

# Ocena dokładności rekonstrukcji geometrii struktury anatomicznej z zastosowaniem tomografii przemysłowej i głowicy laserowej

## Analysis of the geometry reconstruction accuracy of the anatomical structure using industrial tomography and laser head

JAN BUREK  
PAWEŁ TUREK\*

DOI: <https://doi.org/10.17814/mechanik.2018.11.173>

Prezentowano ocenę wpływu metody rekonstrukcji modelu struktury anatomicznej na dokładność odwzorowania jego geometrii. Na etapie digitalizacji geometrii zastosowano dwa systemy: ramię pomiarowe wyposażone w głowicę laserową oraz tomograf przemysłowy.

**SŁOWA KLUCZOWE:** inżynieria rekonstrukcyjna, struktura anatomiczna, tomografia komputerowa, głowica laserowa, dokładność

*The article presents a study of impact a reconstruction method on accuracy of mapping the anatomical structure geometry. At the stage of digitalization process, two systems were used: a measuring arm equipped with a laser head and an industrial tomography.*

**KEYWORDS:** reverse engineering, anatomical structure, computed tomography, laser head, accuracy

Inżynieria rekonstrukcyjna to proces, który umożliwia odtworzenie geometrii istniejącego obiektu [1, 2]. Znajduje ona zastosowanie w wielu dziedzinach, m.in. w medycynie. Geometrię modelu struktury anatomicznej można zrekonstruować na dwa sposoby, w których pomiary są wykonywane na żywym organizmie lub poza nim. Stosując ścieżkę medyczną, da się odtworzyć geometrię wewnętrznych struktur anatomicznych [3, 4] i na ich bazie wykonać szablony chirurgiczne [5] oraz gotowe implanty [6]. Ścieżka niemedyzna stanowi głównie uzupełnienie ścieżki medycznej. Stosowane w tym przypadku współrzędnościowe systemy pomiarowe służą głównie do weryfikacji dokładności wykonania modeli używanych w przemyśle medycznym [7], a także do projektowania ortez stabilizujących stawy [8].

Każdy etap ścieżki medycznej oraz niemedyznej wpływa na dokładność rekonstrukcji geometrii modelu. Jednym z kluczowych etapów jest akwizycja danych – odpowiedni dobór systemu, parametrów i strategii pomiarowej decyduje ostatecznie o jakości uzyskanych danych [9, 10]. Etap ich przetwarzania najczęściej zaczyna się od przeprowadzenia procesu filtracji cyfrowej, polegającej na usunięciu szumów znajdujących się na obrazach 2D (w przypadku ścieżki medycznej) i chmury punktów (w przypadku ścieżki niemedyznej). Po filtracji na ogół uzyskuje się pełne odwzorowanie geometrii modelu, jednak w przypadku ścieżki medycznej dodatkowo przeprowadza się proces segmentacji. Służy on do wyodrębnienia struktury anatomicznej z obrazów 2D dzięki zastosowaniu różnych metod, opartych głównie na wykrywaniu krawędzi

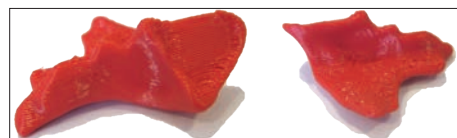
i identyfikacji obszarów obrazu, które charakteryzują się pewnymi cechami wspólnymi [11]. W obu metodach rekonstrukcji odtworzona geometria zazwyczaj jest poddawana triangulacji, prowadzącej do uzyskania powierzchni fasetkowej, wymagającej dodatkowej edycji, obejmującej odwrócenie wektorów normalnych i usunięcie przerwań pomiędzy trójkątami [11]. Gotowy model, reprezentowany przez powierzchnię fasetkową, może zostać wytworzony różnymi technikami kształtowania przyrostowego [12, 13]. Możliwe jest także dalsze modelowanie, polegające na pokryciu siatki poligonalnej elementarnymi płaszczyznami [14]. Otrzymany model może zostać wyeksportowany za pomocą różnych formatów wymiany danych CAD, takich jak \*.iges czy \*.step, lub posłużyć do wykonania programu obróbkowego na obrabiarkach sterowanych numerycznie [15].

### Metodyka badawcza

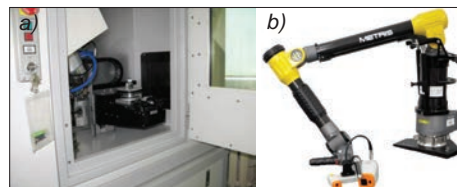
Geometrię modelu struktury anatomicznej, reprezentującą kość jarzmową, zrekonstruowano na podstawie danych pochodzących z tomografu wielorzędowego Siemens Somatom Sensation Open 40. Model fizyczny (rys. 1) wytworzono metodą przyrostową FDM (*fused deposition modeling*), polegającą na warstwowym osadzaniu termoplastycznego tworzywa sztucznego. Wykorzystano do tego drukarkę Fortus 360-mc firmy Stratasys. Model wydrukowano z tworzywa ABS (akrylonitrylo-butadieno-styrenu), z użyciem głowic drukujących T16 (zarówno w przypadku materiału modelowego, jak i podporowego). Zdecydowano się na całkowite wypełnienie modelu. Wybrane głowice zapewniły zachowanie grubości warstwy rzędu 0,254 mm oraz wykonanie modelu w tolerancji  $\pm 0,13$  mm [16].

Pomiary modelu wykonano za pomocą dwóch systemów: tomografu przemysłowego Benchtop CT160Xi firmy Nikon oraz współrzędnościowego ramienia pomiarowego typu MCA II, wyposażonego w bezstykową głowicę pomiarową MMDx100 (rys. 2).

Rys. 1. Wydrukowany model struktury anatomicznej kości jarzmowej



Rys. 2. Zastosowane systemy pomiarowe: a) Benchtop CT160Xi, b) ramię MCA II z głowicą laserową MMDx100



\* Dr hab. inż. Jan Burek, prof. PRz (jburek@prz.edu.pl), dr inż. Paweł Turek (pturek@prz.edu.pl) – Katedra Techniki Wytwarzania i Automatyki, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej

Dokładność przemysłowego tomografu komputerowego sprawdzono zgodnie z wytycznymi normy VDI/VE 2630 Blatt 1.3. Computertomografie in der dimensionellen Messtechnik [17, 18]. Tomograf Benchtop (Nikon) CT160Xi nie jest fabrycznie kalibrowany i nie ma ustalonego błędu granicznego. Przed każdym pomiarem elementu na tym tomografie musi on być oddzielnie sprawdzany. Proces przeprowadza się głównie na wzorcu *ball bar*. Na podstawie tego pomiaru dostosowuje się wymiar woksela do założonej objętości skanowania, zgodnie z otrzymanym błędem odwzorowania sfery.

Uzyskane z pomiaru dane objętościowe, reprezentujące geometrię kości jarzmowej, charakteryzowały się strukturą izowoksela – rozmiarem piksela 0,059 mm × 0,059 mm oraz grubością warstwy 0,059 mm. Każdy element utworzonego obrazu jest reprezentowany przez średni współczynnik osłabienia promieniowania w elemencie objętości tkanki obrazowanej warstwy. Taką wartość liczbową w powszechnie używanej tomografii komputerowej definiuje się w skali Hounsfielda (HU). Geometrię modelu odtworzono w oprogramowaniu ITK Snap. Na podstawie przygotowanych danych dobrano taką samą wartość dolnego progu segmentacji, równą 210 HU. Względem niego przeprowadzono segmentację metodą *thresholding*. W celu zobrazowania modelu przestrzennego zastosowano metodę *isosurface*, należącą do metod renderingu powierzchniowego. W celu sprawdzenia powtarzalności procesu pomiarowego powtórzono go trzykrotnie. Pomiarzy różniły się między sobą wartością odchylenia standardowego – od 0,02 do 0,03 mm.

W skład systemu pomiarowego, który oświetlał model za pomocą wiązki lasera, oprócz głowicy MMDx100 wchodziło też siedmioosiowe ramię pomiarowe MCA II. Ze względu na fakt, że na ramieniu pomiarowym była zamontowana głowica laserowa, należało uwzględnić wspólne błędy układu ramię-głowica [19, 20]. Dokładność współrzędnościowego ramienia pomiarowego sprawdzono w odniesieniu do normy ASME B89.4.22. Podczas pomiarów modelu stosowano rozdzielczość 0,05 mm. Przeprowadzono je w dwóch etapach: najpierw zmierzono część zewnętrzną, a następnie – wewnętrzną część modelu. Kolejnym etapem była edycja powierzchni w programie CATIA (w module STL Rapid Prototyping). Gotowy model powstał w wyniku złożenia dwóch chmur punktów w programie Focus Inspection. Po zweryfikowaniu powtarzalności przyjętej procedury pomiarowej okazało się, że maksymalna różnica odchylen standardowych dla powierzchni zewnętrznej wyniosła 0,040 mm, a dla powierzchni wewnętrznej – 0,054 mm. Uśredniona wartość dokładności dopasowania dwóch mierzonych części w programie Focus Inspection wyniosła 0,1 mm.

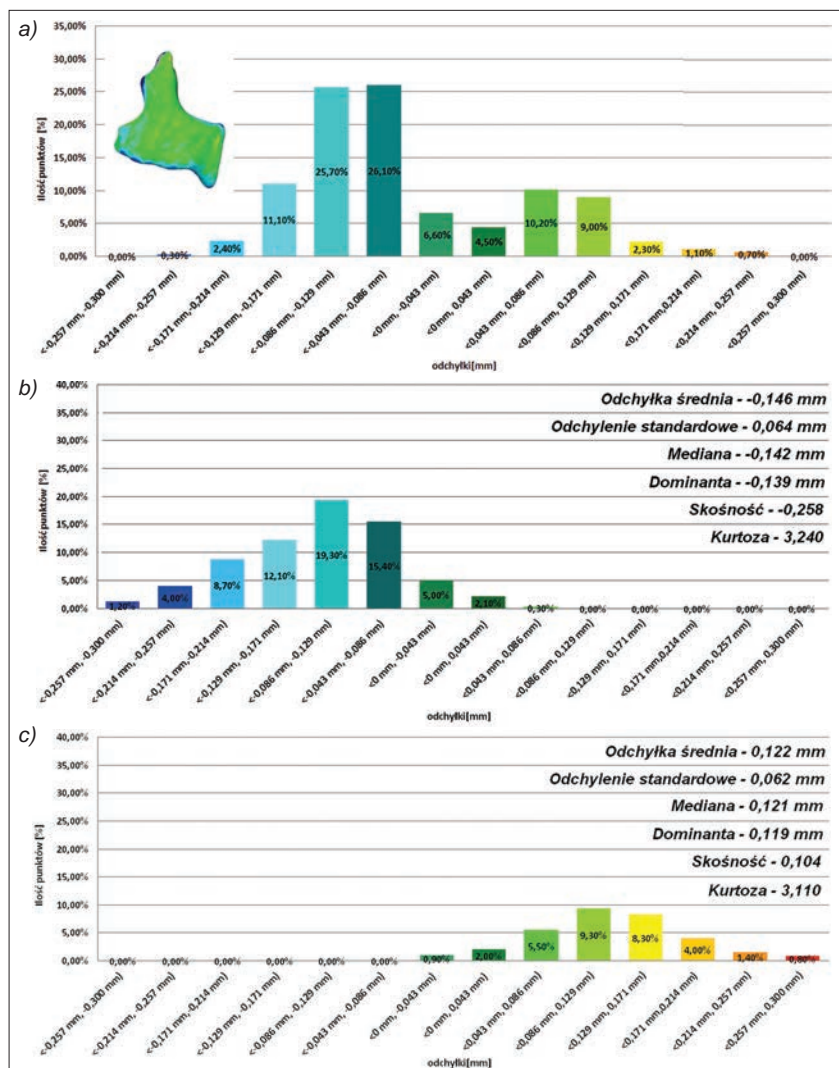
## Wyniki

Uzyskane histogramy przedstawiają rozkłady bimodalne (rys. 3a i 4a), charakteryzujące się dwoma maksimumami.

W takim przypadku miary obliczone na podstawie tych danych (średnia, zróżnicowanie, asymetria, skupienie) nie mają żadnej wartości poznawczej. Dlatego wyodrębniono dwa rozkłady z zastosowaniem funkcji regresji dla krzywej charakteryzującej się więcej niż jednym maksimum. Pozwoliło to m.in. na dopasowanie krzywej do sumy funkcji Gaussa o kształcie dzwonowym. Najpierw określono liczbę maksimumów, a następnie zdefiniowano położenie każdego maksimum na krzywej. W wyniku zastosowania wspomnianej funkcji otrzymano dwa rozkłady normalne, które wykorzystano do dalszych analiz.

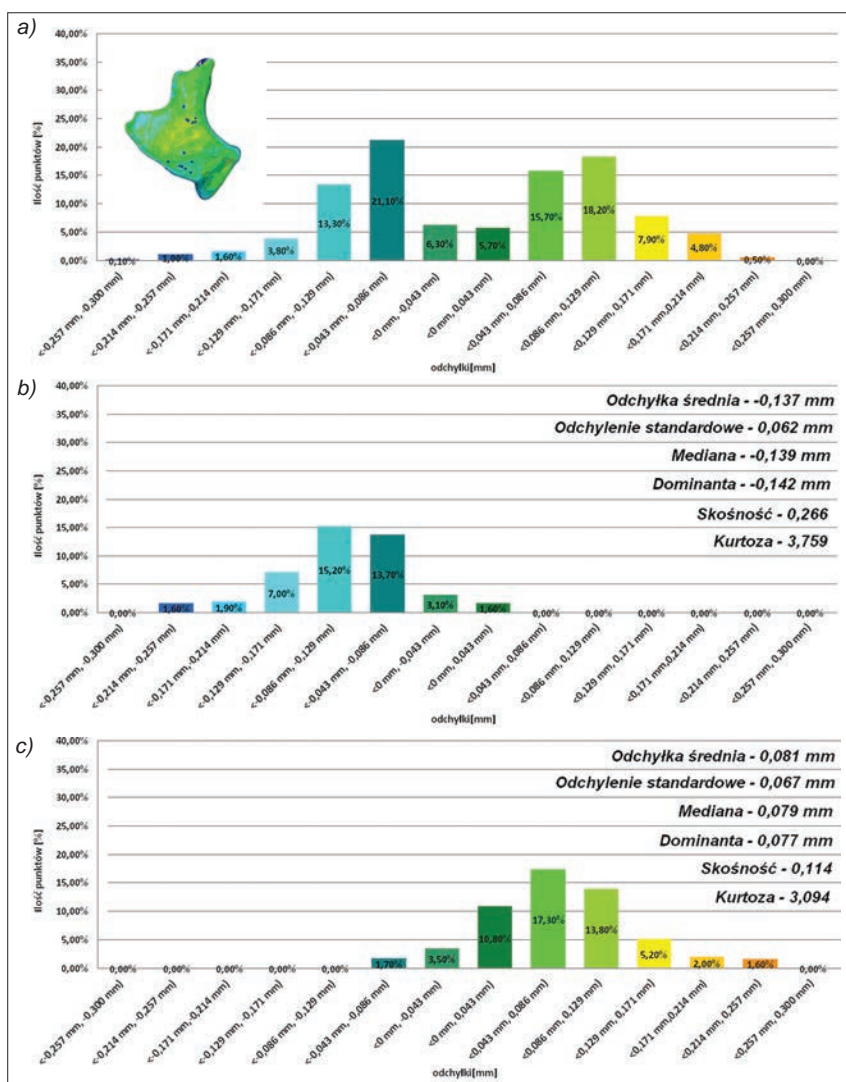
W przypadku danych z pomiarów tomografem przemysłowym w rozkładzie występują odchyłki w zakresie od -0,129 do -0,043 mm. Można je dostrzec przede wszystkim na krawędziach geometrii modelu. Te odchyłki mogły powstać w wyniku wystąpienia podczas pomiaru tzw. artefaktu (*partial volume effect*), polegającego na uśrednianiu elementu znajdującego się geometrycznie na granicy dwóch obszarów (np. obiektu i tła). Granica obiektu na obrazie 2D jest wtedy mało widoczna, co na etapie segmentacji modelu kości jarzmowej utrudniło ustalenie dolnego progu segmentacji.

Rozkłady charakteryzują się słabą skośnością prawostronną (rys. 3b) i lewostronną (rys. 3c). Dodatkowo potwierdzają to wartości średniej odchyłki, dominanty i mediany. Na podstawie uzyskanego wskaźnika skupienia (kurtozy) można stwierdzić, że oba rozkłady są wysmukłe.



Rys. 3. Raport dokładności odwzorowania modelu (tomograf przemysłowy): a) rozkład bimodalny, b) rozkład pierwszy, c) rozkład drugi





Rys. 4. Raport dokładności odwzorowania modelu (ramię pomiarowe–głowica laserowa): a) rozkład bimodalny, b) rozkład pierwszy, c) rozkład drugi

W przypadku danych z pomiarów za pomocą systemu ramię pomiarowe–głowica laserowa można zaobserwować pewną analogię do danych zaprezentowanych na rys. 3.

Tu również występuje rozkład bimodalny, lecz rozkład procentowy odchyłek o wartości ujemnej i dodatniej jest proporcjonalnie, symetrycznie rozłożony względem centralnej części histogramu. Odchyłki przyjmują głównie wartości od  $-0,129$  do  $-0,043$  mm oraz od  $0,043$  do  $0,129$  mm. Oba rozkłady (rys. 4b i c) charakteryzują się słabą skośnością lewostronną. Wskaźnik skupienia potwierdza, że oba rozkłady są wysmukłe.

Uzyskanie rozkładu bimodalnego w przypadku systemu ramię–głowica mogło być związane z powstaniem nadskanów podczas procesu pomiarowego oraz dopasowaniem dwóch części (zewnętrznej i wewnętrznej) zmierzonego modelu w celu odtworzenia pełnej geometrii kości jarmowej.

## Podsumowanie

Proces inżynierii rekonstrukcyjnej odgrywa coraz większą rolę w medycynie. Zastosowanie systemów pomiarowych, metod przetwarzających dane i nowoczesnych technik wytwarzania powoła na odtworzenie geometrii dowolnego modelu struktury anatomicznej oraz zweryfikowanie dokładności jego wykonania. Modele medyczne znacząco skracają czas operacji i ograniczają ryzyko komplikacji śródoperacyjnych. Dokładność wyko-

nanych modeli medycznych zależy od wielu czynników, w tym od wyboru systemu pomiarowego.

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że w przypadku rekonstrukcji modelu z danych pochodzących z tomografu przemysłowego największy wpływ na dokładność geometrii ma dobór progów segmentacji. Natomiast w przypadku systemu ramię–głowica laserowa największe błędy generują nadskany powstałe podczas pomiaru oraz proces dopasowania chmur punktów.

## LITERATURA

- Gibson I., Rosen D.W., Strucker B. "Additive manufacturing technologies: Rapid prototyping to direct digital manufacturing". Springer, 2010.
- Raja V., Kiran J.F. "Reverse Engineering – An Industrial Perspective". Springer Series in Advanced Manufacturing, 2010.
- Bidanda B., Bartolo P. "Virtual prototyping & bio manufacturing in medical applications". Springer, 2008.
- Gebhardt A. „Rapid prototyping”. Hanser Gardner Publications, 2003.
- Budzik G., Burek J., Dziubek T., Markowska O., Turek P., Pakla P. "Applications of rapid prototyping technology in the craniofacial surgery". *Mechanika w Medycynie*. 12 (2014): s. 16–29.
- Ciocca L. i in. "A CAD/CAM-prototyped anatomical condylar prosthesis connected to a custom-made bone plate to support a fibula free flap". *Medical & Biological Engineering & Computing*. 50, 7 (2012): s. 743–749.
- Budzik G., Burek J., Bazan A., Turek P. "Analysis of the accuracy of reconstructed two teeth models manufactured using the 3DP and FDM technologies". *Stroj Vestn: JMech E*. 62, 1 (2016): s. 11–20.
- Baronio G., Harran S., Signoroni A. "A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process". *Applied Bionics and Biomechanics*. Hindawi, 2016.
- Barbero B.R., Ureta E.S. "Comparative study of different digitization techniques and their accuracy". *Computer-Aided Design*. 43, 2 (2011): s. 188–206.
- Romans L. "Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text". Wolters Kluwer Health Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- Huotilainen E., Jaanimets R., Valášek J., Marcián P., Salmi M., Tuomi J., Mäkitie A., Wolff J. "Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process". *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 45, 5 (2014): s. e259–e265.
- Nizam A., Gopal R.N., Naing L., Hakim A.B., Samsudin A.R. "Dimensional accuracy of the skull models produced by rapid prototyping technology using stereolithography apparatus". *Arch Orolfac Sci*. 1 (2006): s. 60–66.
- Safira L.C., Bastos L.C., Estev V., de Azevedo R.A., Francischone C.E., Sarmento V.A. "Accuracy of rapid prototyping biomodels plotted by three dimensional printing technique: ex vivo study". *Advances in Computed Tomography*. 2, 2 (2013): s. 41–45.
- Yoo D.J. "Three-dimensional surface reconstruction of human bone using a B-spline based interpolation approach". *Computer-Aided Design*. 43, 8 (2011): s. 934–947.
- Budzik G., Burek J., Dziubek T., Gdula M., Płodzień M., Turek P. "The analysis of accuracy zygomatic bone model manufactured by 5-axis HSC 55 linear". *Mechanik*. 96, 2 (2015), CD.
- Hanssen J. "FORTUS 360mc/400mc ACCURACY STUDY", www.stratasy.com (dostęp: od 18.03.2013 r.).
- Ryniewicz A., Ostrowska K., Knapik R., Ryniewicz W., Krawczyk M., Śladek J., Bojko Ł. „Ocena odwzorowania wybranych parametrów geometrycznych w tomografii komputerowej z zastosowaniem wzorców”. *Przegląd Elektrotechniczny*. 91, 6 (2015): s. 88–91.
- Kowaluk T., Ratajczyk E. „Sprawdzenie dokładności przemysłowych tomografów komputerowych”. *Mechanik*. 97, 11 (2016): s. 171–178.
- Ratajczyk E., Koperska A. „Porównanie testów dokładności współrzędnościowych ramion pomiarowych”. *Mechanik*. 91, 8–9 (2010): s. 588–594.
- Ratajczyk E., Adamczyk A. „Porównanie dokładności wybranych skanerów laserowych”. *Mechanik*. 96, 12 (2015): s. 945–948.