

Automatyzacja procesu projektowania oraz wytwarzania polimerowych modeli struktur anatomicznych żuchwy w konwencji Przemysł 4.0

Paweł Turek¹⁾

DOI: dx.doi.org/10.14314/polimery.2019.79

Streszczenie: Przedstawiono przykład zastosowania konwencji Przemysł 4.0 w procesie projektowania oraz wytwarzania polimerowych modeli struktur anatomicznych żuchwy. Zautomatyzowanie procesu na bazie struktury Przemysł 4.0 ma na celu szybkie wsparcie lekarzy i dostarczenie im gotowych narzędzi usprawniających przeprowadzenie zabiegu chirurgicznego. Zintegrowanie w procesie projektowania oraz wytwarzania modeli struktur anatomicznych systemów inżynierii rekonstrukcyjnej (RE), systemów wspomaganych komputerowo (CAD) i przyrostowych metod wytwarzania (RP) pozwala nie tylko na skrócenie czasu przygotowania gotowego szablonu chirurgicznego, ale także na zwiększenie dokładności jego wykonania. Badania wykonane na bazie udostępnionych przez Kliniczny Szpital Wojewódzki Nr 1 im. F. Chopina w Rzeszowie danych pomiarowych w obrębie obszaru żuchwy 14 pacjentów potwierdziły korzyści wynikające z zastosowania koncepcji Przemysł 4.0 w procesie wykonania modeli struktur anatomicznych.

Słowa kluczowe: Przemysł 4.0, żuchwa, wytwarzanie przyrostowe, materiały polimerowe, dokładność geometryczna.

Automating the process of designing and manufacturing polymeric models of anatomical structures of mandible with Industry 4.0 convention

Abstract: An example of the application of the Industry 4.0 concept in the process of designing and producing polymeric models of mandible anatomical structures has been presented here. Automating the process of making surgical templates based on the Industry 4.0 structure is aimed at quickly providing physicians with ready-made tools to improve the performance of surgical procedures. Integrating the reconstruction engineering (RE), computer aided design (CAD) and incremental rapid prototyping methods (RP) in the process of designing and manufacturing anatomical models may not only shorten the preparation time of surgical template, but also increase the accuracy of its production. On the basis of the data provided by the F. Chopin Regional Hospital No. 1 in Rzeszow, 14 patients with mandible injuries were examined. The obtained methodology has confirmed that the application of the Industry 4.0 concept in the process of making models of anatomical structures can bring many benefits.

Keywords: Industry 4.0, mandible, additive manufacturing, polymer materials, geometrical accuracy.

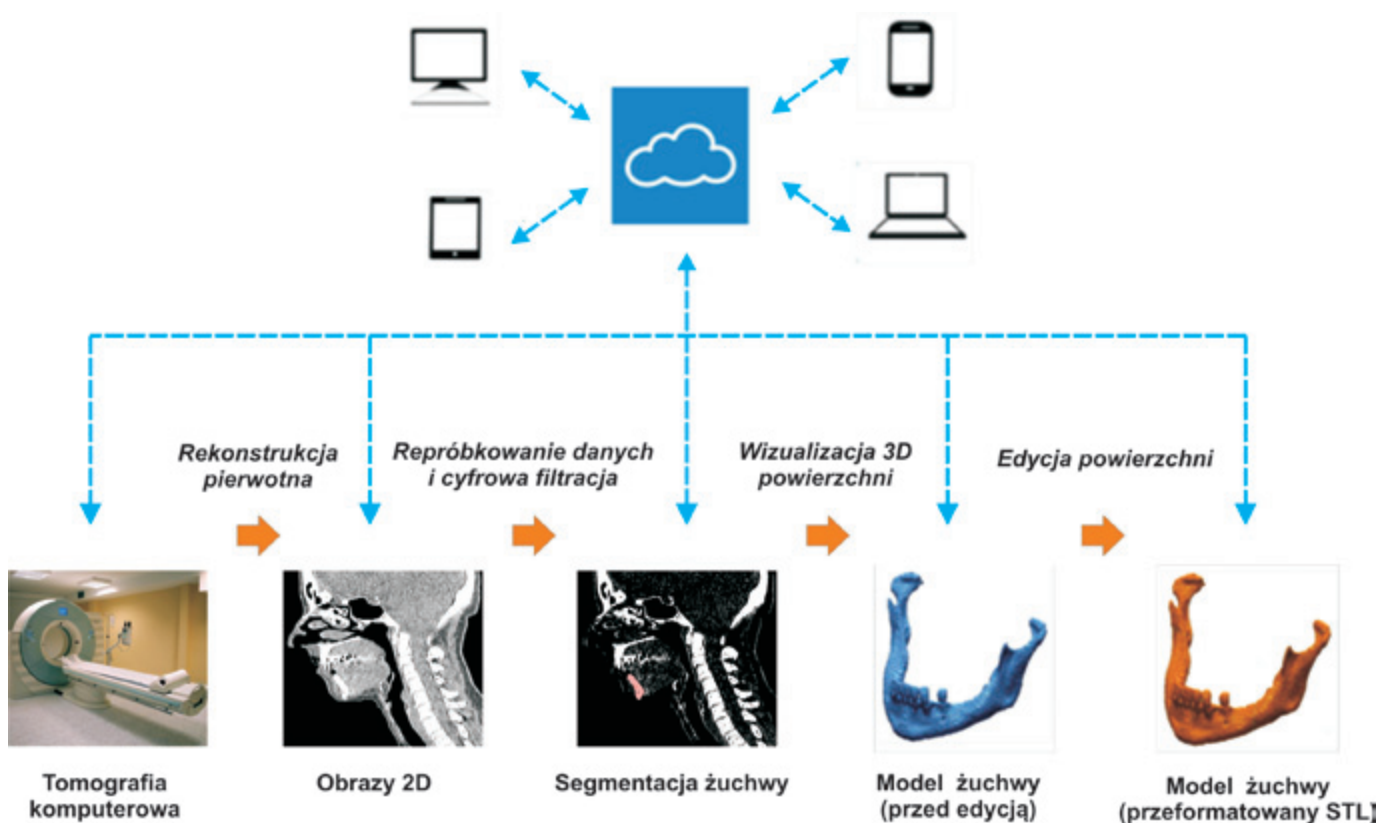
Tradycyjne modelowanie elementów i części maszyn jest realizowane za pomocą systemów wspomaganych komputerowo CAD (ang. *computer aided design*), powszechnie stosowanych obecnie w projektowaniu wyrobów przemysłowych. Pierwszy etap tego procesu zaczyna się od pomysłu konstruktora, który następnie w środowisku wirtualnym modeluje dany element [1–3]. Koncepcja projektanta urzeczywistnia się w wyniku wytworzenia modelu dostępnymi na rynku technikami.

Powszechnie stosuje się metody ubytkowe – CNC (ang. *computer numerical control*). Aby zminimalizować koszty oraz zwiększyć wydajność procesu prototypowania i testowania nowych rozwiązań, częściej wykorzystuje się przyrostowe metody wytwarzania – RP (ang. *rapid prototyping*) [4–6] oraz metody hybrydowe – RP/RT (*rapid prototyping/rapid tooling*) [1, 7, 8].

Problemem w procesie projektowania oraz wytwarzania może być brak dokumentacji technologicznej, konstrukcyjnej lub materiałowej danego produktu. Rozwiązanie tego problemu stało się możliwe w procesie inżynierii rekonstrukcyjnej RE (ang. *reverse engineering*), dzięki szybkiemu rozwojowi współrzędnościowych systemów pomiarowych, oprogramowań przetwarzania

¹⁾ Politechnika Rzeszowska im. Ignacego Łukasiewicza, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Aleja Powstańców Warszawy 8, 35-959 Rzeszów.

e-mail: pturek@prz.edu.pl



Rys. 1. Proces rekonstrukcji geometrii żuchwy w strukturze Przemysł 4.0

Fig. 1. Reconstruction process of mandible geometry with Industry 4.0 structure

jących dane oraz nowoczesnych technik wytwarzania [9, 10]. Obecnie inżynieria rekonstrukcyjna jest stosowana w wielu dziedzinach, m.in. w przemyśle lotniczym [1], architekturze [11] i bardzo często w medycynie, np. w procesie odtwarzania geometrii wewnętrznych struktur anatomicznych [12, 13] oraz wytwarzania szablonów chirurgicznych i implantów [14].

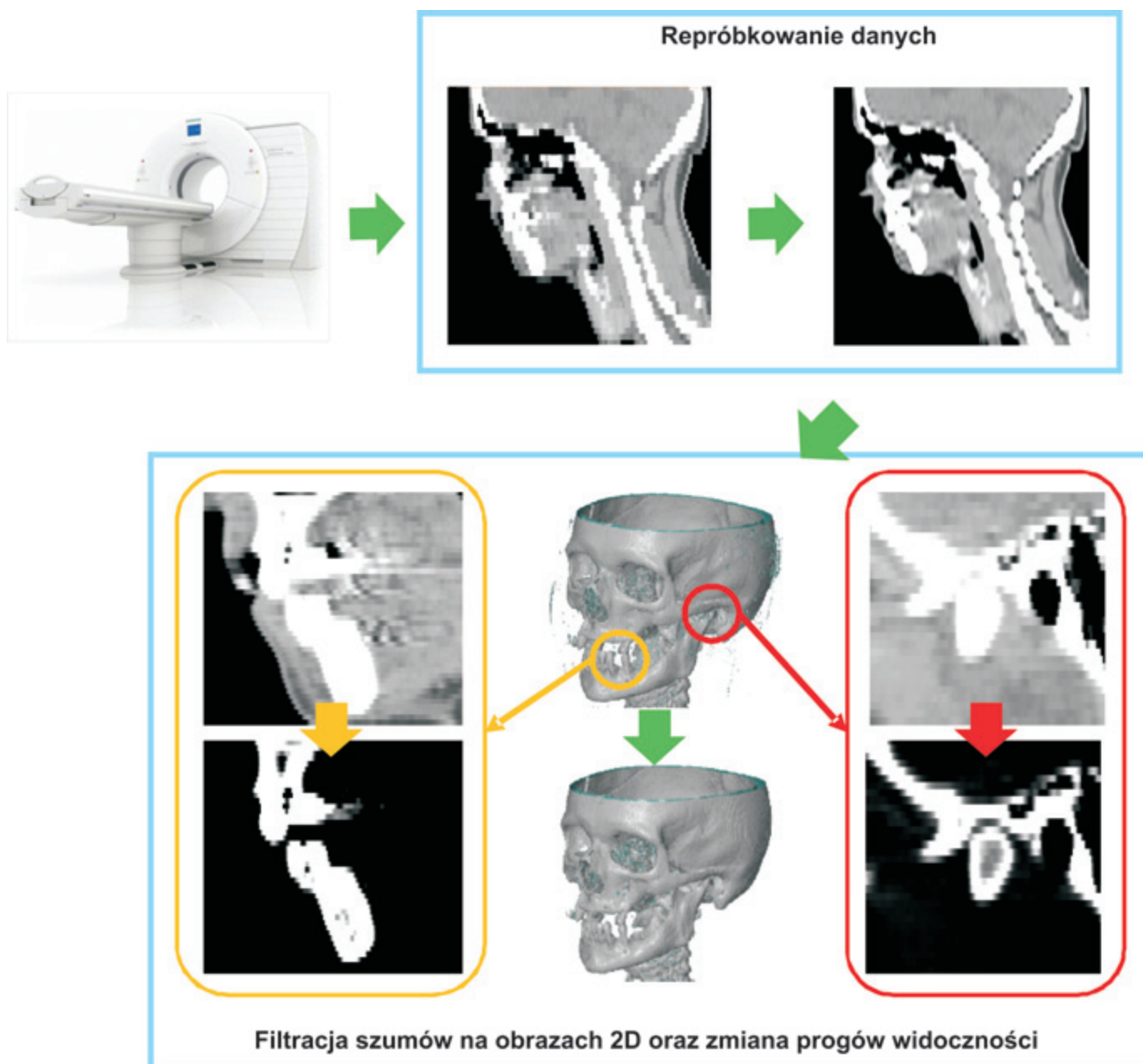
Zaprojektowanie oraz wykonanie modelu medycznego na potrzeby przeprowadzenia zabiegu chirurgicznego nie jest prostym zadaniem, szczególnie w wypadku obszaru twarzoczaszki, w której skład wchodzi tkanki kostne o bardzo złożonej geometrii. Pełne wykorzystanie dostępnych narzędzi w procesach związanych z rekonstrukcją obszarów twarzoczaszki wymaga odpowiedniej wiedzy i umiejętności z zakresu medycyny oraz nauk technicznych. W szczególności odnosi się to do żuchwy, która jest jedyną ruchomą kością tego obszaru. Widoczny obecnie gwałtowny rozwój systemów produkcyjnych opartych na strukturze Przemysł 4.0 [15] nie obejmuje jednak opracowania zautomatyzowanej ścieżki projektowania oraz wytwarzania modeli struktur anatomicznych. Ten brak może być szczególnie dotkliwy w wypadku pacjenta ze skomplikowanymi urazami, grozącymi utratą zdrowia lub życia. Zintegrowanie systemów RE/CAD/RP może nie tylko skrócić czas przygotowania gotowego szablonu chirurgicznego, ale także zwiększyć dokładność jego wykonania. Celem przedstawionej pracy było opracowanie zautomatyzowanej ścieżki projektowania procesu wytwarzania polimerowych modeli struktur anatomicznych żuchwy.

CZĘŚĆ DOŚWIADCZALNA

W procesie diagnostyki obszaru twarzoczaszki pacjentów poddanych pomiarom Kliniczny Szpital Wojewódzki Nr 1 im. F. Chopina w Rzeszowie przyjął standardowy protokół skanowania, wykonywany w trybie spiralnym z zastosowaniem wielorzędkowego tomografu komputerowego (CT) Somatom Sensation Open 40 (Siemens Medical Solutions, Niemcy). Procedurę doboru parametrów oraz metody segmentacji i rekonstrukcji geometrii żuchwy dostosowaną do protokołu pomiarowego zautomatyzowano na podstawie uśrednionych danych 14 pacjentów. Pierwszy etap przyjętej procedury polegał na pozyskaniu danych pomiarowych z tomografu oraz rekonstrukcji geometrii żuchwy w postaci modelu trójwymiarowego (rys. 1).

Pozyskane z tomografii komputerowej dane charakteryzują się niezbyt wysoką rozdzielczością zarówno przestrzenną, jak i kontrastową, co w istotnym stopniu utrudnia odtworzenie geometrii struktury anatomicznej, a w konsekwencji wydłuża czas obróbki danych. Dane DICOM (ang. *digital imaging and communications in medicine*) w tym wypadku wykazują anizotropową strukturę woksela²⁾ (voxel, *volumetric picture element*). Struktura ta wyraźnie utrudnia proces segmentacji (w szczególności w obszarze styku dwóch struktur kostnych) i ostatecznie

²⁾ Woksel – najmniejszy element przestrzeni w grafice trójwymiarowej.



Rys. 2. Proces repróbkowania i filtracji danych DICOM
 Fig. 2. Resampling and filtration process of DICOM data

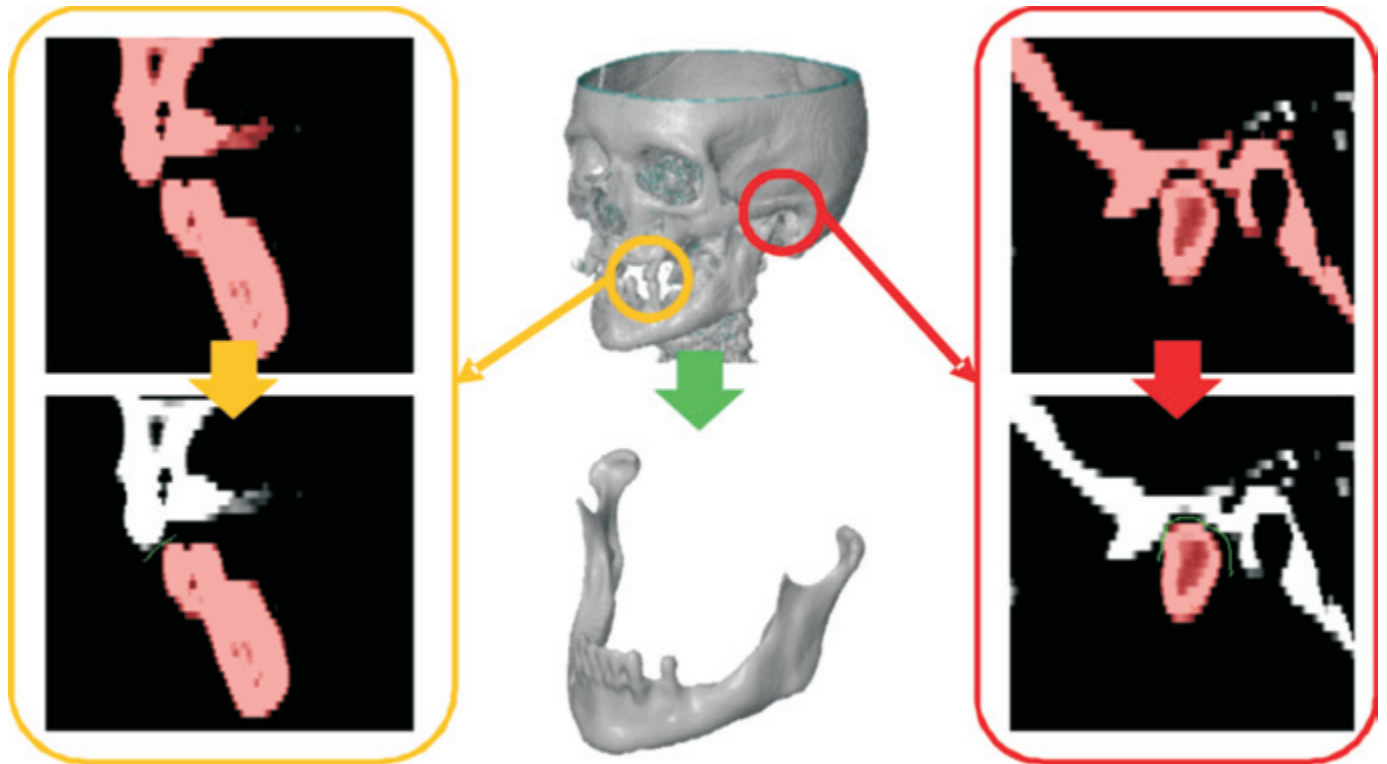
wpływa na dokładność rekonstrukcji geometrii struktury anatomicznej [13, 16, 17]. Dodatkowo uzyskane dane wolumetryczne w większości wypadków były częściowo zaszumione. W celu zminimalizowania wpływu wymienionych czynników na dokładność rekonstrukcji, na etapie obróbki cyfrowej wdrożono procedurę zwiększającą rozdzielczość kontrastową i przestrzenną danych DICOM (rys. 2).

W ramach przedstawionej procedury metodę ponownego próbkowania danych zgodnie z algorytmem Lanczosa [13] zastosowano do przeformatowania struktury woksela z wymiarów $0,4 \times 0,4 \times 1,5$ mm na wymiary $0,4 \times 0,4 \times 0,4$ mm. W wyniku zrealizowania całego procesu zwiększono rozdzielczość przestrzenną danych DICOM. Następnie przeprowadzono proces filtracji cyfrowej, dzięki której usunięto

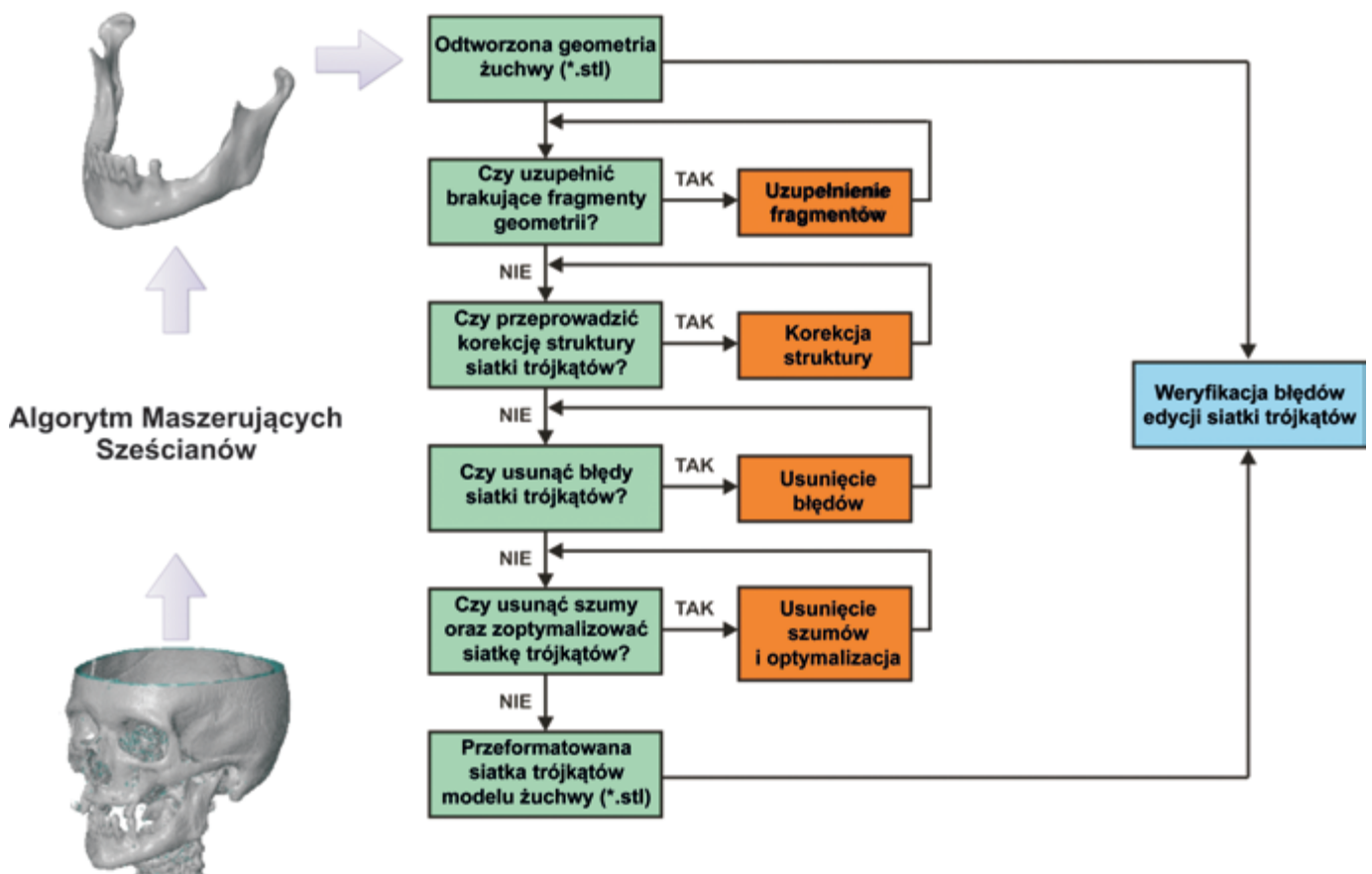
szum występujący na obrazach 2D. Procedura, w zależności od potrzeb, uwzględnia także możliwość zmiany progów widoczności wybranych pikseli.

Tak przetworzone cyfrowo dane wykorzystuje się w dwuetapowym procesie segmentacji (rys. 3). Na etapie pierwszym definiuje się próg, względem którego przeprowadza się proces wydobywania struktury kostnej żuchwy z danych DICOM. Najczęściej wymaga to zdefiniowania wyłącznie dolnego progu segmentacji. Na bazie uśrednionych wyników uzyskanych z pomiarów 14 diagnozowanych pacjentów, ustalono wartość dolnego progu segmentacji dla wdrożonej procedury na poziomie 200 HU (jednostek Hounsfielda).

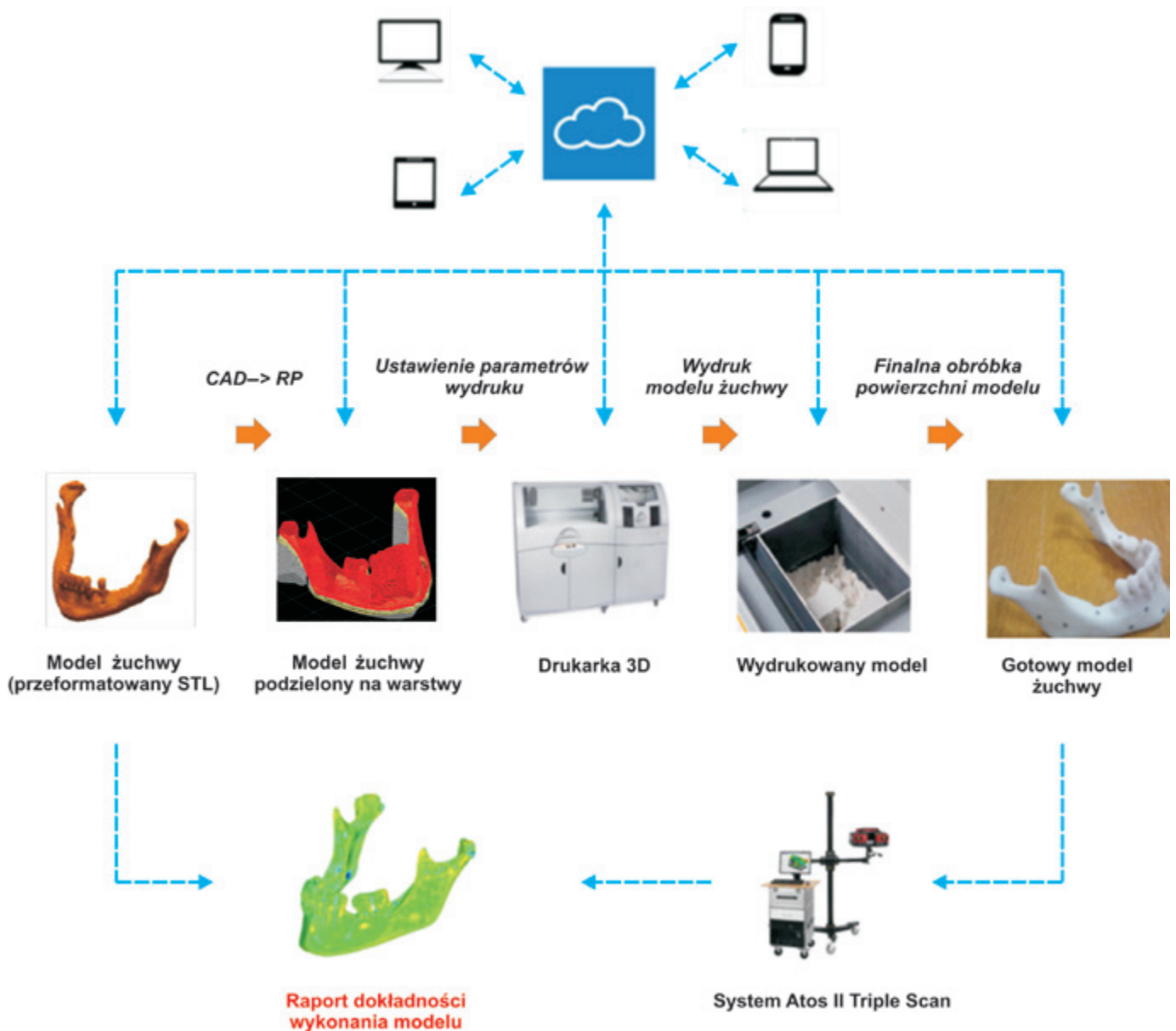
W wypadku danych diagnostycznych zawierających artefakty proces ten przewiduje zdefiniowanie także



Rys. 3. Proces segmentacji geometrii żuchwy
 Fig. 3. Segmentation process of mandible geometry



Rys. 4. Proces edycji siatki trójkątów (STL)
 Fig. 4. Edition process of triangle mesh (STL)



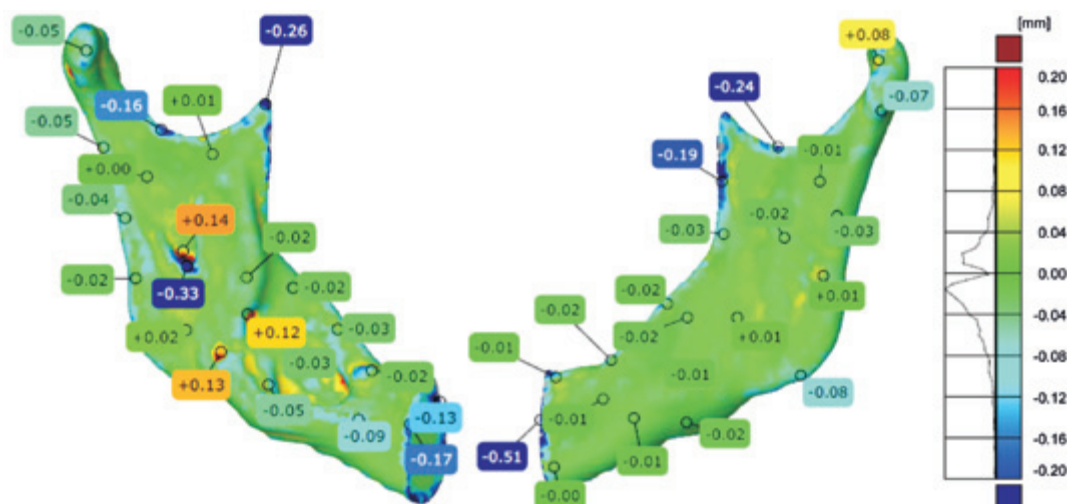
Rys. 5. Proces wydruku i oceny dokładności w strukturze Przemysł 4.0

Fig. 5. Process of 3D printing and accuracy analysis with Industry 4.0 structure

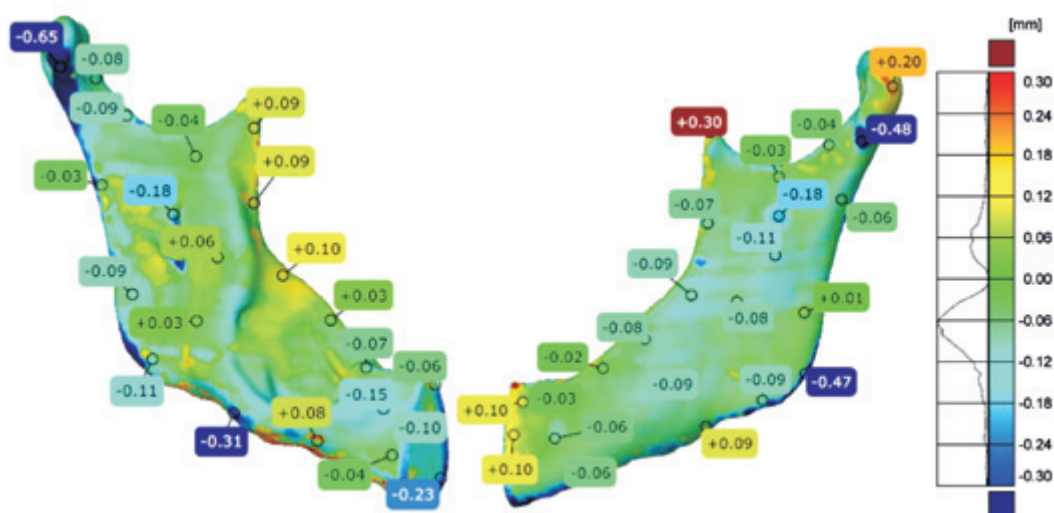
górnego progu segmentacji, pozwalającej na oddzielenie segmentowanej struktury kostnej m.in. od wszczepionego implantu. Ustalono uśrednioną wartość górnego progu segmentacji dla wdrożonej procedury na ok. 1700 HU. Po wprowadzeniu parametrów początkowych w procedurze zastosowano metodę segmentacji *region growing*. Zalicza się ją do grupy metod obszarowych, polegających na wyborze pikseli o podobnym odcieniu szarości i zakwalifikowaniu ich do jednej grupy określającej daną tkankę (obszaru jednorodności). W wypadku styku dwóch struktur kostnych definiuje się krzywą graniczną, oddzielającą jedną strukturę od drugiej. Dzięki temu proces segmentacji jest znacznie szybszy.

W celu zobrazowania modelu przestrzennego struktury anatomicznej zastosowano metodę *isosurface*, bazującą na algorytmie maszerujących sześcianów (ang. *marching cubes*) [18]. Metoda polega na podzieleniu przestrzeni na

serię sześcianów, obejmujących swym zasięgiem jeden lub kilka woksli, a następnie sprawdzeniu węzłów poszczególnych wyznaczonych sześcianów pod względem zdefiniowanej izowartości. W zależności od tego, czy wartość węzła jest większa czy mniejsza, w miejsce sześcianu są wstawiane wielokąty odpowiadające izowartości przechodzącej między tymi punktami. Ostatecznie uzyskany trójwymiarowy model reprezentujący geometrię żuchwy jest zapisywany do formatu *.stl. W wyniku eksportu danych do formatu *.stl powstaje wiele błędów w strukturze modelu. Podstawową wadą formatu *.stl jest jego duża nadmiarowość, która wynika z dublowania się wierzchołków trójkątów. Powstają także degeneracje powierzchni, które często reprezentują ubytki w siatce trójkątów. Najczęściej występują one w punktach geometrii o dużym zakrzywieniu. Ze względu na niedokładności generowania geometrii modelu trójwymiarowego z da-



Rys. 6. Raport błędów edycji siatki trójkątów
Fig. 6. Deviation report of triangle mesh edition

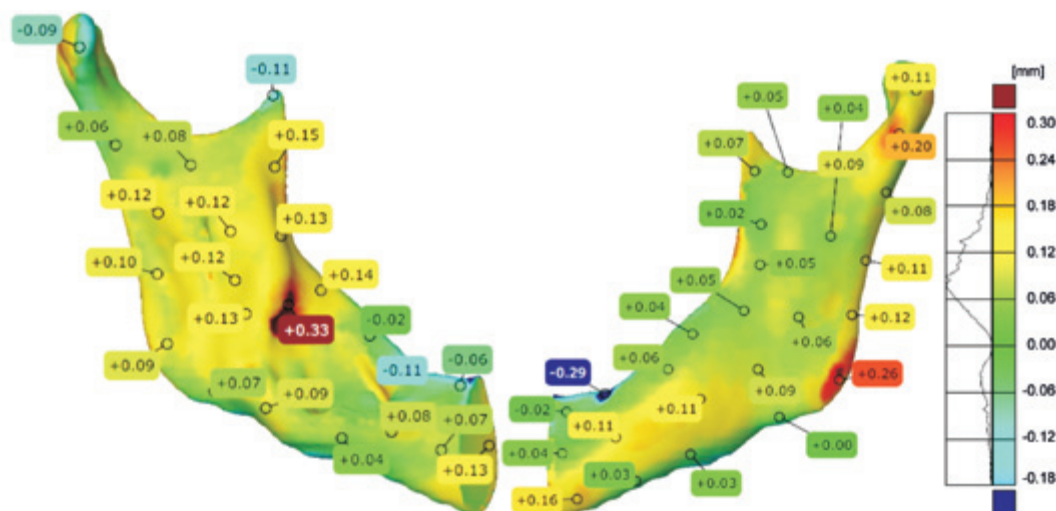


Rys. 7. Błędy wydruku modelu metodą MEM
Fig. 7. Geometrical deviations of model manufactured using MEM technology

nych DICOM na kolejnym etapie procedury opracowano metodykę poprawiającą jej jakość. W wypadku powstałych w powierzchni fasetkowej błędów mogą wystąpić trudności z wydrukiem modelu, na tym etapie jest więc niezbędne uwzględnienie przedstawionej procedury, która pozwoli na zaoszczędzenie czasu oraz pieniędzy. Na tym etapie procedury uwzględniono także weryfikację błędów edycji siatki trójkątów (rys. 4), umożliwiającą bieżącą ocenę dokładności procesu projektowania modelu.

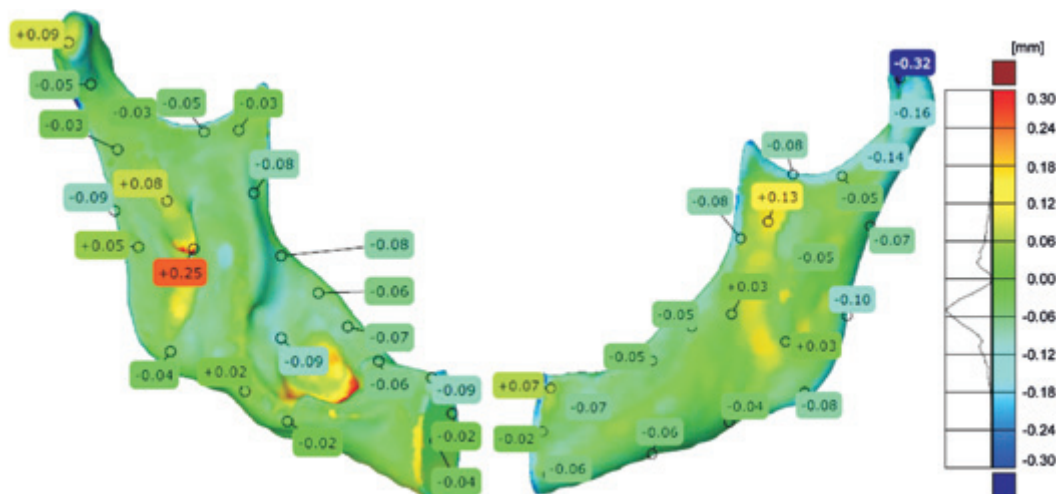
Drugi etap procedury polega na wytworzeniu techniki druku 3D modelu fizycznego oraz kontroli dokładności jego wykonania (rys. 5). Do wydruku wybrano model odcinka żuchwy zrekonstruowanego według opracowanej procedury. Zastosowano trzy technologie przyrostowego kształtowania modeli: MEM (ang. *melted and extruded modeling*), JS-PolyJet (ang. *jetting system*) oraz SLS (ang. *selective laser sintering*). W wypadku technologii MEM

wykorzystano termoplastyczny kopolimer ABSplus firmy Bibus Menos. Wydruk wykonany za pomocą drukarki Up Box polegał na warstwowym osadzaniu termoplastycznego tworzywa polimerowego i formowaniu gotowego modelu struktury anatomicznej. Wydruk modelu w technologii PolyJet, wykonany na drukarce Eden 260V, polegał na nanoszeniu cienkich warstw żywicy akrylowej typu FullCure 830 firmy Stratasys, utwardzanej na bieżąco (bezpośrednio po nałożeniu) za pomocą promieniowania ultrafioletowego (naświetlanej lampą UV). W wypadku technologii SLS zastosowano drukarkę TPM Elite 3600. Warstwy sproszkowanego materiału PA typu Precimid 1170 firmy Shuo Wei 3D printing technologii nanoszono na podstawę modelową. Pod wpływem punkowego naświetlania wiązką lasera następowało stapianie wybranych ziaren materiału zgodnie z geometrią wytwarzanego modelu, ich deformacja, a następnie łączenie się sąsiadujących ze sobą ziaren. W pro-



Rys. 8. Błędy wydruku modelu metodą PolyJet

Fig. 8. Geometrical deviations of model manufactured using PolyJet technology



Rys. 9. Błędy wydruku modelu metodą SLS

Fig. 9. Geometrical deviations of model manufactured using SLS technology

cesie wykonywania modeli stosowano najmniejszą możliwą w przedstawionych systemach grubość warstwy. W procesie weryfikacji dokładności wykonania modelu wykorzystano zautomatyzowane stanowisko pomiarowe wyposażone w skaner strukturalny światła niebieskiego Atos II Triple Scan firmy GOM oraz stół obrotowy.

Stanowisko to umożliwiało natychmiastowe generowanie raportu, stanowiącego podstawę do dopuszczenia lub odrzucenia przez personel medyczny modelu struktury anatomicznej, przeznaczonego do zastosowania w zabiegu chirurgicznym.

WYNIKI BADAŃ I ICH OMÓWIENIE

Wdrożenie procedury projektowania oraz wytwarzania medycznych modeli żuchwy pozwoliło na ocenę wpływu procesu edycji siatki trójkątów na zmianę dokładności odwzorowania powierzchni modelu (rys. 6).

Przedstawiony histogram jest bimodalny. Około 90 % punktów reprezentujących edytowaną powierzchnię charakteryzuje tolerancja $\pm 0,08$ mm. Na kolejnym etapie weryfikacji procedury porównano dokładność wykonania wybranego odcinka żuchwy technikami przyrostowymi MEM, PolyJet oraz SLS.

Rysunek 7 przedstawia bimodalny histogram odnoszący się do metody MEM. Ponad 90 % punktów mieści się w tolerancji $\pm 0,18$ mm. W rozkładzie dominują głównie odchyłki o wartości ujemnej występujące na krawędziach wydrukowanego modelu. W wypadku modelu wydrukowanego metodą przyrostową PolyJet (rys. 8), histogram również jest bimodalny, jednak dominują w nim głównie odchyłki o wartości dodatniej, większość punktów definiujących analizowaną geometrię mieści się w tolerancji $\pm 0,15$ mm.

Porównanie otrzymanych histogramów wydruków modelu anatomicznego żuchwy wskazuje na pewne po-

dobieństwo rozkładu odchyłek w wypadku technologii SLS i MEM. Histogram odnoszący się do wydruku za pomocą SLS jest bimodalny (rys. 9), większość analizowanych punktów mieści się w tolerancji $\pm 0,15$ mm, a w rozkładzie dominują odchyłki o wartości ujemnej.

PODSUMOWANIE

Opracowanie zautomatyzowanej procedury projektowania oraz wytwarzania modeli anatomicznych żuchwy w strukturze Przemysł 4.0 umożliwia m.in. sprawny przepływ danych w obrębie całego systemu. Dopracowanie parametrów rekonstrukcji, uwzględniające dane konkretnego protokołu pomiarowego stosowanego w szpitalach, może znacznie przyspieszyć proces wykonania gotowego modelu, a także obniżyć koszty jego wykonania. Wprowadzenie kontroli dokładności wykonania modelu na etapie projektowania oraz wytwarzania może znacznie usprawnić komunikację między operatorami systemu a personelem medycznym.

LITERATURA

- [1] Rokicki P., Budzik G., Kubiak K. i in.: *Aircraft Engineering and Aerospace Technology: An International Journal* **2014**, 86, 323.
<https://doi.org/10.1108/AEAT-10-2012-0192>
- [2] Tutak J.S.: *Journal of Vibroengineering* **2016**, 18, 4069.
<http://dx.doi.org/10.21595/jve.2016.16812>
- [3] Tutak J.S., Kołodziej W.: *Tehnicki Vjesnik-Technical Gazette* **2018**, 25, 451.
<http://dx.doi.org/10.17559/TV-20161122144832>
- [4] Dziubek T., Oleksy M.: *Polimery* **2017**, 62, 44.
<http://dx.doi.org/10.14314/polimery.2017.044>
- [5] Dziubek T.: *Polimery* **2018**, 63, 49.
<http://dx.doi.org/10.14314/polimery.2018.1.8>
- [6] Cader M., Oliwa R., Markowska O., Budzik G.: *Polimery* **2017**, 62, 27.
<http://dx.doi.org/10.14314/polimery.2017.027>
- [7] Rokicki P., Budzik G., Kubiak K. i in.: *Aircraft Engineering and Aerospace Technology: An International Journal* **2016**, 88, 374.
<http://dx.doi.org/10.1108/AEAT-01-2015-0018>
- [8] Habrat W., Zak M., Królczyk J.B., Turek P.: *Advances in Manufacturing* **2018**, January, 765.
http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-68619-6_74
- [9] Urbanic R.J., Elmaraghy W.H., Elmaraghy H.A.: *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* **2008**, 37, 1146.
<http://dx.doi.org/10.1007/s00170-007-1062-4>
- [10] Baggi E.: *Advances in Engineering Software* **2009**, 40, 407.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.advengsoft.2008.07.003>
- [11] Gibson I., Kvan T., Ming L.W.: *Rapid Prototyping Journal* **2002**, 8, 91.
<https://doi.org/10.1108/13552540210420961>
- [12] Budzik G., Burek J., Bazan A., Turek P.: *Strojniški Vestnik: Journal of Mechanical Engineering* **2016**, 62, 11.
<http://dx.doi.org/10.5545/sv-jme.2015.2699>
- [13] Budzik G., Turek P.: *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* **2018**, 41, 687.
<http://dx.doi.org/10.1007/s13246-018-0664-5>
- [14] Ciocca L., Mazzoni S., Fantini M. i in.: *Medical & Biological Engineering & Computing* **2012**, 50, 743.
<http://dx.doi.org/10.1007/s11517-012-0898-4>
- [15] Oleksy M., Budzik G., Stanocka-Zajdel A. i in.: *Polimery* **2018**, 63, 531.
<http://dx.doi.org/10.14314/polimery.2018.7.7>
- [16] Ford J.M., Decker S.J.: *Journal of Forensic Radiology and Imaging* **2016**, 4, 43.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jofri.2015.10.004>
- [17] Budzik G., Turek P., Traciak J.: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* **2017**, 231, 197.
<https://doi.org/10.1177/0954411916688717>
- [18] Newman T.S., Yi H.: *Computers and Graphics* **2006**, 30, 854.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.cag.2006.07.021>

Otrzymano 23 X 2018 r.