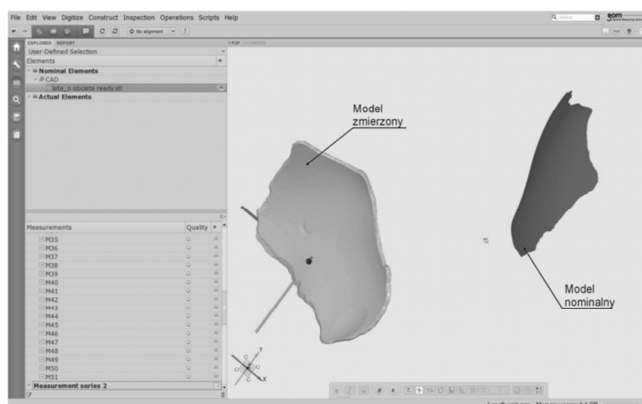
pomiaru. Warstwa proszku pokrywającego prototyp wynosi od 0,8  $\mu\text{m}$  do 1,2  $\mu\text{m}$  [5].

Otrzymana powierzchnia skanowanego modelu opisana jest za pośrednictwem milionów punktów pomiarowych (rys. 8). Oprogramowanie ATOS Professional umożliwia skorzystanie z opcji poligonizacji powierzchni, dzięki której dokonuje się translacji zbioru punktów w postać zoptymalizowanej siatki trójkątów.



Rys. 8. Skanowana powierzchnia w programie Atos Professional  
Fig. 8. Scanned area in the Atos Professional

Oprogramowanie to umożliwia również import modelu nominalnego 3D-CAD w przeprowadzenia analizy porównawczej zeskanowanych modeli z ich modelami wzorcowymi (rys. 9).

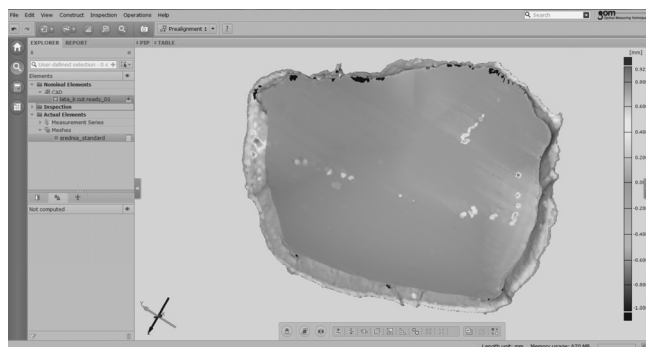


Rys. 9. Skanowana powierzchnia w programie Atos Professional  
Fig. 9. Scanned area in the Atos Professional

#### 4. Wyniki badań dokładności prototypów RP

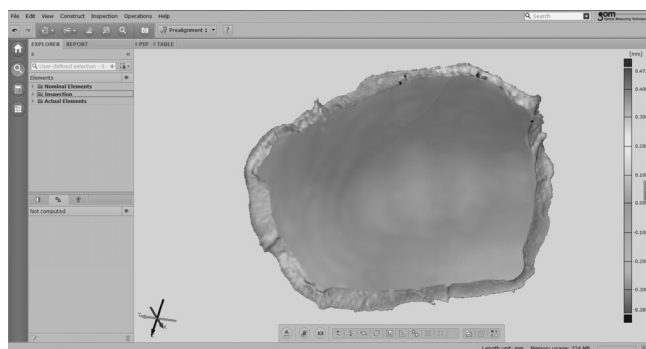
W celu sprawdzenia oraz porównania dokładności odzwierciedlenia ubytków kostnych przyrostowymi metodami szybkiego prototypowania wykonano kilka serii pomiarowych dla każdego z trzech omawianych przypadków klinicznych. Na tym etapie wykorzystano oprogramowanie GOM Inspect znajdujące się w wyposażeniu skanera.

Na podstawie porównania modeli nominalnych 3D-CAD z danymi pozyskanymi z pomiarów uzyskano informacje o odchyłkach geometrycznych. Wyniki poszczególnych analiz można przedstawić w postaci kolorowych map odchyłek (rys. 10-12).



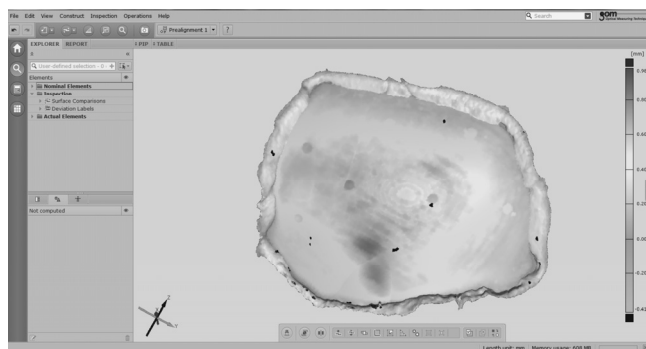
Rys. 10. Analiza dokładności odwzorowania kształtu i wymiaru prototypu wykonanego w technologii FDM

Fig. 10. Analysis of the accuracy of mapping the shape and dimension of the prototype made in FDM technology



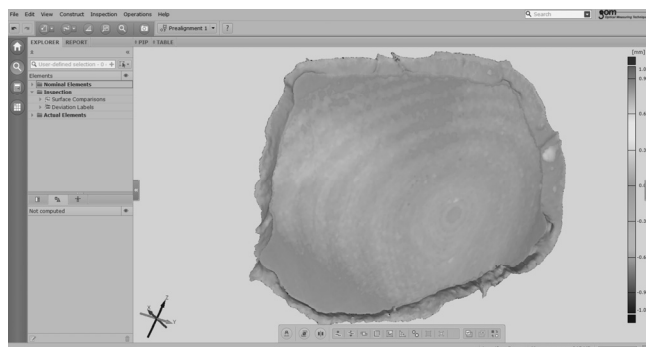
Rys. 11. Analiza dokładności odwzorowania kształtu i wymiaru prototypu wykonanego w technologii PolyJet

Fig. 11. Analysis of the accuracy of mapping the shape and dimension of the prototype made in PolyJet technology



Rys. 12. Analiza dokładności odwzorowania kształtu i wymiaru prototypu wykonanego w technologii SLA

Fig. 12. Analysis of the accuracy of mapping the shape and dimension of the prototype made in SLA technology



Rys. 13. Analiza dokładności odwzorowania kształtu i wymiaru prototypu wykonanego w technologii 3DP

Fig. 13. Analysis of the accuracy of mapping the shape and dimension of the prototype made in 3DP technology

Biorąc pod uwagę wyniki wszystkich serii pomiarowych otrzymano średnie odchyłki globalne dla poszczególnych technologii (tab. 1).

Tab. 1. Średnie odchyłki wymiarów badanych prototypów  
Tab. 1. Average deviation of the size of prototypes

Metoda / Odchyłki globalne, mm	FDM	PolyJet	SLA	3DP
dolna	±0,5	-0,2	-0,6	-0,2
górna		+0,25	+1	+0,4

## 5. Wnioski

Przeprowadzone pomiary pozwoliły stwierdzić, że dokładność wymiarowa badanych prototypów RP daje możliwość ich wykorzystania w procesie wytwarzania indywidualnie dopasowanych implantów czaszkowych.

Kolejnym etapem badań będzie przeprowadzenie analiz technologii RP, w których wykorzystywane są materiały biokompatybilne, np: SLS. Przeprowadzona również zostanie analiza możliwość użycia modeli FDM, PolyJet, 3DP czy SLA w metodzie odlewania próżniowego (ang. Vacuum Casting – VC), która może być użyta jako metoda pośrednia do stworzenia odlewów tytanowych.

## 6. Literatura

- [1] Budzik G., Dziubek T., Markowska O., Tutak M.: Automatyizacja i robotyzacja pomiarów współrzędnościowych. STAL METALE & Nowe Technologie ISSN 1895-6408, s. 34-36, 5-6/2011.
- [2] Budzik G., Miechowicz S., Marciniak A.: Reverse Engineering using for reproducer geometry of rotor of turbocharger, Journal of Kones Powertrain and Transport, vol. 13, no. 4, s. 101-106, 2006.
- [3] Chrzan R., Gardzińska A., Markowska O., Miechowicz S., Urbanik A.: Use of computer tomography and 3DP rapid prototyping technique in cranioplasty planning - analysis of accuracy of bone defect modeling. Medical Science International Sp. z.o.o Polish Journal of Radiology, z.74(4), s.43-46, 2010.
- [4] Chrzan R., Kudasik T., Markowska O., Miechowicz S., Urbanik A.: Reverse engineering and rapid prototyping based on CT data in manufacturing of individually adjusted cranioplasty prosthesis and hearing aid device. Springer International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, t.4, z.1, s.287-288, 2009.
- [5] Grzelka M., Trafarski A.: Metrologiczna analiza dokładności odtworzenia kształtu badanego elementu nieinwazyjną metodą tomografii komputerowej z wykorzystaniem współrzędnościowych pomiarów optycznych. IX Sympozjum „Modelowanie i Pomiary w Medycynie”, s. 183 – 190, 2009.
- [6] Kudasik T., Markowska O., Markowski T., Miechowicz S.: Wykorzystanie tomografii komputerowej i metody Rapid Prototyping dla potrzeb otolaryngologii. Polska Akademia na Ukarchiwum Odlewnictwa, t.8, z.1, s.199-202, 2008.
- [7] Marciniak A., Miechowicz S.: Stereolitography – the choice for medical modeling. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol.6, no.1, 2004.

otrzymano / received: 07.02.2014

przyjęto do druku / accepted: 03.03.2014

artykuł recenzowany / revised paper