

Dr inż. Paweł Turek

Politechnika Rzeszowska

Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa

Katedra Techniki Wytwarzania i Automatykacji

Autoreferat dr inż. Paweł Turek

Spis treści

1. DANE PERSONALNE	4
2. POSIADANE DYPOMY, STOPNIE NAUKOWE – Z PODANIEM PODMIOTU NADAJĄCEGO STOPIEŃ, ROK ICH UZYSKANIA ORAZ TYTUŁ ROZPRAWY DOKTORSKIEJ	4
3. INFORMACJE O DOTYCHCZASOWYM ZATRUDNIENIU W JEDNOSTKACH NAUKOWYCH LUB ARTYSTYCZNYCH	6
4. OMÓWIENIE OSIĄGNIĘĆ, O KTÓRYCH MOWA W ART. 219 UST. 1 PKT. 2 USTAWY Z DNIA 20 LIPCA 2018 R. PRAWO O SZKOLNICTWIE WYŻSZYM I NAUCE (DZ. U. Z 2021 R. POZ. 478 Z PÓŹN. ZM.)	8
4.1. Osiągnięcie numer 1 – Monografia naukowa	8
4.2. Osiągnięcie numer 2 – Wykaz jednotematycznych publikacji	8
4.3. Omówienie celu naukowego w/w prac i osiągniętych wyników wraz z omówieniem ich ewentualnego wykorzystania	15
5. INFORMACJA O WYKAZYWANIU SIĘ ISTOTNĄ AKTYWNOŚCIĄ NAUKOWĄ REALIZOWANĄ W WIĘCEJ NIŻ JEDNEJ UCZELNI, INSTYTUCJI NAUKOWEJ LUB INSTYTUCJI KULTURY, W SZCZEGÓLNOŚCI ZAGRANICZNEJ.....	68
6. INFORMACJA O OSIĄGNIĘCIACH DYDAKTYCZNYCH, ORGANIZACYJNYCH ORAZ POPULARYZUJĄCYCH NAUKĘ I SZTUKĘ	72
6.1. Informacja o przeprowadzonych zajęciach dydaktycznych w ramach kształcenia studentów na uczelniach wyższych	72
6.2. Informacja o sprawowaniu opieki nad studentami ubiegającymi się o nadanie tytułu zawodowego inżyniera oraz magistra	75
6.3. Informacja o sprawowaniu opieki nad osobami ubiegającymi się o nadanie stopnia doktora, w szczególności o pełnieniu funkcji promotora lub promotora pomocniczego.....	82
6.4. Inne informacje dotyczące sprawowania opieki merytorycznej oraz koordynowania prac laboratoryjnych studentów/doktorantów	82
6.5. Wykaz publikacji o charakterze popularnonaukowym	84
6.6. Informacja o udziale w wydarzeniach popularyzujących naukę.....	85
6.7. Informacja o osiągnięciach w zakresie organizacji nauki, w tym zajmowane stanowiska i pełnione funkcje	85
7. INNE INFORMACJE DOTYCZĄCE KARIERY ZAWODOWEJ NIEWYMIENIONE W PKT. 1-6.....	88
7.1. Informacja o uzyskanych nagrodach, stypendiach lub wyróżnieniach wynikających z prowadzenia badań naukowych, osiągnięć w ramach organizacji nauki, współpracy ze środowiskiem społecznym i gospodarczym lub działalności dydaktycznej i popularyzującej naukę	88
7.2. Udział w kursach i szkoleniach	88

1. DANE PERSONALNE

Paweł Turek

2. POSIADANE DYPLOMY, STOPNIE NAUKOWE – Z PODANIEM PODMIOTU NADAJĄCEGO STOPIEŃ, ROK ICH UZYSKANIA ORAZ TYTUŁ ROZPRAWY DOKTORSKIEJ

- *Stopień naukowy doktora nauk technicznych*

Rok uzyskania: 2017

Dyscyplina: Budowa i Eksploatacja Maszyn

Podmiot nadający stopień/tytuł: Rada Wydziału Budowy Maszyn i Lotnictwa

Promotor: prof. dr hab. inż. Grzegorz Budzik

Promotor pomocniczy: dr hab. inż. Tomasz Dziubek

Tytuł rozprawy: Metodyka projektowania oraz wytwarzania modeli medycznych żuchwy

- *Stopień naukowy magistra inżyniera*

Rok uzyskania: 2011

Podmiot nadający stopień/tytuł: Wydziału Budowy Maszyn i Lotnictwa

Kierunek: Automatyka i Robotyka

Specjalność: Informatyka i Robotyka

Promotor: prof. dr hab. inż. Zenon Hendzel

Tytuł pracy: Zaprogramowanie stanowiska do paletyzacji z wykorzystaniem robotów KUKA

- *Stopień naukowy inżyniera*

Rok uzyskania: 2010

Podmiot nadający stopień/tytuł: Wydziału Budowy Maszyn i Lotnictwa

Kierunek: Automatyka i Robotyka

Specjalność: Informatyka i Robotyka

Promotor: prof. dr hab. inż. Andrzej Burghardt

Tytuł pracy: Kinematyka manipulatorów o sześciu stopniach swobody na przykładzie robota IRB 1600

- *Dyplom zawodowy*

Rok uzyskania: 2023

Podmiot nadający dyplom: Okręgowa Komisja Egzaminacyjna w Krakowie

Kierunek: Technik sterylizacji medycznej

3. INFORMACJE O DOTYCHCZASOWYM ZATRUDNIENIU W JEDNOSTKACH NAUKOWYCH LUB ARTYSTYCZNYCH

- *01.11.2017 r. – obecnie, adiunkt w Katedrze Technik Wytwarzania i Automatyzacji, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Politechnika Rzeszowska im. Ignacego Łukasiewicza*
- *12.07. 2017 r. – 31.10. 2017 r., asystent z tytułem doktora w Katedrze Technik Wytwarzania i Automatyzacji, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Politechnika Rzeszowska im. Ignacego Łukasiewicza*
- *30.09. 2011 r. – 11.07. 2017 r., asystent w Katedrze Technik Wytwarzania i Automatyzacji, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Politechnika Rzeszowska im. Ignacego Łukasiewicza*

4. OMÓWIENIE OSIĄGNIĘĆ, O KTÓRYCH MOWA W ART. 219 UST. 1 PKT. 2 USTAWY Z DNIA 20 LIPCA 2018 R. PRAWO O SZKOLNICTWIE WYŻSZYM I NAUCE (DZ. U. Z 2021 R. POZ. 478 Z PÓŹN. ZM.)

4.1. Osiągnięcie numer 1 - Monografia naukowa

- A0. Turek Paweł*: *Analiza dokładności geometrycznej i chropowatości powierzchni modeli wykonanych metodami przyrostowymi z materiałów polimerowych*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej, 2024.

4.2. Osiągnięcie numer 2 - Cykl powiązanych tematycznie artykułów naukowych

Tytuł osiągnięcia *Opracowanie metodyki obróbki danych numerycznych w zakresie podwyższenia dokładności wykonania prototypów metodami przyrostowymi*

- A1. Turek Paweł*: *Evaluation of surface roughness parameters of anatomical structures models of the mandible made with additive techniques from selected polymeric materials*. *Polimery* 67(4), 162-167, 2022

<https://doi.org/10.14314/polimery.2022.4.4>

Impact Factor 2022: **1,6**; Impact Factor 5-letni: **1,1**; Liczba cytowań_{WoS}: **2**; punkty MNiSW: **70**;
Udział procentowy: **100%**

Mój wkład w powstanie przedstawionej pracy, polegał na kompletnym opracowaniu publikacji. Wiązało się to z wykonaniem przeglądu literatury, dzięki której opracowałem koncepcję oraz metodykę badawczą. W kolejnym kroku byłem odpowiedzialny za przygotowanie próbek badawczych oraz wykonanie pomiarów, które związane były z oceną chropowatości powierzchni modelu części żuchwy wykonanego metodami przyrostowymi z materiału polilaktydu (PLA), poliwęglanu (PC), żywicy foto poliakrylowych i poliamidu 11 (PA11). W przedstawionej publikacji skupiłem się głównie na dobraniu parametrów pomiaru w procesie digitalizacji geometrii przy użyciu metody profilowej stykowej oraz metod obróbki uzyskanych danych cyfrowych celem uzyskania wiarygodnych wyników oceniających chropowatość powierzchni wykonanych modeli. Byłem także odpowiedzialny za opracowanie wniosków, podsumowania wraz z przygotowaniem ostatecznej wersji publikacji. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A2. Turek Paweł*: *Automating the process of designing and manufacturing polymeric models of anatomical structures of mandible with Industry 4.0 convention*. *Polimery*, 64(7-8), s. 522-529, 2019.

<https://doi.org/10.14314/polimery.2019.7.9>

Impact Factor 2019: **1,097**; Impact Factor 5-letni: **1,1**; Liczba cytowań_{WoS}: **9**; punkty MNiSW: **70**;
Udział procentowy: **100%**

Mój wkład w powstanie przedstawionej pracy, polegał na kompletnym opracowaniu publikacji. Wiązało się to z wykonaniem przeglądu literatury, dzięki któremu opracowałem koncepcję oraz metodykę badawczą. W kolejnym kroku przedstawiłem przykład zastosowania koncepcji Przemysłu 4.0 w procesie przepływu danych cyfrowych reprezentujących część struktury anatomicznej żuchwy. Zaprezentowana ścieżka obejmowała etap od przekazania danych tomograficznych, poprzez segmentację i rekonstrukcję cyfrową geometrii żuchwy, aż po proces druku 3D wraz z późniejszą weryfikacją dokładności wykonania geometrii. W artykule także zaprezentowałem sposoby na podwyższenie dokładności geometrycznej modelu na etapie obróbki cyfrowej danych. Dodatkowo zaprezentowałem sposoby na usunięcie błędów programowych formatu STL powstałych w procesie rekonstrukcji cyfrowej danych. W ostatnim etapie przeprowadzonych badań, zaprezentowałem trójwymiarowe mapy odchyłek obrazujące dokładność wykonania geometrii części żuchwy wraz ze wskazaniem maksymalnych wartości odchyłek. Jaki jedyny autor byłem odpowiedzialny za opracowanie wniosków, podsumowania wraz z przygotowaniem ostatecznej wersji publikacji. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A3.** Turek Paweł*, Budzik Grzegorz: *Development of a procedure for increasing the accuracy of the reconstruction and triangulation process of the cranial vault geometry for additive manufacturing. Facta Universitatis – Series Mechanical Engineering, 23(1), s. 95-108, 2025.*

<https://doi.org/10.22190/fume211208025t>

Impact Factor 2023: **10,1**; Impact Factor 5-letni: **5,6**; Liczba cytowań_{WoS}: **0**; punkty MNiSW: **100**;
Udział procentowy: **80%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na opracowaniu metodyki obróbki numerycznej danych DICOM podwyższającej dokładności rekonstrukcji geometrii sklepienia czaszki. Byłem także współodpowiedzialny za opracowanie wyników badań, dyskusji oraz podsumowania. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A4.** Turek Paweł*, Snela Sławomir, Budzik Grzegorz, Bazan Anna, Jabłoński Jarosław, Przeszlowski Łukasz, Wojnarowski Robert, Dziubek Tomasz, Petru Jana: *Proposes Geometric Accuracy and Surface Roughness Estimation of Anatomical Models of the Pelvic Area Manufactured Using a Material Extrusion Additive Technique. Appl. Sci. 15, 134, 2025.*

<https://doi.org/10.3390/app15010134>

Impact Factor 2023: **2,5**; Impact Factor 5-letni: **2,7**; Liczba cytowań_{WoS}: **0**; punkty MNiSW: **100**;
Udział procentowy: **12%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał głównie na opracowaniu metodyki obróbki numerycznej danych DICOM podwyższającej dokładności rekonstrukcji geometrii miednicy. Dodatkowo współtworzyłem w opracowaniu metodyki podwyższającej dokładność wykonania techniką przyrostową finalnych modeli oraz procedur pomiarowych oceniających dokładność błędów geometrycznych oraz chropowatości powierzchni. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A5. Turek Paweł***, Bazan Anna, Budzik Grzegorz, Dziubek Tomasz, Przeszłowski Łukasz: ***Evaluation of Macro-and Micro-Geometry of Models Made of Photopolymer Resins Using the PolyJet Method. Materials, 17(17), 4315, 2024***

<https://doi.org/10.3390/ma17174315>

Impact Factor 2023: **3,1**; Impact Factor 5-letni: **3,4**; Liczba cytowań_{WoS}: **1**; punkty MNiSW: **140**;
Udział procentowy: **20%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na przygotowaniu przeglądu literatury oraz opracowaniu koncepcji procedury pomiarowej wraz z obróbką danych numerycznych pod kątem oceny błędów geometrycznych oraz chropowatości powierzchni. Celem mojej pracy było także wskazanie czynników umożliwiających zminimalizowanie błędów pomiarowych powstałych na etapie digitalizacji geometrii modeli wykonanych z żywic fotoutwardzalnych. Dodatkowo w oparciu o uzyskane wyniki oceniające błędy geometryczne oraz chropowatość powierzchni, współtworzyłem w opracowaniu dyskusji wraz z podsumowaniem.

- A6. Turek Paweł***, Bazan Anna, Budzik Grzegorz, Przeszłowski Łukasz, Gapiński Bartosz: ***Surface roughness of photoacrylic resin shapes obtained using PolyJet additive technology. Polimery, 68(11-12), 2023.***

<https://doi.org/10.14314/polimery.2023.11.7>

Impact Factor 2023: **1,1**; Impact Factor 5-letni: **1,1**; Liczba cytowań_{WoS}: **0**; punkty MNiSW: **100**;
Udział procentowy: **20%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na przygotowaniu przeglądu literatury, wykonaniu pomiarów przy użyciu metody profilowej stykowej oraz przeprowadzeniu obróbki numerycznej danych celem opracowania wyników oceniających chropowatość powierzchni próbek badawczych. Dodatkowo współtworzyłem w opracowaniu dyskusji wraz z podsumowaniem. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A7.** Budzik Grzegorz*, Dziubek Tomasz, Kawalec Andrzej, **Turek Paweł**, Bazan Anna, Dębski Mariusz, Józwik Jerzy, Poliński Przemysław, Kielbicki Mateusz, Kochmański Łukasz, Oleksy Mariusz, Cebulski Józef, Paszkiewicz Andrzej, Kuric Ivan: ***Geometrical Accuracy of Threaded Elements Manufacture by 3D Printing Process. Advances in Science and Technology Research Journal, 17(1), 35-45, 2023.***

<https://doi.org/10.12913/22998624/157393>

Impact Factor 2023: **1,0**; Impact Factor 5-letni: **0,8**; Liczba cytowań_{WoS}: **4**; punkty MNiSW: **100**; Udział procentowy: **7%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na współtworzeniu metodyki badawczej. W ramach przeprowadzonych przeze mnie badań przeprowadziłem analizę wpływu doboru parametrów w procesie teselacji na dokładność odwzorowania geometrii gwintu metrycznego. Dodatkowo przeprowadziłem pomiary chropowatości powierzchni metodą profilową stykową oraz opracowałem wyniki w postaci parametrów amplitudowych wraz z wizualizacją trójwymiarową topografii powierzchni.

- A8.** Bazan Anna*, **Turek Paweł**, Przeszłowski Łukasz: ***Comparison of the contact and focus variation measurement methods in the process of surface topography evaluation of additively manufactured models with different geometry complexity. Surface Topography Metrology and Properties 10(3), 035021, 2022.***

<https://doi.org/10.1088/2051-672x/ac85cf>

Impact Factor 2022: **2,7**; Impact Factor 5-letni: **1,9**; Liczba cytowań_{WoS}: **10**; punkty MNiSW: **70**; Udział procentowy: **40%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na przygotowaniu przeglądu literatury oraz wykonaniu pomiarów przy użyciu metody profilowej stykowej celem opracowania wyników oceniających chropowatość powierzchni próbek badawczych wykonanych metodami przyrostowymi. Dodatkowo współtworzyłem w opracowaniu dyskusji wraz z podsumowaniem.

- A9.** **Turek Paweł***, Filip, Damian, Przeszłowski, Łukasz, Łazorko Artur, Budzik Grzegorz, Snela Sławomir, Oleksy Mariusz, Jabłoński Jarosław, Sęp Jarosław, Bulanda Katarzyna, Wolski Sławomir, Paszkiewicz Andrzej: ***Manufacturing Polymer Model of Anatomical Structures with Increased Accuracy Using CAX and AM Systems for Planning Orthopedic Procedures. Polymers, 14(11), 2236, 2022.***

<https://doi.org/10.3390/polym14112236>

Impact Factor 2022: **5,0**; Impact Factor 5-letni: **4,9**; Liczba cytowań_{WoS}: **8**; punkty MNiSW: **100**;
Udział procentowy: **8%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na opracowaniu metodyki obróbki numerycznej danych DICOM podwyższającej dokładności rekonstrukcji geometrii struktur anatomicznych w obrębie stawu biodrowego oraz kolanowego. Byłem także współodpowiedzialny za przygotowanie ostatecznej wersji publikacji. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A10. Turek Paweł***, Pakla Paweł, Budzik Grzegorz, Lewandowski Bogumił, Przeszlowski Łukasz, Dziubek Tomasz, Wolski Sławomir, Frańczak Jan: *Procedure Increasing the Accuracy of Modelling and the Manufacturing of Surgical Templates with the Use of 3D Printing Techniques, Applied in Planning the Procedures of Reconstruction of the Mandible. J. Clin. Med. 10, 5525, 2021.*

<https://doi.org/10.3390/jcm10235525>

Impact Factor 2021: **4,964**; Impact Factor 5-letni: **3,4**; Liczba cytowań_{WoS}: **4**; punkty MNiSW: **140**;
Udział procentowy: **30%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na opracowaniu metodyki obróbki numerycznej danych DICOM podwyższającej dokładności rekonstrukcji geometrii żuchwy. Byłem także współodpowiedzialny za opracowanie wyników badań, dyskusji oraz podsumowania. Uczestniczyłem także w opracowaniu ostatecznej wersji publikacji. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A11. Turek Paweł ***, Budzik Grzegorz: *Estimating the Accuracy of Mandible Anatomical Models Manufactured Using Material Extrusion Methods. Polymers, 13(14), 2271, 2021.*

<https://doi.org/10.3390/polym13142271>

Impact Factor 2021: **4,967**; Impact Factor 5-letni: **4,9**; Liczba cytowań_{WoS}: **16**; punkty MNiSW: **100**;
Udział procentowy: **80%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na przygotowaniu przeglądu literatury oraz wykonaniu pomiarów geometrii odcinka bocznego żuchwy wykonanego przy użyciu metod ekstruzji warstwowej materiału polimerowego. Pomiary przeprowadziłem przy użyciu metod optycznych. Celem przeprowadzonych badań była ocena wpływu doboru różnych typów optycznych metody digitalizacji na jakość opracowanego modelu numerycznego oraz wyniki oszacowujące dokładność geometryczną wykonanych modeli. Dodatkowo współtworzyłem w opracowaniu dyskusji wraz

z podsumowaniem. Byłem współodpowiedzialny także za przygotowanie ostatecznej wersji publikacji. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A12.** Pisula Jadwiga*, Budzik Grzegorz, **Turek Paweł**, Cieplak Mariusz: *An Analysis of Polymer Gear Wear in a Spur Gear Train Made Using FDM and FFF Methods Based on Tooth Surface Topography Assessment*. *Polymers*, 13(10), 1649, 2021.

<https://doi.org/10.3390/polym13101649>

Impact Factor₂₀₂₁: **4,967**; Impact Factor_{5-letni}: **4,9**; Liczba cytowań_{WoS}: **26**; punkty MNiSW: **100**;
Udział procentowy: **30%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na wykonaniu pomiarów chropowatości powierzchni metodą profilową stykową części bocznej zęba koła zębatego. Modele wykonano metodą przyrostową z materiału ABS, ULTEM 9085 oraz PEEK. Celem opracowanych wyników statystycznych oraz trójwymiarowych topografii powierzchni była ocena stopnia zużycia powierzchni bocznej zęba w procesie eksploatacji. Dodatkowo współtworzyłem w opracowaniu dyskusji wraz z podsumowaniem. Byłem również współodpowiedzialny za przygotowanie ostatecznej wersji publikacji.

- A13.** Budzik Grzegorz, **Turek Paweł***: *The impact of use different type of image interpolation methods on the accuracy of the reconstruction of skull anatomical model*. *Biomedical Engineering: Applications Basis and Communications*, 32(1), 2050008, 2020.

<https://doi.org/10.4015/s1016237220500088>

Impact Factor₂₀₂₂: **0,9**; Impact Factor_{5-letni}: **0,6**; Liczba cytowań_{WoS}: **0**; punkty MNiSW: **20**;
Udział procentowy: **50%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na opracowaniu przeglądu literatury oraz metodyki obróbki numerycznej danych DICOM celem przetestowania różnych metod interpolacji pod kątem podwyższenia dokładności rekonstrukcji geometrii czaszki. Byłem także współodpowiedzialny za opracowanie wyników badań, dyskusji oraz podsumowania. Współtworzyłem także odpowiedzialny za opracowanie ostatecznej wersji publikacji. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A14.** **Turek Paweł***, Budzik Grzegorz, Sęp Jarosław, Oleksy Mariusz, Józwick Jerzy, Przesłowski Łukasz, Paskiewicz Andrzej, Kochmański Łukasz, Żelechowski Damian: *An Analysis of the Casting Polymer Mold Wear Manufactured Using PolyJet Method Based on the Measurement of the Surface Topography*. *Polymers*, 12(12), 3029, 2020.

<https://doi.org/10.3390/polym12123029>

Impact Factor₂₀₂₀: **4,329**; Impact Factor_{5-letni}: **4,9**; Liczba cytowań_{WoS}: **27**; punkty MNiSW: **100**;
Udział procentowy: **30%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na opracowaniu przeglądu literatury oraz wykonaniu pomiarów metodą profilową stykową powierzchni formy wykonanej metodą przyrostową PolyJet. Celem opracowanych wyników statystycznych oraz zobrazowania trójwymiarowych topografii powierzchni była ocena stopnia zużycia powierzchni formy w procesie eksploatacji. Dodatkowo współtworzyłem w opracowaniu dyskusji wraz z podsumowaniem. Byłem również współodpowiedzialny za przygotowanie ostatecznej wersji publikacji. Jako autor korespondencyjny przez cały czas byłem w kontakcie z czasopismem.

- A15. Turek Paweł***, Budzik Grzegorz, Przeszlowski Łukasz: *Assessing the Radiological Density and Accuracy of Mandible Polymer Anatomical Structures Manufactured Using 3D Printing Technologies*. *Polymers*, 12(11), 2444, 2020.

<https://doi.org/10.3390/polym12112444>

Impact Factor₂₀₂₀: **4,329**; Impact Factor_{5-letni}: **4,9**; Liczba cytowań_{WoS}: **13**; punkty MNiSW: **100**;
Udział procentowy: **60%**

Mój udział w powstaniu artykułu polegał na przygotowaniu przeglądu literatury oraz wykonaniu proces rekonstrukcji geometrii żuchwy z danych pochodzących z tomografu wielorzędowego oraz mikrotomografu przemysłowego. Opracowałem także proces obróbki numerycznej danych pochodzących z mikrotomografu przemysłowego celem rekonstrukcji geometrii modeli żuchwy wykonanych metodami ekstruzji warstwowej materiału polimerowego, fotopolimeryzacji objętościowej, selektywnego spajania sproszkowanego materiału oraz warstwowego nadruk płynnego materiału. Byłem również odpowiedzialny za opracowanie wyników statystycznych obejmujących ocenę dokładności geometrycznej oraz gęstości radiologicznej. Dodatkowo współtworzyłem opracowanie dyskusji wraz z podsumowaniem. Byłem współodpowiedzialny za przygotowanie ostatecznej wersji publikacji.

4.3. Omówienie celu oraz osiągnięć naukowych wraz z ich wykorzystaniem

Przyrostowe techniki wytwarzania (ang. *Additive Manufacturing* – AM) należą obecnie do najszybciej rozwijających się technologii stosowanych do wykonania nawet najbardziej złożonych geometrycznie modeli [1, 2]. W przypadku metod przyrostowych przed wykonaniem rzeczywistego obiektu, cyfrowy model zostaje podzielony na warstwy [3]. Grubość pojedynczej warstwy w dużej mierze jest uzależniona od zastosowanej przyrostowej metody wytwarzania. Proces wydruku modelu polega na nakładaniu materiału warstwowo, aż do uzyskania kompletnego modelu [1]. Najczęściej w procesie projektowania modeli pod kątem wytwarzania przyrostowego korzysta się m.in. z norm ISO 1101 [4], ISO 286-2 [5], ISO 22081 [6] oraz ASME Y14.5 [7]. W przypadku chropowatości powierzchni w celu poprawnego opisanego projektowanego obiektu stosuje się obecnie najczęściej normę ISO 21920 [8-10]. Jednak przedstawione normy odnoszą się głównie do dokładności uzyskanej przy użyciu tradycyjnych (np. ubytkowych) metod wykonania gotowego produktu. Nadal brakuje opracowania szczegółowych standardów dotyczących metod przyrostowych. Opracowanie takich założeń jest niezwykle istotne, gdyż może to pozytywnie wpłynąć na:

- kontrolę procesu produkcyjnego poprzez m.in. dobranie optymalnych parametrów druku 3D celem uzyskania oczekiwanych założeń związanych ze strukturą geometrycznej powierzchni co pozwoli na uniknięcie generowania dużej ilości odpadu próbek, które nie spełniają założeń konstruktorskich;
- poprawę efektywności energetycznej oraz zoptymalizowanie czasu wydruku, co może wiązać się ze zmniejszeniem kosztów wykonania modelu.

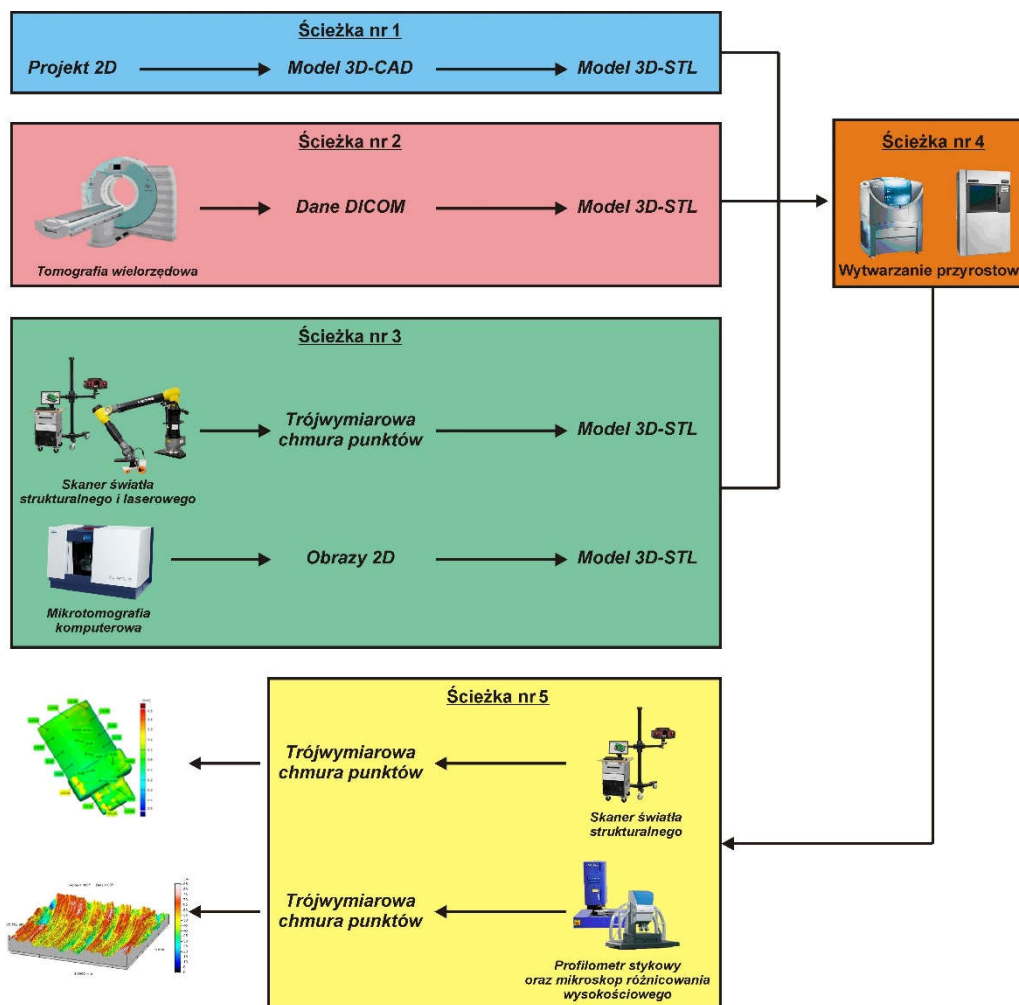
Przy użyciu technik przyrostowych coraz częściej wykonywane są funkcjonalne modele [11-13], dlatego niezbędne jest opracowanie wytycznych pozwalających na opisanie procedur obróbki danych umożliwiających podwyższenie dokładności na etapie projektowania oraz wykonania modelu. Brak opracowania wytycznych znacznie utrudnia komercjalizację gotowych produktów wykonanych metodami przyrostowymi np. dla przemysłu lotniczego, samochodowego lub medycznego. Podjęty aspekt badawczy w przedstawionej monografii oraz cyklu publikacji jest zatem niezwykle istotny gdyż uzyskane podczas wytwarzania parametry struktury geometrycznej powierzchni, wpływają bezpośrednio na szczelność, pasowanie, zużycie lub odkształcenie modelu [14-16]. Tym samym na bazie uzyskanych wyników możliwe będzie w przyszłości zoptymalizowanie procesu projektowania oraz wytwarzania przyrostowego modelu pod kątem oczekiwanych parametrów struktury geometrycznej powierzchni. Co więcej, wiedza na temat błędów powstałych podczas konwersji danych może pozwolić także na usprawnienie procesu kontroli jakości w celu uzyskania wiarygodnych wyników pomiarowych.

W ramach przedstawionych dwóch osiągnięć naukowych (rys.1.) skupiono się więc na badaniach podwyższających dokładność w ścieżce:

- tradycyjnego projektowania w procesie transformacji danych z formatu CAD (ang. *Computer Aided Design*) do STL (ang. *Stereolithography file*) na przykładzie opracowanego własnego modelu

badawczego [A0], dodatkowo w celu przetestowania wyników uzyskanych na modelu badawczym zweryfikowano je także na modelu formy odlewniczej [A14], gwintu metrycznego [A7] oraz koła zębatego [A12] (**ścieżka nr 1**);

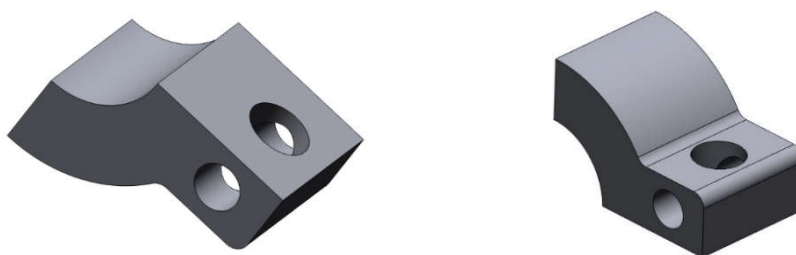
- inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie transformacji danych z formatu DICOM (ang. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) do modelu 3D-STL [A2, A3, A13] na potrzeby planowania zabiegów w obrębie obszaru twarzoczaszki [A10], stawu kolanowego oraz biodrowego [A9] (**ścieżka nr 2**);
- inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie opracowania modeli 3D-STL łopatki turbiny lotniczej [A0], sprzęgła [A0] oraz modelu anatomicznego fragmentu żuchwy [A0] na podstawie danych pomiarowych uzyskanych ze skanera światła strukturalnego, laserowego oraz mikrotomografu przemysłowego (**ścieżka nr 3**);
- wytwarzania przyrostowego modeli z materiałów polimerowych [A0-A2, A4-A13, A14, A15] (**ścieżka nr 4**);
- kontroli dokładności geometrycznej [A0, A4, A5, A11, A15] oraz chropowatości powierzchni [A0, A1, A4, A6, A8] modeli wykonanych z materiałów polimerowych (**ścieżka nr 5**).



Rys. 1. Schemat przedstawiający zakres przeprowadzonych badań

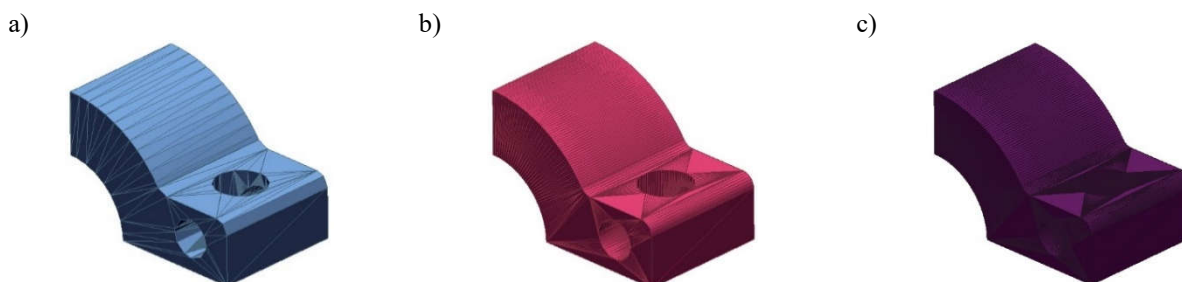
Ścieżka nr 1 – Transformacja danych z formatu CAD do STL

W celu wykonania modelu przy użyciu metody przyrostowej niezbędne jest w przypadku tradycyjnej ścieżki projektowania przeprowadzenie konwersji modelu z formatu CAD do formatu STL [1]. Format STL wykorzystuje przybliżenie wymiarów oraz kształtu geometrii modelu 3D-CAD za pomocą triangulowanych powierzchni [17]. Powstałe różnice w dokładności odwzorowania są opisywane za pomocą odchyłki kątowej oraz cięciwy [18]. Dodatkowo przygotowany model może zawierać w swej strukturze błędy programowe związane m.in. z odwróconymi wektorami normalnymi, zduplikowanymi trójkątami czy wygenerowanymi niewłaściwymi krawędziami. Dlatego niezbędne jest zwrócenie uwagi na ten aspekt badawczy, gdyż opracowanie skonkretyzowanych wytycznych na etapie obróbki cyfrowej danych, może nie tylko usprawnić proces przepływu danych, ale także może wpłynąć na podwyższenie dokładności opracowania modelu numerycznego i tym samym gotowego modelu fizycznego. W tym celu opracowano w monografii [A0] model badaczy (rys. 2.), na którym przeprowadzano proces konwersji danych z modelu 3D-CAD do 3D-STL. Analizę dokładności procesu teselacji przeprowadzono w programach 3D-CAD (NX-Siemens, Catia V5, Geomagic X Design oraz Autodesk Inventor), które najczęściej są stosowane w procesie projektowania elementów dla przemysłu samochodowego oraz lotniczego.



Rys. 2. Opracowany model badaczy [A0]

W przypadku oprogramowania NX-Siemens na dokładność odwzorowania generowanego modelu w formacie STL wpływają parametry związane z tolerancją kątową oraz cięciwy. W celu określenia wartości ustawień generowania pliku STL w programie NX-Siemens pod kątem druku 3D, oceniono m.in. wpływ zmiany odchyłki cięciwy przy stałej wartości odchyłki kątowej. Przykładowe wizualizacje modeli po przeprowadzonym procesie teselacji zaprezentowano na rys. 3.

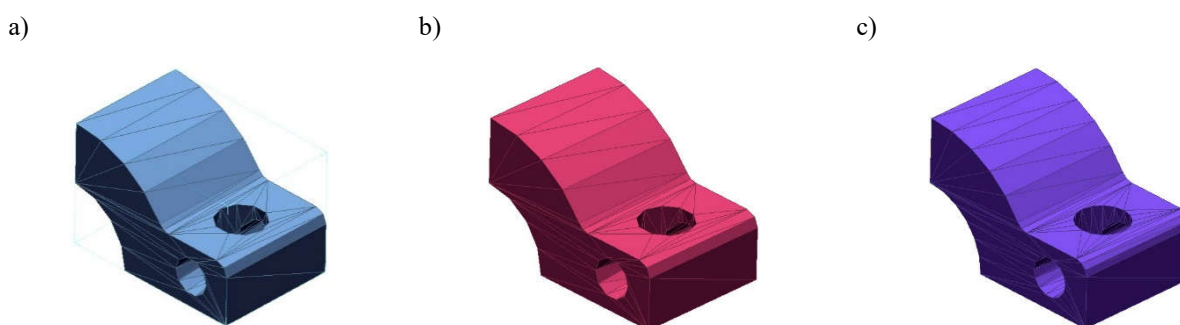


Rys. 3. Przykładowe wizualizacje modeli 3D-STL w programie NX Siemens przy stałej odchyłce kątowej równej 1° oraz o zmiennej odchyłce cięciwy równej: a) 0,5 mm, b) 0,1 mm, c) 0,05 mm [A0]

Na bazie przeprowadzonych w szerszym aspekcie badań w monografii [A0] ustalono wytyczne dotyczące procesu teselacji. W celu uzyskania równowagi pomiędzy dokładnością generowania modelu 3D-STL a możliwościami obecnie produkowanych drukarek 3D w oprogramowaniu NX Siemens najlepiej:

- wybrać format binary zapisu pliku STL (format ASCII (ang. *American Standard Code for Information Interchange*) generuje większy rozmiar pliku);
- ustawić odchyłkę cięciwy na wartość poniżej 0,01 mm;
- ustawić odchyłkę kątową na wartość mniejszą niż 10°.

W przypadku oprogramowania Catia V5 najczęściej w procesie transformacji danych z formatu CAD do STL korzysta się z funkcji *Tessellation* zawartej w module *STL Rapid Prototyping*. Pozwala ona na ingerencję w jakość generowania powierzchni fasetkowej na podstawie dwóch parametrów *sag* i *step*. Parametr *sag* określa dopuszczalne odchylenie wygenerowanej ściany modelu 3D-STL od geometrii modelu 3D-CAD, natomiast parametr *step* wpływa bezpośrednio na długość boku trójkąta. Przykładowe wizualizacje modeli po przeprowadzonym procesie teselacji zaprezentowano na rys. 4.



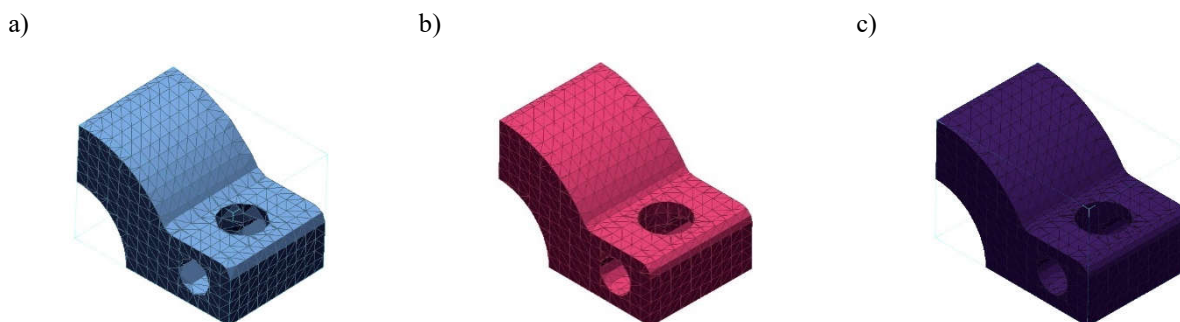
Rys. 4. Wizualizacja modeli 3D-STL w programie Catia V5 przy stałym parametrze *step* równym 1,5 mm oraz o zmiennym parametrze *sag*: a) 0,5 mm, b) 0,1 mm, c) 0,05 mm [A0]

Na bazie przeprowadzonych w szerszym aspekcie badań w monografii [A0] ustalono wytyczne dotyczące procesu teselacji. W celu uzyskania równowagi pomiędzy dokładnością generowania modelu 3D-STL, a możliwościami obecnie produkowanych drukarek 3D w oprogramowaniu Catia V5 najlepiej:

- ustawić odchyłkę cięciwy na wartość poniżej 0,01 mm;
- ustawić maksymalną długość krawędzi boku trójkąta na wartość mniejszą niż 0,1 mm.

Biorąc pod uwagę oprogramowanie Geomagic X Design, można zapisać pliki 3D-CAD do formatu STL za pomocą wyboru zakładki *Wielokąty* oraz korzystając z opcji *Konwertuj do Mesh'a*. W oknie parametrów eksportu jest możliwość zmiany odchyłki cięciwy oraz długości boku trójkąta przed ostatecznym zapisem modelu. Dodatkowo oprogramowanie Geomagic X Design umożliwia zapis modelu 3D-STL w dwóch typach

danych: binary oraz ascii. Przykładowe wizualizacje modeli po przeprowadzonym procesie teselacji zaprezentowano na rys. 5.

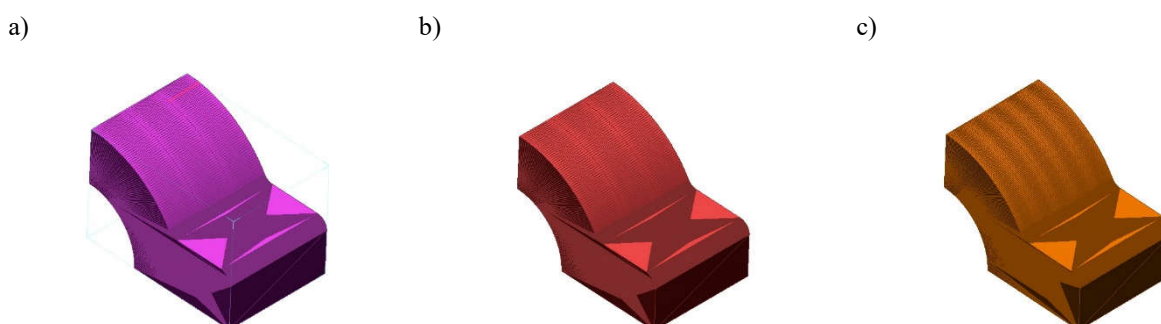


Rys. 5. Wizualizacja modeli 3D-STL w programie Geomagic przy stałej maksymalnej długości krawędzi trójkąta równej 1,5 mm oraz o zmiennej wartości odchyłki cięciwy równej: a) 0,5 mm, b) 0,1 mm, c) 0,05 mm [A0]

Na bazie przeprowadzonych w szerszym aspekcie badań w monografii [A0], ustalono wytyczne dotyczące procesu teselacji. W celu uzyskania równowagi pomiędzy dokładnością generowania modelu 3D-STL a możliwościami obecnie produkowanych drukarek 3D w oprogramowaniu Geomagic X Design najlepiej:

- wybrać format binary zapisu pliku STL (format ASCII generuje większy rozmiar pliku);
- ustawić odchyłkę cięciwy na wartość poniżej 0,01 mm;
- ustawić maksymalną długość krawędzi boku trójkąta na wartość mniejszą niż 0,1 mm.

W przypadku oprogramowania Autodesk Inventor główne parametry związane z określeniem dokładności wygenerowania modelu w formacie STL dotyczą odchyłki cięciwy, odchyłki kątowej oraz maksymalnej długości boku trójkąta. Dodatkowo jest możliwy dostęp do współczynnika kontrolującego wysokość oraz szerokość generowanych trójkątów. Przykładowe wizualizacje modeli po przeprowadzonym procesie teselacji zaprezentowano na rys. 6.



Rys. 6. Wizualizacja modeli 3D-STL w programie Autodesk Inventor przy stałej odchyłce kątowej równej 1° oraz o zmiennej wartości odchyłki cięciwy równej: a) 0,5 mm, b) 0,01 mm, c) 0,001 mm [A0]

Na bazie przeprowadzonych w szerszym aspekcie badań w monografii [A0] ustalono wytyczne dotyczące procesu teselacji. W celu uzyskania równowagi pomiędzy dokładnością generowania modelu 3D-STL a możliwościami obecnie produkowanych drukarek 3D w oprogramowaniu Autodesk Inventor najlepiej:

- wybrać format binarny zapisu pliku STL (format ASCII generuje większy rozmiar pliku);
- ustawić odchyłkę cięciwy na wartość poniżej 0,01 mm;
- ustawić odchyłkę kątową na wartość mniejszej niż 10°;
- ustawić maksymalną długość boku trójkąta na 100%.

W celu przetestowania uzyskanych wyników na opracowanym własnym modelu badawczym zweryfikowano je na modelu formy odlewniczej, gwintu metrycznego oraz koła zębatego.

W procesie projektowania form niezwykle istotne jest opracowanie dobrej jakościowo powierzchni gniazda, która pozwoli na opracowanie powierzchni odlewu nie zawierającego warstwowej struktury charakterystycznej dla metod przyrostowych. W przypadku przyrostowych metod jest to zadanie trudne, gdyż wiąże się to z opracowaniem wysokiej dokładności modelu 3D-STL oraz zastosowaniem metody druku 3D o wysokiej rozdzielczości wzdłuż osi Z. W przypadku formy odlewniczej model został zaprojektowany w programie Catia V5 przy użyciu tradycyjnych metod modelowania bryłowego (rys. 7.). Celem przedstawionego procesu badawczego w publikacji [A14] było uzyskanie woskowych modeli odlewniczych łopatk wirnika na bazie formy wykonanej techniką druku 3D. Przetestowano również formę pod kątem jej zużycia do wytwarzania krótkich serii woskowych modeli odlewniczych w liczbie od kilkudziesięciu do kilkuset. Do przedstawionych wyników w publikacji [A14], odnosili się także inni autorzy [19, 20].

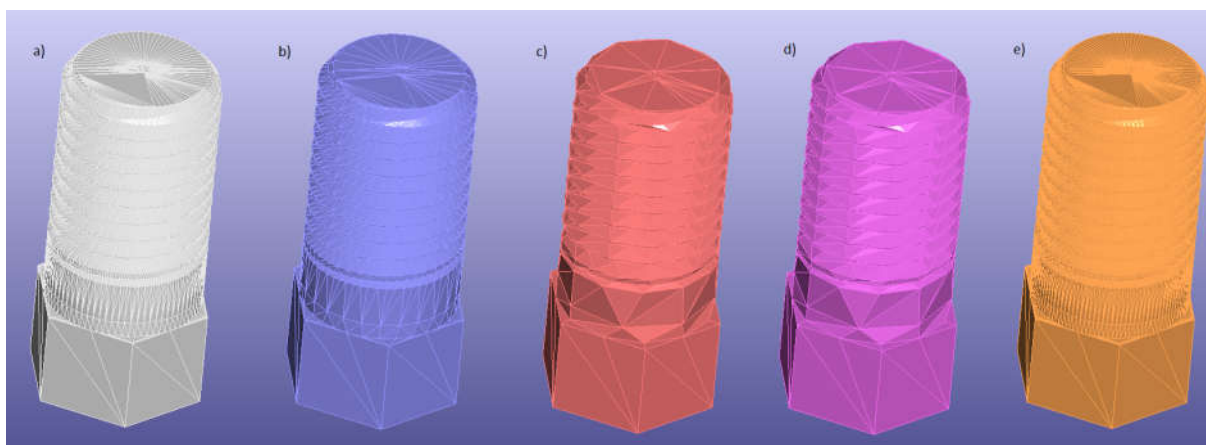


Rys. 7. Widok zaprojektowanych modeli CAD [A14]

W celu wygenerowania modelu 3D-STL w oprogramowaniu Catia V5 zastosowano funkcję *Tessellation* znajdującą się w module *STL Rapid Prototyping*. Biorąc pod uwagę przeprowadzone analizy [A14] na zaprojektowanej formie, w celu uzyskania równowagi pomiędzy dokładnością generowania modelu 3D-STL a możliwościami wytwarzania zastawianej w procesie badawczym drukarki Objet350 Connex 3, najlepiej w oprogramowaniu Catia V5:

- ustawić odchyłkę cięciwy na wartość poniżej 0,002 mm;
- ustawić maksymalną długość krawędzi boku trójkąta na wartość mniejszą niż 0,002 mm.

W przypadku przygotowania danych pod kątem wytwarzania metodami przyrostowymi modeli gwintu, jako model badawczy zaprojektowano parę M24 śruba–nakrętka [A7]. Wykonanie połączeń rozłącznych w procesie druku 3D jest zagadnieniem złożonym i niemożliwym do bezpośredniego zaimplementowania na podstawie wytycznych podawanych dla standardowych procedur wytwarzania gwintów [21-23]. W powiązaniu ze specyfiką technik przyrostowych, stosowanych materiałów oraz parametrów procesu wytwarzania, relacja ta przekłada się na przygotowanie odpowiedniej geometrii modeli wyjściowych. Niezbędne jest w tym przypadku takie przygotowanie modeli numerycznych, które zapewni właściwą geometrię wyrobów finalnych, a tym samym poprawną pracę połączenia śrubowego. Proces modelowania, zarówno dla śruby, jak i dla nakrętki, został przeprowadzony z zastosowaniem modelowania bryłowego bazującego na wykonaniu zarysu gwintu poprzez przeciągnięcie profilu po linii śrubowej. Została przy tym uwzględniona taka jej geometria, która zapewnia wyjście profilu tnącego z materiału przy końcu gwintu. Opracowane modele zostały poddane procesowi parametryzacji [18], którego głównym celem było zapewnienie szybkiej i efektywnej możliwości zmian geometrii modeli numerycznych. Proces teselacji przeprowadzono w oprogramowaniu Catia V5. Przetestowano w nim różne warianty generowania modelu 3D-STL w wyniku zmiany wartości parametru *sag* określającego odchyłkę cięciwy. Na rysunku 8. zaprezentowano wynik wpływu zmiany eksportu danych na przykładzie gwintu zewnętrznego.



Rys. 8. Wizualizacja modeli 3D-STL przy wartości parametru *sag*: a) 0,01mm, b) 0,1mm, c) 1mm, d) 2mm, e) 0,005mm [A7]

W przypadku wydruku modeli gwintu zewnętrznego oraz wewnętrznego w procesie warstwowego nadruku płynnego materiału (ang. *Material Jetting*) na drukarce Objet Eden 260 z materiału RGD 720 zastosowano takie same parametry teselacji jak dla modelu formy wykonanej na drukarce Objet350 Connex 3. Grubość warstwy w procesie wydruku wyniosła 0,016 mm. W przypadku modeli wykonanych w procesie ekstruzji warstwowej materiału polimerowego (ang. *Material Extrusion*), przy użyciu technologii FDM (ang. *Fused Deposition Modelling*) oraz FFF (ang. *Fused Filament Fabrication*), parametry teselacji uległy zmianie. Wynikało to z zastosowanej grubości warstwy wydruku. W przypadku drukarki Stratasys F170 oraz Prusa MK3s zastosowano odpowiednio grubość warstwy wynoszącą 0,177 mm oraz 0,150 mm. Biorąc pod

uwagę przeprowadzone analizy [A7], można stwierdzić, że aby uzyskać równowagę pomiędzy dokładnością generowania modelu 3D-STL a możliwościami zastosowanych drukarek 3D Stratasys F170 oraz Prusa MK3s, najlepiej w oprogramowaniu Catia V5:

- ustawić odchyłkę cięciwy na wartość poniżej 0,01 mm;
- ustawić maksymalną długość krawędzi boku trójkąta na wartość mniejszą niż 0,01 mm.

Przez wzgląd na złożoność problematyki badawczej, przeprowadzono analizy wspólnie z pracownikami Uniwersytetu w Żylinie. Współpraca w procesie badawczym dotyczyła nie tylko oceny dokładności wykonania gwintu zewnętrznego oraz wewnętrznego, ale także przetestowania jakości połączeń oraz przeprowadzenia analiz wytrzymałościowych na skręcanie [24]. Uzyskane wyniki oceniające dokładność, stanowiły także pomoc w opracowaniu wraz z firmą RC-Tech patentu: *Sposób wytwarzania korpusów zaworów* [P3]. Stanowiły one także punkt wyjścia dla innych autorów publikacji [25, 26].

Do opracowania modeli 3D-CAD koła zębatego posłużono się modelem matematycznym uzębienia otrzymywanego w procesie obróbki obwiedniowej narzędziem typu zębatkowego o profilu A definiowanym według normy ISO 53:1998 [27]. Otrzymano w ten sposób zarysy wrębu dla obu kół z założoną wysoką dokładnością. Na ich podstawie wykonano model koła 3D-CAD, który następnie przekształcono do modelu 3D-STL w oprogramowaniu Autodesk Inventor (rys. 9.) [A12]. W procesie wykonania modelu zastosowano technologie FDM oraz FFF. Wydruk modeli przeprowadzono na drukarce Stratasys F170, Fortus 450mc oraz 3DGence Industry F340. W przypadku dwóch pierwszych drukarek grubość warstwy wyniosła 0,254 mm, a ostatniej – 0,15 mm. W celu osiągnięcia równowagi pomiędzy dokładnością generowania modelu 3D-STL a możliwościami drukarek 3D w programie Autodesk Inventor ustalono następujące parametry eksportu:

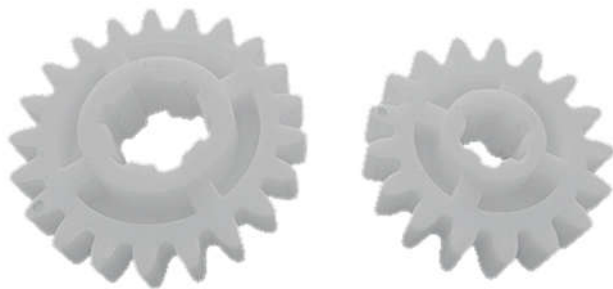
Dla modelu wykonanego na drukarkach Stratasys F170 oraz Fortus 450mc należało:

- wybrać format binary zapisu pliku STL (format ASCII generuje większy rozmiar pliku);
- ustawić odchyłkę cięciwy na wartość poniżej 0,02 mm;
- ustawić odchyłkę kątową na wartość poniżej 5°;
- ustawić maksymalną długość boku trójkąta na 100%.

Dla modelu wykonanego na drukarce 3DGence Industry F340 należało:

- wybrać format binary zapisu pliku STL (format ASCII generuje większy rozmiar pliku);
- ustawić odchyłkę cięciwy na wartość poniżej 0,01 mm;
- ustawić odchyłkę kątową na wartość poniżej 5°;
- ustawić maksymalną długość boku trójkąta na 100%.

Celem przeprowadzenia badań na modelach kół zębatach było ich przetestowanie pod kątem badań wytrzymałościowych oraz oceny stopnia zużycia powierzchni bocznej zęba [A12]. Przeprowadzenie wymienionych badań wynikało także z potrzeby przetestowania metod przyrostowych pod kątem wykonania funkcjonalnych modeli kół zębatach. Wykonanie takich modeli pozwoliłoby w przyszłości na obniżenie kosztów produkcji poprzez skrócenie czasu realizacji procesu produkcyjnego, bez konieczności zastosowania dodatkowych narzędzi i przyrządów. Przedstawiony wątek badawczy jest niezwykle istotny. Na uzyskane wyniki badań w publikacji [A12], zwrócili uwagę także inni autorzy [28-30].



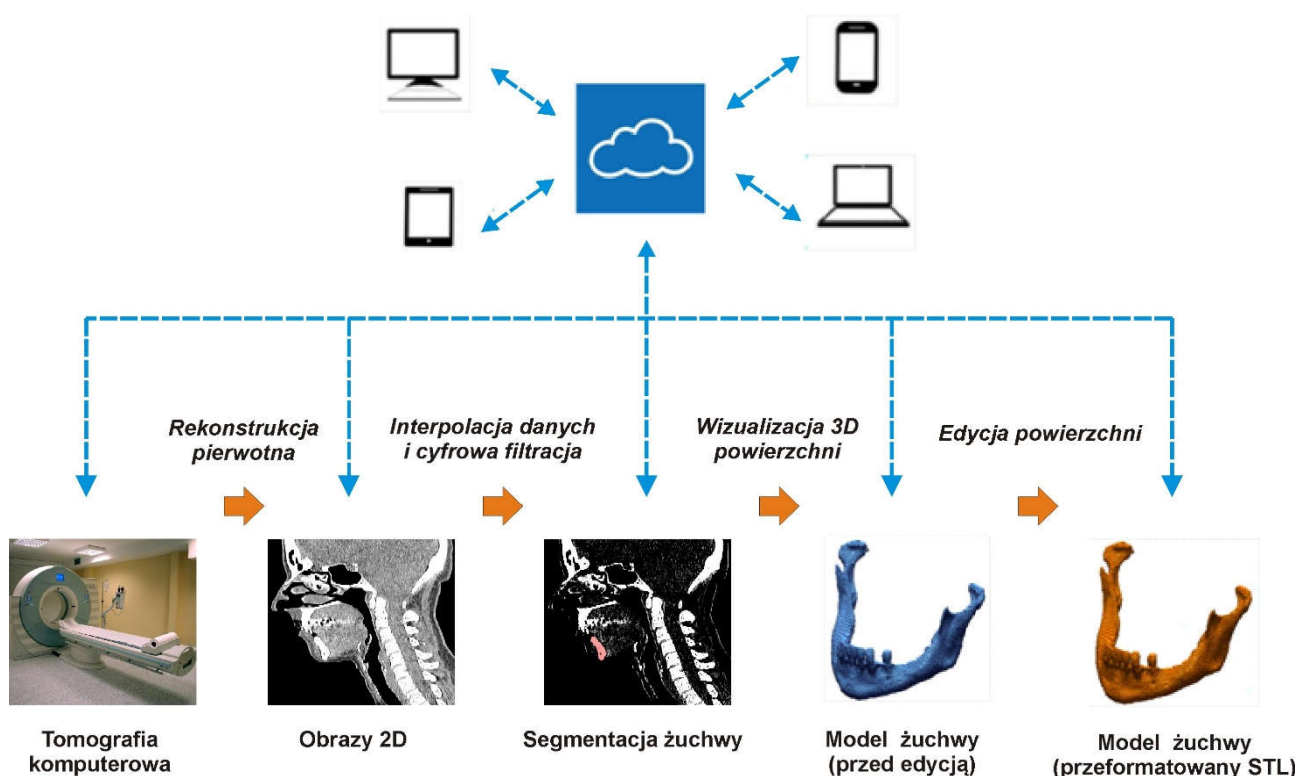
Rys. 9. Modele kół zębatach zastosowane w badaniach [A12]

Ścieżka nr 2 – transformacja danych z formatu DICOM do modelu 3D-STL

Szybki postęp, który dokonał się w ostatnich latach w obszarze narzędzi i systemów informatycznych w inżynierii mechanicznej, w tym powstanie metod przyrostowych i technik inżynierii rekonstrukcyjnej (ang. *Reverse Engineering* – RE), może być z sukcesem wykorzystany także w medycynie do optymalizacji i podniesienia jakości terapii. Uzyskane na bazie diagnostyki medycznej dane i powstałe na ich podstawie trójwymiarowe modele znajdują swoje zastosowanie najczęściej w takich specjalnościach jak chirurgia szczękowo-twarzowa i stomatologia oraz ortopedia. Ważnym aspektem jest zautomatyzowanie procesu wykonania gotowych szablonów chirurgicznych na podstawie struktury Przemysłu 4.0 (rys. 10.). Opracowanie usystematyzowanej metodyki przepływu danych może pozwolić na szybkie wsparcie lekarzy w gotowe narzędzia usprawniające przeprowadzenie zabiegu chirurgicznego [A2]. W szczególności jest to istotne w momencie wystąpienia złożonych urazów, które mogą grozić utratą zdrowia lub życia. Zintegrowanie systemów RE/CAD/AM w procesie projektowania oraz wytwarzania modeli struktur anatomicznych może także pozwolić na skrócenie czasu przygotowania gotowego szablonu chirurgicznego oraz dodatkowo wpłynąć na podwyższenie dokładności jego wykonania.

Jednym z kluczowych parametrów określających jakość opracowanego modelu anatomicznego jest dokładność jego wykonania. Na każdym etapie od procesu digitalizacji poprzez rekonstrukcję struktury anatomicznej, aż do wykonania fizycznego modelu mogą powstawać błędy w odwzorowaniu geometrii. Może to w znaczący sposób wpłynąć na dokładność i precyzję postępowania chirurgicznego. Największy wpływ na dokładność odwzorowania geometrii struktur anatomicznych ma etap digitalizacji [31, 32]. Na tym etapie najistotniejszą rolę odgrywa proces segmentacji (m.in. zastosowana metoda oraz parametry wyodrębniające

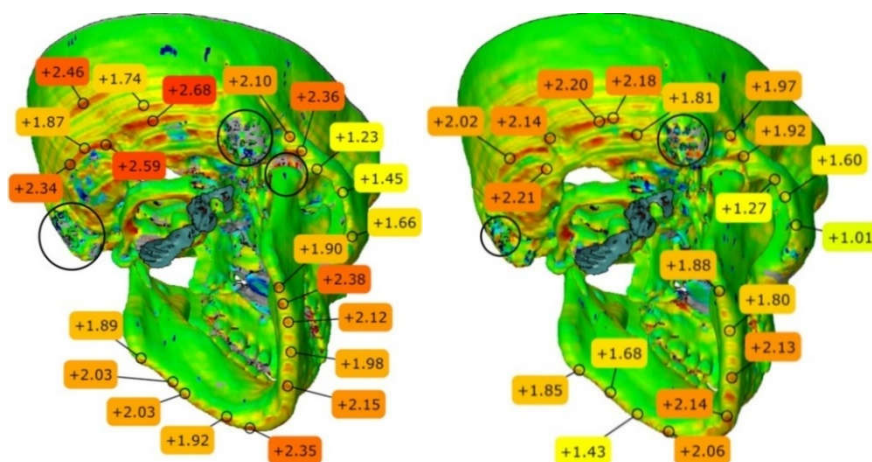
strukturę anatomiczną z danych DICOM) oraz proces rekonstrukcji geometrii oparty na różnych metodach (m.in. metodach konturowych oraz wokselowych) [33].



Rys. 10. Proces obróbki numerycznej danych umożliwiającą numeryczną rekonstrukcję geometrii żuchwy w strukturze Przemysłu 4.0 [A2]

Na dokładność procesu rekonstrukcji geometrii struktury anatomicznej ma także wpływ dobór metody i parametrów wytwarzania [34, 35]. Mimo pojawiających się w ostatnich latach wielu opracowań naukowych omawiających zastosowanie metod modelowania przestrzennego umożliwiających odtworzenie geometrii modeli struktur anatomicznych pod kątem wykonania modeli struktur anatomicznych, implantów lub szablonów chirurgicznych, brakuje opracowania usystematyzowanej procedury pozwalającej na zwiększanie i kontrolę dokładności wykonanych modeli. Opracowanie usystematyzowanej procedury może pomóc w przygotowaniu szablonów oraz narzędzi chirurgicznych zapewniających precyzyjne wykonanie planowanych operacji, skrócenie czasu zabiegu, zmniejszenie utraty krwi i zużycia leków anestetycznych oraz ograniczenie powikłań pooperacyjnych, a tym samym szybszy powrót do zdrowia. Dlatego w ramach prowadzonych badań podjęto się opracowaniu procedur obróbki numerycznej danych w celu podwyższenia dokładności rekonstrukcji oraz wytwarzania geometrii struktur anatomicznych. Pierwsze badania przeprowadzono na modelach czaszki [A13]. W przypadku testowanych procedur obróbki numerycznej danych zaobserwowano, że metody interpolacji wpływają na dokładność odwzorowania geometrii (rys. 11.).

Na początkowych etapach badań zwrócono uwagę na to, iż przeprowadzanie procesu obróbki numerycznej danych DICOM w zakresie całego obszaru diagnostycznego, nie zawsze przynosi tak dobre efekty jak pod kątem analizy obszaru zawężonego do wybranego fragmentu.



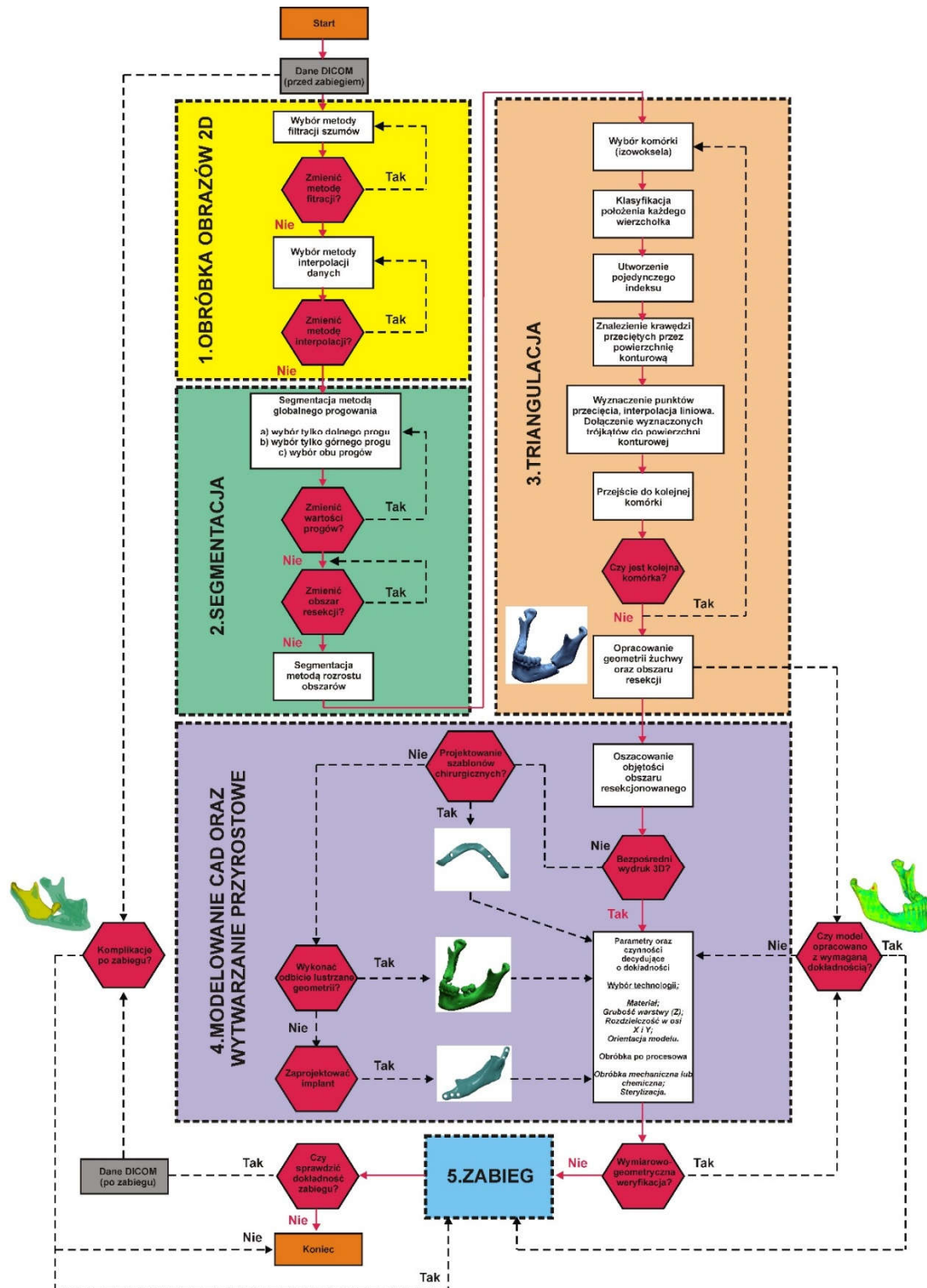
Rys. 11. Trójwymiarowa mapa odchyłek zrekonstruowanej geometrii czaszki a) dane przed procesem edycji b) dane po procesie interpolacji Lanczosa [A13]

W kolejnych badaniach podjęto się więc opracowania metodyki podwyższającej dokładność modeli anatomicznych w wybranych zawężonych obszarach obejmujących:

- żuchwę;
- sklepienie czaszki;
- oczodół;
- staw kolanowy oraz biodrowy.

Przeprowadzenie badań w obrębie obszaru twarzoczaszki było możliwe w wyniku nawiązania współpracy badawczej w 2018 roku pomiędzy Politechniką Rzeszowską a Kliniką Chirurgii Szcękowo –Twarzowej znajdującą się w Klinicznym Szpitalu Wojewódzkim Nr 1 im. Fryderyka Chopina (obecnie Uniwersytecki Szpital Kliniczny im. Fryderyka Chopina) w Rzeszowie. Badania w obrębie obszaru stawu kolanowego oraz biodrowego przeprowadzono z pracownikami Kliniki Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Dzieci i Dorosłych Klinicznego Szpitala Wojewódzkiego Nr 2 w Rzeszowie, z którą nawiązano współpracę w 2017 roku w ramach działalności Klastra Technomed (obecnie Stowarzyszenia) zrzeszającego pracowników Uniwersytetu Rzeszowskiego oraz Politechniki Rzeszowskiej.

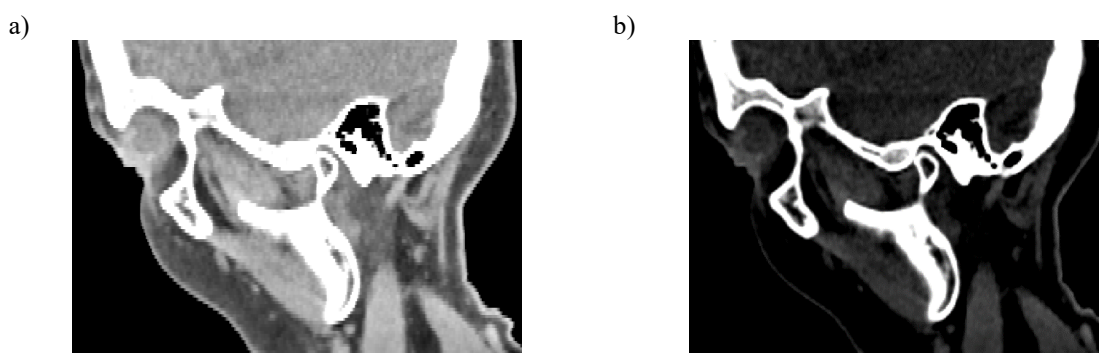
W przypadku żuchwy skupiono się na przypadkach operowanych najczęściej z powodu raka płaskonabłonkowego dna jamy ustnej z naciekiem nowotworowym trzonu żuchwy oraz z powodu martwicy trzonu żuchwy. Wszyscy chorzy wymagali szerokiej resekcji ogniska pierwotnego nowotworu złośliwego i resekcji żuchwy, a w przypadku martwicy popromiennej żuchwy również jej resekcji w zakresie tkanek zdrowych. Do grupy badawczej zaprezentowanej w publikacji [A10] wybrano pacjentów w wieku powyżej 55. roku życia, gdyż w tej grupie chorych największy odsetek osób wymaga przeprowadzenia często ratującej życie interwencji chirurgicznej. Na podstawie wyselekcjonowanej grupy przypadków, opracowano procedurę pozwalającą na skrócenie czasu obróbki danych, podwyższenie dokładności modelowania oraz wytwarzania technikami druku 3D szablonów chirurgicznych wraz z przeprowadzeniem kontroli dokładności po wykonanym zabiegu. Schemat metodyki został przedstawiony na rys. 12.



Rys. 12. Schemat metodyki opracowanej w obrębie obszaru żuchwy [A10]

W przypadku rekonstrukcji geometrii żuchwy z danych DICOM, które pozyskano z tomografu wielorzędowego, charakteryzują się one anizotropową strukturą voxela ($0,4 \text{ mm} \times 0,4 \text{ mm} \times 1,5 \text{ mm}$). Ta anizotropia woksela generuje artefakt uśredniania objętościowego (ang. *Partial Volume Averaging*) i w znaczący sposób utrudnia proces segmentacji. Wywołuje on rozmycie granic obiektu i jest źródłem

nieciągłości konturu rekonstruowanej struktury anatomicznej [36]. Wpływ artefaktu uśredniania objętościowego można ograniczyć przez zastosowanie protokołów rekonstrukcji wysokiej rozdzielczości oraz cienkich warstw (mała wartość kolimacji) [37]. Nie można jednak ingerować w zmianę zatwierdzonych i stosowanych protokołów pomiarowych podczas diagnostyki pacjentów. Wynika to z nadrzędnej potrzeby ochrony zdrowia poprzez ograniczenie ekspozycji pacjenta na promieniowanie jonizujące. W celu zminimalizowania wpływu wymienionych czynników podjęto się opracowania procedury podwyższającej rozdzielczość przestrzenną na zebranych już danych DICOM. Zastosowano więc proces interpolacji obrazu metodą Lanczosa [A10] (rys. 13.). Interpolacja obrazu polega na wyznaczeniu dodatkowych pikseli wraz z ich wartością na podstawie intensywności sąsiednich pikseli. Jest ona często nazywana skalowaniem obrazu, ponownym próbkowaniem obrazu lub zmianą rozmiaru obrazu. Metody interpolacji w różny sposób obliczają wartości brakujących pikseli na podstawie danych dostarczonych przez obraz oryginalny. Do tej pory wadą tego rozwiązania było znaczne zwiększenie rozmiaru danych wolumetrycznych, co wymagało więcej pamięci i zasobów do renderowania. Dzięki znacznemu rozwojowi skomputeryzowanych systemów ten problem obecnie już nie występuje.



Rys. 13. Dane DICOM: a) bez zastosowania procedury, b) z zastosowaną procedurą [A10]

W przypadku metody Lanczosa jest ona zbudowana na bazie funkcji *sinc* i daje zbliżone wyniki do interpolacji dwusześcienniej [34]. Modyfikuje ona wartości odcieni szarości pikseli z uwzględnieniem sąsiadujących pikseli w kwadratach 4×4, 6×6 lub 8×8. Służy do płynnego interpolowania wartości obrazu cyfrowego opierając się na algorytmie (1):

$$k(x) = \begin{cases} \sin c(x) \sin c\left(\frac{x}{a}\right) & |x| < a \\ 0 & \text{dla innych warunków} \end{cases} \quad (1)$$

Parametr a jest dodatnią liczbą całkowitą, zwykle 2 lub 3, która określa rozmiar jądra.

Na tak przetworzonych cyfrowo danych przeprowadzono proces segmentacji. Proces ten składał się z dwóch etapów. W pierwszym zdefiniowano dolny próg względem którego wykonano proces wydobywania konturu struktury kostnej żuchwy z danych DICOM. W tym celu zastosowano segmentację metodą progowania (ang. *Thresholding*) [38]. Jednak tak jak w przypadku większości automatycznych lub

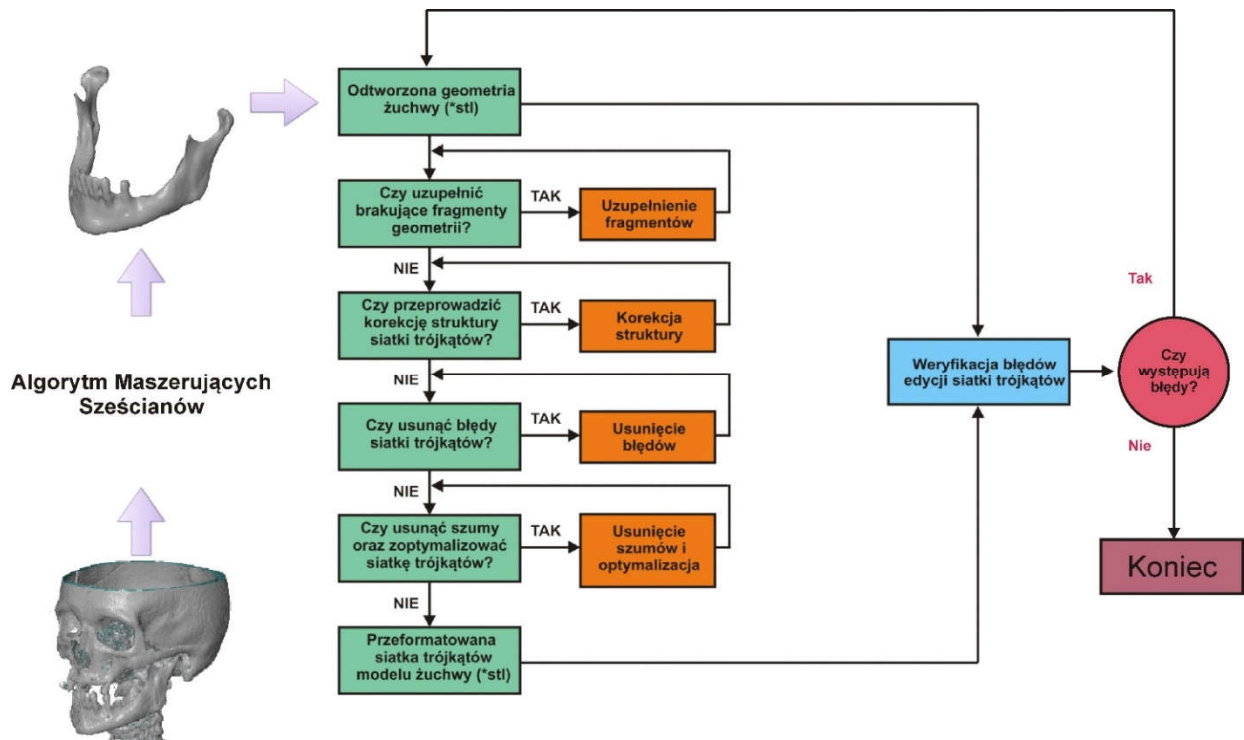
półautomatycznych metod segmentacji, nie jest możliwe w pełni dokładne co do wartości wyznaczanie progów segmentacji. Dlatego opracowano je na bazie uśrednionych wyników uzyskanych na bazie 14 analizowanych przypadków. Ustalono że uśredniona wartość dolnego progu segmentacji powinna być zbliżona do 200 jednostek w skali HU (ang. *Hounsfielda*). Po wprowadzeniu parametrów początkowych ostatni etap procesu segmentacji obejmował zastosowanie metody rozrostu obszaru (ang. *Region Growing*) [39]. Należy ona do grupy metod obszarowych. W wyniku zastosowanej metody możliwe było zakwalifikowanie do procesu rekonstrukcji wszystkich pikseli o podobnym odcieniu szarości i przypisaniu ich do jednej grupy definiującej całą strukturę żuchwy. W celu zobrazowania modelu przestrzennego struktury anatomicznej w procesie triangulacji zastosowano metodę izo-powierzchni (ang. *Issosurface*). Bazuje ona na algorytmie maszerujących sześcianów (ang. *Marching Cubes*) [40]. Metoda ta polega na podzieleniu przestrzeni na serię sześcianów, które swym zasięgiem mogą obejmować jeden lub kilka wokseli. Następnie sprawdzane są węzły poszczególnych wyznaczonych sześcianów pod względem zdefiniowanej izo-wartości. W zależności od tego, czy wartość węzła jest większa, czy mniejsza, w miejsce sześcianu zostają wstawione wielokąty odpowiadające izo-powierzchni przechodzącej pomiędzy tymi punktami. Ostatecznie w procesie triangulacji jest uzyskiwany trójwymiarowy model reprezentujący geometrię żuchwy. Przedstawiona w publikacji [A10] ścieżka modelowania, stanowiła pomoc w realizacji badań przez innych naukowców [41].

Metoda maszerujących sześcianów posiada również pewne ograniczenia. Głównym problemem w procesie generowania siatki trójkątów z danych DICOM jest wystąpienie szumów na obrazach 2D. Aspekt ten powoduje generowanie dodatkowych obszarów zawierających siatki trójkątów, które nie należą do analizowanego obiektu. Dodatkowo jakość transformacji z segmentowanych konturów do powierzchni fasetkowej w dużej mierze jest uzależniona od grubości warstwy uzyskanej podczas obrazowania tomograficznego. W przypadku anizotropowej struktury woksela oprócz powstałego efektu schodkowego [A13] można również zaobserwować puste przestrzenie w siatce trójkątów. Powstają one w wyniku braku wystarczających ilości danych diagnostycznych, co uniemożliwia płynne połączenie sąsiednich konturów. W przypadku rekonstrukcji geometrii zaobserwowano także błędy w samej strukturze siatki trójkątów. W ramach przeprowadzonych badań wyszczególniono najczęściej pojawiające się błędy programowe w obrębie rekonstruowanych struktur kostnych takich jak:

- żuchwa – powielane krawędzie i wierzchołki, niewłaściwa orientacja trójkątów [A0];
- sklepienia czaszki – powielane krawędzie, niewłaściwa orientacja trójkątów [A0];
- kość biodrowa oraz piszczelowa – powielane krawędzie, niewłaściwa orientacja trójkątów, zduplikowane trójkąty [A0].

W procesie przygotowania modeli pod kątem druku 3D niezbędne było usunięcie powstałych błędów. Brak przeprowadzenia takich działań wiązał się z trudnościami dotyczącymi podziału powierzchni fasetkowej na warstwy wydruku, co w dużej mierze utrudniało lub całkowicie uniemożliwiało wykonanie modelu

struktury kostnej przy użyciu metody przyrostowej. Dlatego w publikacji [A2] przedstawiono metodykę umożliwiającą usunięcie błędów programowych na przykładzie geometrii żuchwy (rys. 14.).



Rys. 14. Schemat blokowy pozwalający na usunięcie głównych błędów programowych modelu 3D-STL uzyskanego w procesie rekonstrukcji metodą maszerujących sześcianów [A2]

Dodatkowo w procesie generowania siatki trójkątów powstaje odchyłka cięciwy oraz kątowa. Szczególnie ma to miejsce w obszarach o gwałtownych zmianach promieni krzywizny. W celu minimalizacji wymienionych błędów zastosowano proces optymalizacji struktury fasetkowej poprzez zagęszczenie siatki trójkątów w obszarach charakteryzujących się wysoką złożonością powierzchni (rys. 15.). Wdrożono go w przypadku rekonstrukcji geometrii sklepienia czaszki. W ten sposób znacznie poprawiono jakość odwzorowania geometrii modelu. Procedura optymalizacji składa się z dwóch etapów [A3]:

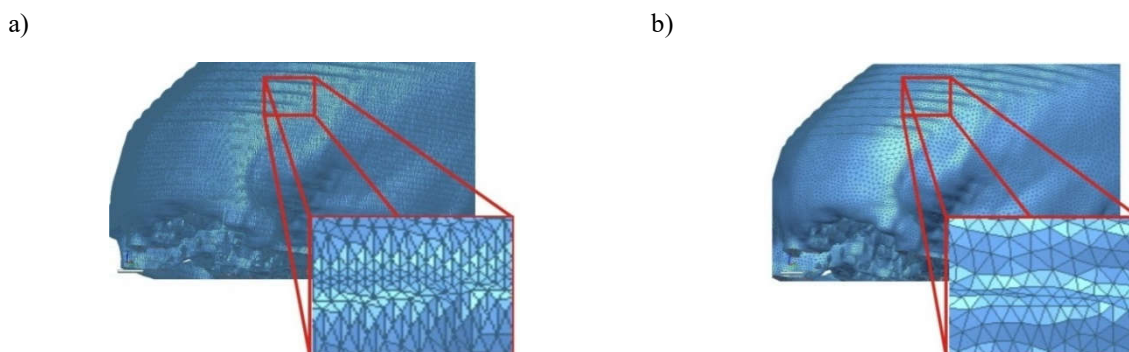
- I. Wygładzanie powierzchni poprzez przesuwanie węzłów, na których rozpięta jest siatka trójkątów. Każdy węzeł jest przesuwany do średniej pozycji swoich sąsiadów przez zastosowanie funkcji Laplace'a. Funkcja jest sumą kwadratów długości krawędzi mających wspólny węzeł (2):

$$f(x, y) = \sum_{i=0}^k \left((x - x_i)^2 + (y - y_i)^2 \right) \quad (2)$$

gdzie k oznacza liczbę sąsiednich węzłów. Położenie nowych węzłów jest wyznaczone na podstawie następujących wzorów (3):

$$x' = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k x_i \quad y' = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k y_i \quad (3)$$

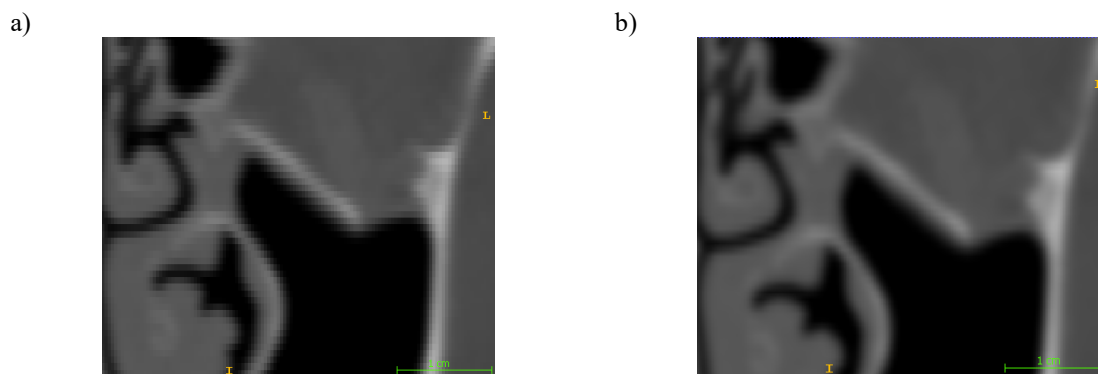
- II. Tworzenie zagęszczeń trójkątów w regionach o wysokiej złożoności oraz zmniejszenie liczby trójkątów w regionach bardziej płaskich przez zastosowanie algorytmu izotropowej optymalizacji powierzchni (ang. *isotropic surface remashing*).



Rys. 15. Proces podwyższenia dokładności i jakości struktury powierzchni siatki trójkątów w obrębie obszaru sklepienia czaszki: a) bez zastosowania procedury, b) po zastosowaniu procedury [A3]

W ramach współpracy badawczej zawartej pomiędzy Uniwersyteckim Klinicznym Szpitalem Wojewódzkim im. F. Chopina w Rzeszowie, Kliniką Chirurgii Szczękowo–Twarzowej a Politechniką Rzeszowską w latach 2022-2023 opracowano na grupie 21 przypadków procedurę podwyższającą dokładność wykonanego modelu numerycznego geometrii dna oczodołu. Problem w obrębie obszaru oczodołu był związany z trudnościami z odpowiednim wyprofilowaniem kształtu geometrii implantu ze względu na niestandardowe złamania dna oczodołu. W celu opracowania modelu oczodołu, do którego dokładnie uformuje się geometrię implantu, niezbędne jest przeprowadzenie pomiaru o wysokiej rozdzielczości. Jest to spowodowane tym, że kość dna oczodołu jest bardzo cienka i jej grubość waha się w granicach pomiędzy 0,74 do 1,5 mm. Uzyskanie wysokiej rozdzielczości danych DICOM ma znaczenie nie tylko w poprawnym ustaleniu rozpoznania, ale przede wszystkim jest przydatna do stworzenia rekonstrukcji i planowania leczenia. Jednak przez wzgląd na nadrzędną potrzebę ochrony zdrowia pacjenta poprzez ograniczenie ekspozycji na promieniowanie jonizujące, nie można w pełni wykorzystać możliwości technicznych medycznych systemów tomograficznych. Na bazie tak uzyskanych danych DICOM pojawiają się zatem trudności z całościowym procesem segmentacji oraz rekonstrukcji geometrii dna oczodołu, co znacznie wydłuża czas samego projektowania. Dane DICOM uzyskane z tomografów wielorzędowych charakteryzują się w tym przypadku zazwyczaj anizotropową strukturą woksela [42]. Na tak zebranych danych można zaobserwować braki informacji na temat geometrii dna oczodołu na obrazach 2D, które potem powielane są podczas rekonstrukcji geometrii do modelu trójwymiarowego. Dodatkowo krawędzie struktur na obrazach 2D nie są ciągłe przez wzgląd na wystąpienie artefaktu uśredniania objętościowego, co w konsekwencji utrudnia przypisanie danego piksela do konkretnej maski segmentacji [36, 42]. Anizotropowa struktura woksela wpływa więc ostatecznie na dokładność wymiarowo-kształtową oraz objętość rekonstruowanej geometrii struktury anatomicznej, co często dodatkowo objawia się wystąpieniem artefaktu schodkowego (ang. *stair-step*) na powierzchni modelu 3D-STL. W pierwszej kolejności na etapie obróbki numerycznej danych DICOM zastosowano proces

interpolacji danych DICOM, który przeprowadzono przy użyciu algorytmu Mitchell–Netravaliego [43]. Metoda Mitchell–Netravaliego wykorzystuje sąsiedztwo czterech pikseli. Na bazie oceny odcieni szarości pikseli, algorytm tworzy dodatkowe piksele w ich obrębie, co częściowo pozwala na odtworzenie informacji utraconych na etapie digitalizacji oraz zmniejszenie wpływu artefaktu uśredniania objętościowego na obrazach 2D (rys. 16.). Zmiana algorytmu interpolacji z Lanczosa na Mitchella–Netravaliego, wynikała z tego, że metoda Lanczosa nie daje tak dobrych efektów w procesie odtworzenia ciągłości zarysów struktur anatomicznych, charakteryzujących się grubością poniżej 1 mm.

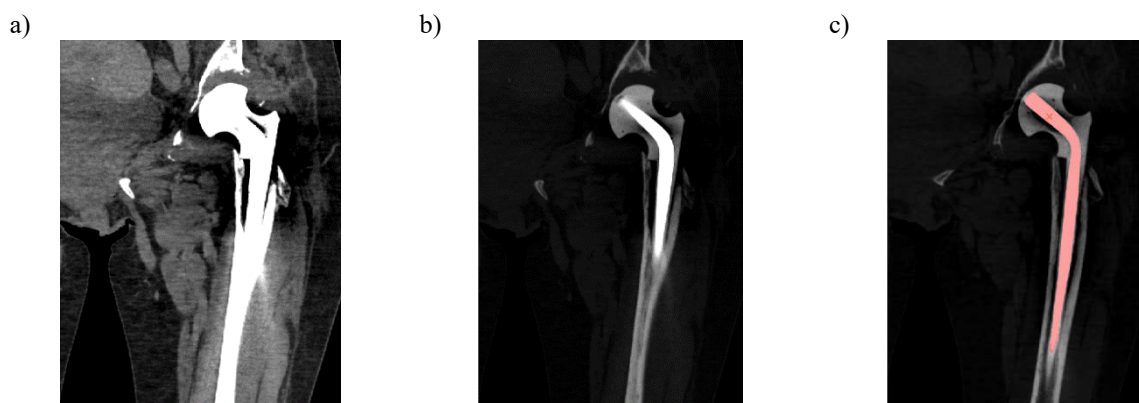


Rys. 16. Wizualizacja danych DICOM w obrębie obszaru dna oczodołu: a) bez obróbki, b) po zastosowaniu algorytmu Mitchella–Netravaliego

Na tak cyfrowo przetworzonych danych przeprowadzono następnie proces segmentacji obszaru obejmującego środkową część twarzoczaszki. W zaprezentowanej procedurze segmentacji zastosowano metody uczenia maszynowego lasu losowego (ang. *Random Forests*) [44]. W przypadku segmentacji środkowego obszaru twarzoczaszki proces ten opiera się na tym iż w pierwszej kolejności, mając przeformatowane dane DICOM, zaznaczane są oddzielnie dwa odrębne obszary, które definiują strukturę kostną oczodołu oraz obszary ją otaczające. Odbywa się to przez wybór pikseli o zadanym stopniu szarości. Zaznaczone obszary stanowią dane wejściowe dla algorytmu, który swoje działanie opiera w tym przypadku na prostym drzewie decyzyjnym. Działanie algorytmu polega na klasyfikacji za pomocą grupy drzew decyzyjnych, a końcowe decyzje są podejmowane w wyniku głosowania większościowego nad klasami wskazanymi przez poszczególne drzewa. Efektem finalnym działania algorytmu jest przeprowadzenie binaryzacji całego obrazu 2D na dwa oddzielne obszary definiujące strukturę kostną dna oczodołu oraz obszaru wokół niego, opierając się na wybranych stopniach odcieni szarości zaznaczonych pikseli. Biorąc pod uwagę m.in. najbardziej popularną metodę segmentacji, jaką jest progowanie, zastosowana w artykule metoda uczenia maszynowego las losowy pozwala na przypisanie większej liczby pikseli obejmujących obszar struktur kostnych definiujących dno oczodołu. Nie jest więc konieczne późniejsze ręczne uzupełnianie brakujących obszarów oczodołu, co wiązałoby się m.in. z wydłużeniem czasu obróbki danych. Warto nadmienić, że ręczne uzupełnianie braków powierzchni zawsze niesie za sobą ryzyko wprowadzenia niezamierzonych zmian

w geometrii struktury anatomicznej, które w rzeczywistości mogą nie występować. Na bazie opracowanego rozwiązania uzyskano patent: *Sposób wykonywania modelu medycznego oczodołu* [P1].

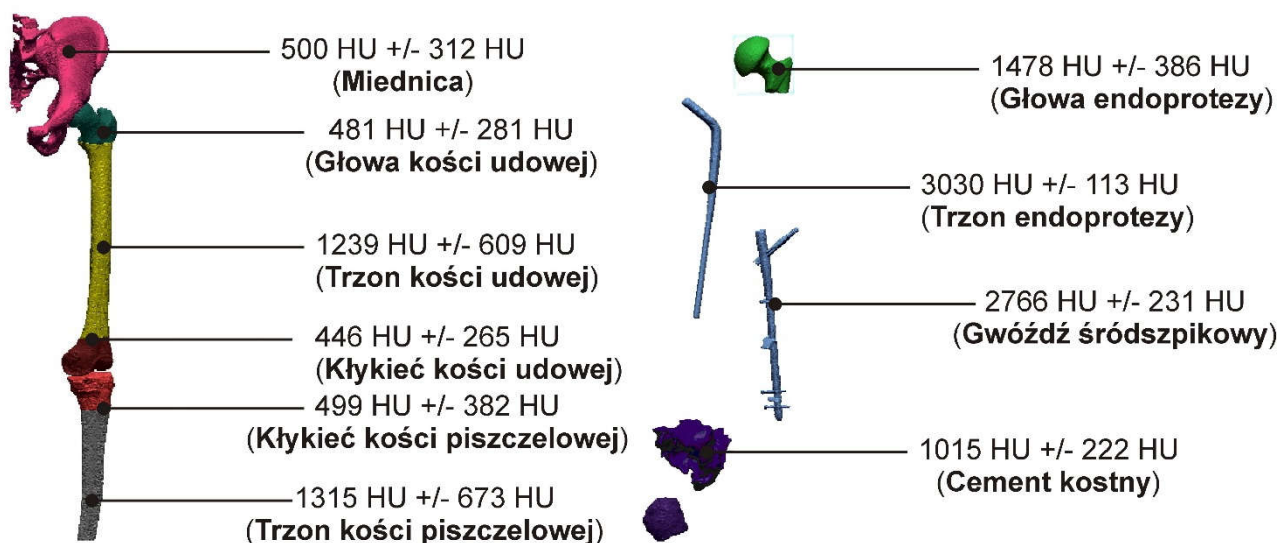
W latach 2017-2020 przeprowadzono badania w ramach współpracy Politechniki Rzeszowskiej z Kliniką Ortopedii i Traumatologii Narządu ruchu Klinicznego Szpitala Wojewódzkiego Nr 2 w Rzeszowie. Grupa badawcza obejmowała pięć przypadków patologii stawu kolanowego i pięć przypadków patologii stawu biodrowego [A9]. W celu poprawy jakości obrazu zastosowano w pierwszej kolejności proces filtracji aby usunąć szumy z obrazów, dzięki czemu otrzymano nowy obraz przetworzony cyfrowo. Filtrację obrazów cyfrowych w dziedzinie przestrzennej uzyskano w wyniku zastosowania operacji splotu (mnożenie dwóch transformat w dziedzinie częstotliwości, tj. transformaty obrazu i filtru, co jest równoważne splotowi obrazu z filtrem w dziedzinie przestrzennej). Operacja splotu obliczyła nową wartość piksela obrazu na podstawie wartości pikseli sąsiadujących. Następnym etapem procedury było przeprowadzenie procesu zwiększenia rozdzielczości przestrzennej obrazu przez zastosowanie metody interpolacji Lanczosa [43]. Ostatni etap obróbki polegał on na wyostrzeniu granicy między strukturą kostną, a tkanką miękką. Procedurę obróbki cyfrowej danych zastosowano również w przypadku wystąpienia struktur metalicznych w obrębie analizowanych tkanek kostnych (rys. 17 a i b.). Dzięki wdrożeniu przedstawionej procedury możliwe było m.in. sprawniejsze odseparowanie implantu od tkanki kostnej (rys. 17c.).



Rys. 17. Efekt zastosowania procedury w przypadku wystąpienia struktur metalicznych a) obraz bez obróbki danych DICOM, b) obraz z obróbką danych DICOM, c) zaznaczenie części implantu w procesie segmentacji [A9]

Dzięki procesowi obróbki danych nastąpiło znaczne przyspieszenie wydobycia struktur kostnych przy jednoczesnym zwiększeniu dokładności odtworzenia geometrii. W procedurze segmentowania struktur w obrębie stawów kolanowego oraz biodrowego zastosowano metodę segmentacji rozrostu obszaru. Aby zdefiniować warunki brzegowe dla tej metody, względem których będzie wydobywana struktura kostna, zamiast zastosowania klasycznej metody progowania, wybrano metodę lokalnego progowania (ang. *Local Thresholding*) [39]. Celem tego zabiegu było podwyższenie dokładności segmentacji w obrębie wydobywanej struktury kostnej przez dobranie w wybranym obszarze indywidualnego progu. Na bazie uśrednionych wyników uzyskanych na podstawie dziesięciu analizowanych przypadków opracowano lokalne

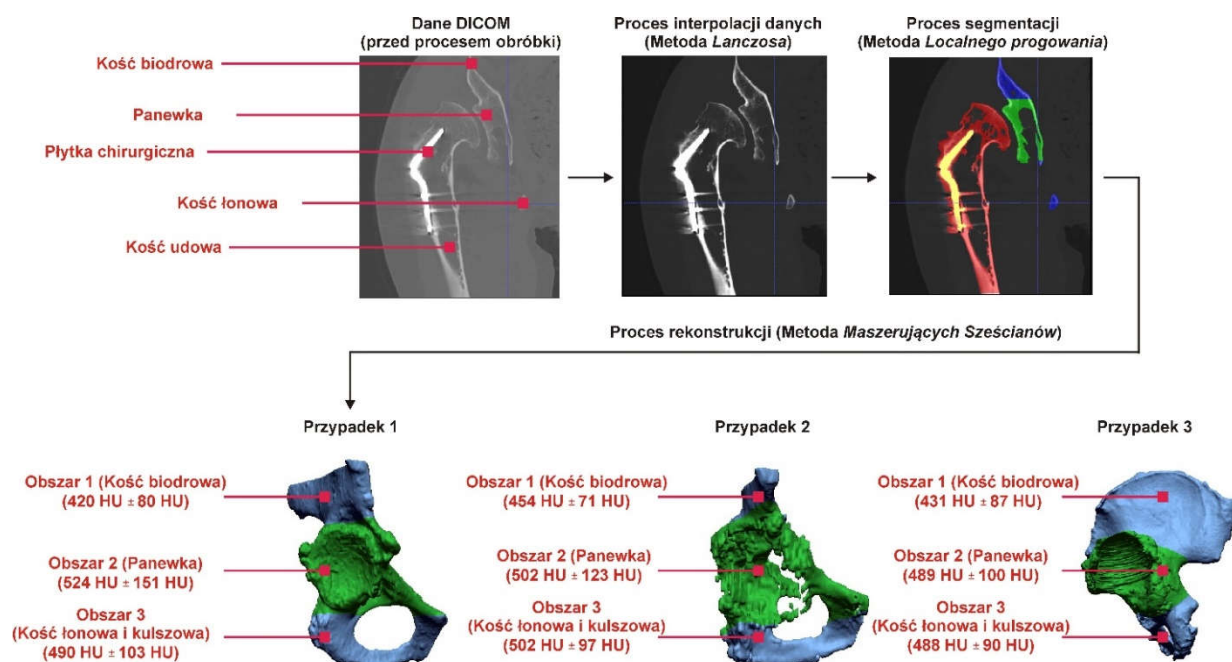
progi segmentacji dla struktur anatomicznych i implantów występujących w obrębie stawu biodrowego oraz kolanowego (rys. 18.).



Rys. 18. Uzyskane uśrednione wartości progów segmentacji dla wybranych struktur w obrębie stawów biodrowego oraz kolanowego [A9]

Identyfikację przeprowadzono opierając się na informacji dotyczącej uśrednionych wartości jednostek w skali HU przypisanych do pikseli określających daną strukturę anatomiczną oraz implant. Dodatkowo określono wartości progów segmentacji dla struktur metalicznych. Na bazie opracowanego rozwiązania wspólnie z pracownikami Kliniki uzyskano patent: *Sposób wytwarzania modeli anatomicznych* [P5].

W przypadku obszaru miednicy również wdrożono procedurę podwyższającą dokładność opracowania modelu numerycznego na podstawie badań przeprowadzonych na trzech przypadkach [A4]. Uzyskane dane DICOM charakteryzowały się ograniczeniami, dlatego wdrożono opatentowaną już procedurę obróbki numerycznej danych, którą zaprezentowano w publikacji [A9]. Jednak proces segmentacji w przedstawionym artykule udoskonalono względem wcześniejszej opatentowanej procedury. Udoskonalenie to polegało na podzieleniu dodatkowo obszaru miednicy na trzy podobszary, opierając się na zastosowaniu metody lokalnego progowania w procesie segmentacji (rys. 19.). Celem tego procesu było podwyższenie dokładności odtworzenia wydobywanej struktury kostnej przez dobranie w wybranym obszarze indywidualnego progu wyrażonego w jednostkach w skali Haunsfield [HU]. Zdefiniowano progi na podstawie informacji dotyczącej uśrednionych wartości odcieni szarości pikseli przypisanych do danej struktury kostnej. W procesie segmentacji dla przypadków nr 1 i 3 przeprowadzono również proces odseparowania implantu od struktur kostnych. Proces ten także usprawniono względem poprzedniej procedury, przez zmianę progów widoczności pikseli na obrazie 2D. W celu zobrazowania modelu przestrzennego zastosowano metodę izopowierzchni. Należy ona do pośrednich metod powierzchniowych i bazuje na algorytmie maszerujących sześcianów. Ostateczne uzyskane na etapie rekonstrukcji modele zapisano do formatu STL.



Rys. 19. Procedura podwyższenia dokładności opracowania modeli numerycznych w obrębie kości miednicy [A4]

Ścieżka nr 3 – opracowanie modelu 3D-STL na podstawie danych pomiarowych uzyskanych ze skanera światła strukturalnego, laserowego oraz mikrotomografu przemysłowego

Proces odtwarzania geometrii w procesie RE zaczyna się od wyboru systemu pomiarowego. Jest to etap niezwykle istotny, gdyż w dużej mierze decyduje on o dokładności rekonstrukcji geometrii modelu. Każdy system pomiarowy ma swoje wady i zalety. Wiele cech jest nie do pogodzenia. W zależności od zastosowania systemu pomiarowego duże znaczenie mają: rozdzielczość, powtarzalność, zakres odległości pomiarowej, nieinwazyjność, odporność na wpływy środowiska i szybkość pomiaru. W celu określenia błędów systemów pomiarowych przeprowadzono proces kalibracji. W monografii [A0] skupiono się głównie na sposobach kalibracji optycznych systemów pomiarowych oraz ocenie wpływu zmiany rozdzielczości pomiaru na dokładność odwzorowania geometrii. W procesie badawczym wybrano następujące modele: łopatki turbiny lotniczej, sprzęgła oraz struktury anatomicznej części żuchwy, które zaprezentowano na rys. 20. Modele fizyczne uzyskano metodą przyrostową FDM (ang. *Fused Deposition Modeling*) z materiału polimerowego ABS-M30. W procesie odtworzenia geometrii modeli badawczych zastosowano następujące systemy pomiarowe:

- system oświetlający obiekt światłem strukturalnym – Atos II Triple Scan;
- system oświetlający obiekt światłem laserowym – ramię pomiarowe MCA II wraz z głowicą laserową MMD×100;
- mikrotomografię rentgenowską – mikrotomograf Benchtop CT160Xi (Nikon).



Rys. 20. Modele zastosowane w procesie badawczym [A0]

W przypadku systemów optycznych oświetlających m.in. obiekt światłem strukturalnym wykonano proces kalibracji zgodnie z niemiecką normą VDI/VDE 2634 [45]. Zalecenia normy obejmują akceptację systemów pomiarowych oraz ich powtórny weryfikację. Przedstawione są w niej także warunki przeprowadzania poprawnego wzorcowania systemów optycznych, które obejmują m.in. temperaturę, drgania mechaniczne oraz warunki oświetleniowe. Dodatkowo w przypadku pomiaru geometrii obiektów przy użyciu głowicy laserowej sprawdzono dokładność zgodnie z procedurą zawartą w normie ISO 10360-8 [46]. W przypadku kalibracji mikrotomografu komputerowego Benchtop CT160Xi firmy Nikon zastosowano niemiecką normę VDI/VDE 2630 [47]. W ramach przeprowadzonego procesu kalibracji na wymienionych systemach uzyskano wyniki, które przedstawiono w tab. 1.

Tabela 1. Weryfikacja dokładności systemów pomiarowych zgodnie z normami [A0]

Atos III Triple Scan – system oświetlający obiekt światłem strukturalnym	
	Wartość zmierzona/Błąd maksymalny (2σ)
Test układu głowicy optycznej	$\pm 0,003$ mm / $\pm 0,006$ mm
Test wskazania na długości	$\pm 0,007$ mm / $\pm 0,020$ mm
	Błąd maksymalny (2σ)
Test płaskości	$\pm 0,020$ mm
Ramię pomiarowe (MCA II) z głowicą laserową (MMD x 100) – system oświetlający obiekt światłem laserowym	
	Wartość zmierzona/Błąd maksymalny (2σ)
Test na kuli	$\pm 0,004$ mm / $\pm 0,008$ mm
Test pojedynczego punktu	$\pm 0,022$ mm / $\pm 0,024$ mm
Test przestrzennej dokładności	$\pm 0,032$ mm / $\pm 0,035$ mm
	Błąd maksymalny (2σ)
Test głowicy (Test płaskości)	$\pm 0,020$ mm
Benchtop (Nikon) CT160Xi – mikrotomograf przemysłowy	
	Błąd maksymalny (2σ)
Test pomiaru błędu skanowania wymiaru	$\pm 0,006$ mm
Test pomiaru błędu na długości	$\pm 0,006$ mm

Po przeprowadzonym procesie kalibracji wykonano badania nad wpływem zmiany rozdzielczości pomiaru na parametry siatki trójkątów oraz dokładność odtworzenia geometrii wybranych w procesie badawczym modeli. W przypadku metod bazujących na świetle strukturalnym, rozdzielczość chmury punktów odwzorowująca mierzoną geometrię jest uzależniona m.in. od wielkości obszaru pomiarowego oraz

parametrów technicznych głowicy pomiarowej. Dodatkowo istotną rolę odgrywa określenie liczby kroków obrotu stołu pomiarowego z którym jest skonfigurowana głowica pomiarowa. W przypadku trzech typów geometrii ustalono porównywalną liczbę kroków, która wyniosła 18. Proces łączenia poszczególnych chmur punktów w jedną całość usprawniono poprzez naklejenie znaczników na skanowane modele. Podczas analizy siatki trójkątów wystąpiła nieznaczna liczba błędów programowych. Głównie były one związane z rozgałęzionymi krawędziami oraz wierzchołkami. Powstałe błędy nie utrudniały przygotowania danych pod kątem druku 3D.

Pomiary modeli przeprowadzono również na ramieniu Metris MCA II z zamontowaną głowicą laserową MMD×100. Pomiar został przeprowadzony w sposób ręczny. W celu uzyskania pełnej geometrii digitalizowanych obiektów niezbędne było wykonanie czterech skanów w przypadku geometrii struktury anatomicznej fragmentu żuchwy oraz trzech skanów dla modelu łopatki oraz sprzęgła. Wynikało to z niemożności jednoczesnego odwzorowania wszystkich części modeli w jednym położeniu. Zabieg ten wiązał się później z przeprowadzeniem dodatkowego procesu dotyczącego dopasowania poszczególnych chmur punktów do siebie. W celu zminimalizowania błędów dopasowania poszczególnych skanów, przed pomiarem naklejono na powierzchnię mierzonych modeli znaczniki. Po wykonaniu procesu dopasowania uzyskano pełną geometrię zdigitalizowanych modeli. W przypadku analizy jakości siatki trójkątów zaobserwowano takie same błędy dla wszystkich odtwarzanych geometrii. Wystąpił błąd związany z rozgałęzionymi krawędziami oraz wierzchołkami. Liczba błędów nie była uwarunkowana wielkością modelu oraz zastosowaną rozdzielczością pomiarową, lecz typem skanowanej geometrii. Najmniejsza liczba błędów wystąpiła w przypadku modelu struktury anatomicznej fragmentu żuchwy. W przypadku modeli łopatki oraz sprzęgła liczba błędów była porównywalna. Biorąc pod uwagę otrzymane błędy, wymagane było oczyszczenie struktury siatki trójkątów przed przeprowadzeniem procesu wydruku odtworzonej geometrii. Bez uwzględnienia etapu obróbki danych istniałoby duże prawdopodobieństwo związane z nieuruchomieniem lub niedokończeniem procesu wydruku modelu.

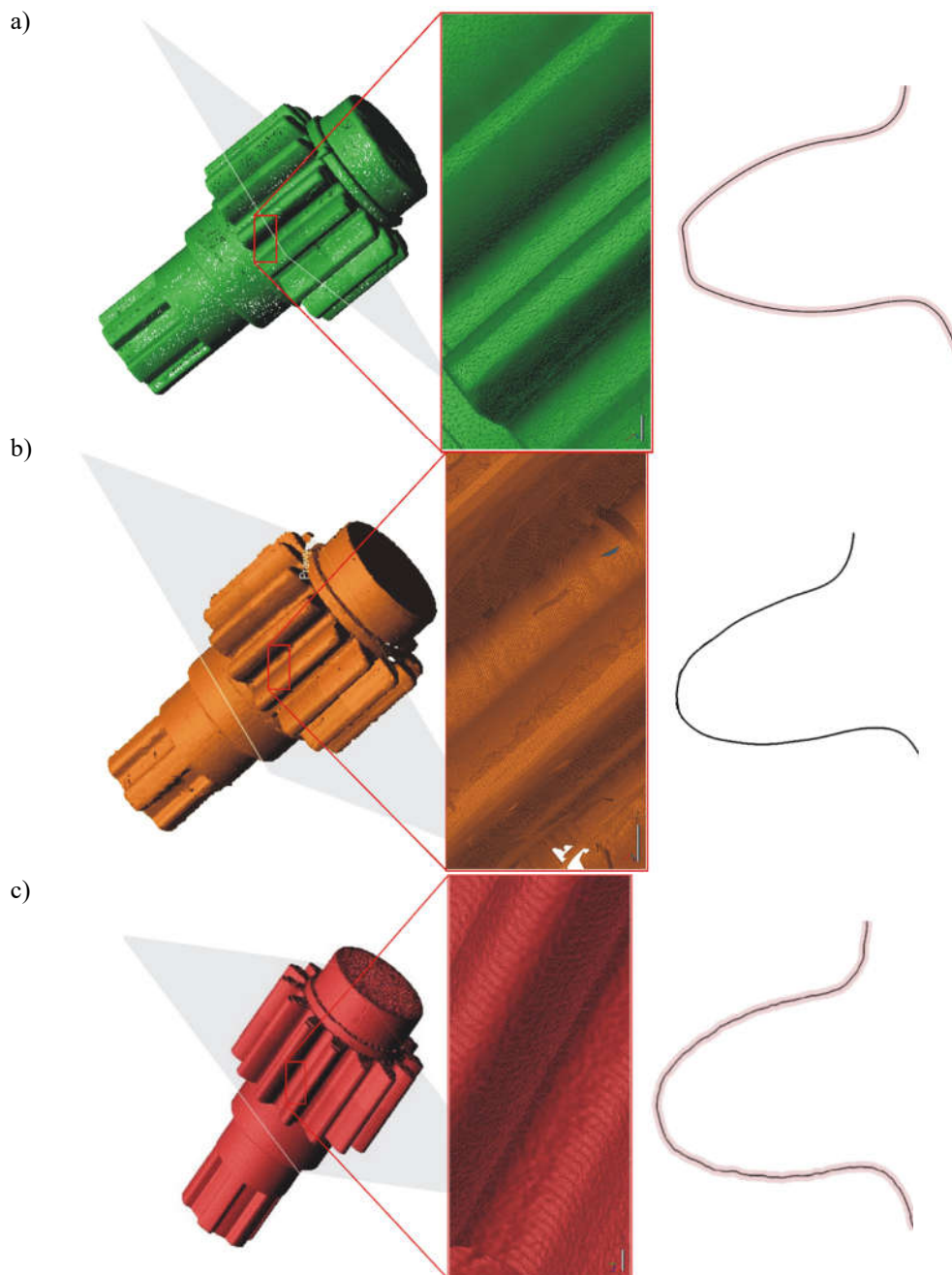
W przypadku pomiaru przy użyciu systemu Benchtop CT160Xi możliwe było uzyskanie maksymalnej rozdzielczości woksela równej 0,004 mm przy zachowaniu optymalnych parametrów pracy. Osiąga się to m.in. poprzez korektę położenia obiektu mierzonego względem lampy rentgenowskiej. W przypadku wybranych modeli badawczych najmniejszy wymiar woksela, jaki można było otrzymać podczas ich pomiaru, wyniósł 0,05 mm. Dodatkowo w badaniach uwzględniono dwie inne rozdzielczości, które ustalono pod kątem możliwości technicznych obecnie stosowanych stożkowych (wartość 0,1 mm) oraz wielorzędowych systemów tomograficznych (wartość 0,4 mm). W celu poprawnego pomiaru modelu należało umieścić go na stole obrotowym (manipulatorze). Następnie ustawiono powiększenie oraz napięcie przyspieszające w lampie rentgenowskiej i sprawdzono, czy próbka jest w pełni penetrowana przez promienie rentgenowskie. W kolejnym kroku upewniono się, czy podczas wykonywania obrotu o 360° żaden fragment obiektu nie jest rzutowany poza powierzchnię detektora. Podczas wykonywania pomiaru aparat rejestrował zadaną liczbę obrazów uzyskanych co zadany krok kątowy (360°/liczba projekcji). W przypadku wybranych modeli

badawczych ustalono podobny krok obrotu stołu jak w przypadku systemu Atos II Triple Scan. Po uzyskaniu obrazów 2D w kolejnym kroku przeprowadzono proces rekonstrukcji zebranych danych pomiarowych do modelu 3D-STL. Dużą zaletą podczas rejestracji danych przy użyciu mikrotomografu Benchtop CT160Xi była możliwość pełnej digitalizacji geometrii bez potrzeby dokonywania dodatkowych pomiarów. Jednak złożoność etapu obróbki numerycznej danych, od uzyskania danych pierwotnych przez obrazy 2D aż po rekonstrukcję 3D, stanowiłoby znaczne źródło powstawania błędów w porównaniu do skanerów laserowych oraz strukturalnych. W przypadku tych systemów optycznych dane reprezentujące odwzorowanie geometrii uzyskuje się bezpośrednio w trakcie pomiaru bez żadnych etapów pośrednich. Dzięki opracowanym uśrednionym progom segmentacji pod kątem materiału ABS-M30 [A15], uniknięto sztucznego zwiększania lub zmniejszania objętości segmentowanych zarysów. Pozwoliło to na dokładniejsze odtworzenie geometrii obiektów badawczych. W efekcie końcowym uzyskano modele trójwymiarowe, które zapisano do formatu STL. Należy wspomnieć, że proces wczytania, segmentacji, rekonstrukcji oraz zapisu danych do formatu STL wymagał dużej mocy obliczeniowej. Szczególnie ten problem zaobserwowano w przypadku rozdzielczości woksela wynoszącej 0,05 mm. Podczas analizy jakości siatki trójkątów można zauważyć, że rodzaj powstałych błędów jest powiązany z typem skanowanej geometrii. W przypadku wszystkich odtwarzanych geometrii modeli wystąpiło powielanie wierzchołków oraz krawędzi. Dodatkowo podczas analizy skanowanych modeli można było zaobserwować uszkodzone trójkąty oraz odwrócone wektory normalne. Błąd powiązany z rozgałęzionymi krawędziami oraz wierzchołkami zaistniał tylko w przypadku modeli łopaty oraz sprężęła. Wzrost liczby błędów siatki trójkątów wiązało się ze wzrostem wielkości pliku. Biorąc pod uwagę otrzymane błędy, przed wydrukiem modeli niezbędne było oczyszczenie struktury siatki trójkątów. Bez uwzględnienia etapu edycji powierzchni fasetkowej istniało duże prawdopodobieństwo związane z nieuruchomieniem lub niedokończeniem procesu wydruku modelu. W tabeli 2. zaprezentowano parametry statystyczne oceniające jakość siatki trójkątów oraz dokładność geometryczną na przykładzie modelu sprężęła.

Tabela 2. Uzyskane wartości parametrów na przykładzie modelu sprężęła przy zastosowanej stałej rozdzielczości pomiarowej równej 0,05 mm [A0]

Typ parametru	Nazwa parametru	Zastosowany system pomiarowy		
		Atos II Triple Scan	Ramienia współrzędnościowego Metris MCA II z zamontowaną głowicą laserową MMD×100	Benchtop CT160Xi
Oceniający siatkę trójkątów	Rozmiar pliku	95 MB	90 MB	1,68 GB
	Liczba ścian siatki	1 022 723	2 468 096	5 430 291
	Liczba wierzchołków	860 432	987 908	1 928 783
	Liczba krawędzi	154	210	28 395
Oceniający dokładność	Średnia wartość odchyłki [mm]	0,008	0,001	0,016
	Odchylenie standardowe [mm]	0,061	0,060	0,082

Proces oceny dokładności odtworzenia geometrii przeprowadzono w oprogramowaniu Focus Inspection oraz GOM Inspect. Dopasowanie modelu nominalnego uzyskanego na etapie projektowania RE/CAD oraz modelu odniesienia powstałego na etapie pomiaru przy użyciu wymienionych systemów zrealizowano metodą najlepszego dopasowania (ang. *best fit*) z dokładnością do 0,001 mm. Dodatkowo na rysunku 21. zaprezentowano wizualizacje modeli 3D-STL sprzęgła powstałe po procesie pomiaru oraz obróbki danych.



Rys. 21. Wizualizacje wygenerowanej siatki trójkątów dla modelu sprzęgła przy rozdzielczości 0,05 mm z danych pochodzących z systemu a) Atos II Triple Scan, b) Współrzędnościowego ramienia pomiarowego Metris MCA II z zamontowaną głowicą laserową MMD×100, c) Benchtop CT160Xi [A0]

Całościowe wyniki (uwzględniające także inne modele) zaprezentowano w monografii [A0]. Na ich podstawie wywnioskowano, że najlepiej w procesie rekonstrukcji i zapisu odtwarzanego kształtu geometrii do modelu 3D-STL sprawdził się system Atos II Triple Scan. W przypadku tego systemu nie zauważono wpływu błędu graniastości, nawet przy pogorszeniu rozdzielczości pomiaru. Biorąc pod uwagę mikrotomograf Benchtop CT160Xi, zauważono błąd graniastości, który pojawiał się przy każdej zastosowanej rozdzielczości woksela. W przypadku ramienia Metris MCA II z zamontowaną głowicą laserową MMD×100, pomimo braku widocznego błędu graniastości, zaobserwowano znaczne zmiany w odwzorowaniu kształtu geometrii, które wzrastały wraz z pogorszeniem rozdzielczości. Dodatkowo dane uzyskane z pomiarów przy użyciu systemu Atos II Triple Scan nie wymagały znacznej korekty. Stwarza to możliwość praktycznie bezpośredniego zastosowania otrzymanych plików cyfrowych w procesie druku 3D. W przypadku innych systemów wymagane było uwzględnienie dodatkowej obróbki danych polegającej na usunięciu błędów programowych formatu STL. Do opracowanych autorskich wytycznych w zakresie minimalizacji błędów w procesie opracowania modeli na podstawie pomiarów współrzędnościowych, często odnoszą się autorzy innych publikacji [48-50].

Ścieżka nr 4 – wytwarzanie przyrostowe modeli z materiałów polimerowych

Mając opracowane modele numeryczne o podwyższonej dokładności, niezbędne było ich wykonanie celem przeprowadzenia oceny wymiarowo-geometrycznej oraz chropowatości powierzchni. Zarówno metody ubytkowe, jak i przyrostowe techniki wytwarzania stały się nieodzownymi działaniami przemysłu, pozwalającymi na kształtowanie prawie dowolnej geometrii opisanej powierzchniami swobodnymi. Przyrostowe techniki wytwarzania należą obecnie do najszybciej rozwijających się technologii stosowanych do wykonania nawet najbardziej złożonych geometrycznie modeli [2, 3]. Bardzo ważną zaletą przyrostowych technik wytwarzania jest brak potrzeby stosowania specjalnego oprzyrządowania, co stanowi przewagę nad metodami formowania oraz procesami obróbki skrawaniem. Łatwość integracji procesu druku 3D z innymi zautomatyzowanymi oraz zrobotyzowanymi stanowiskami pozwala obecnie na wdrażanie technik przyrostowych do koncepcji przemysłu 4.0 [A2]. Na dokładność wymiarowo-geometryczną oraz chropowatość powierzchni modeli wykonanych metodami przyrostowymi wpływa wiele czynników. Jednym z głównych jest użyta grubość pojedynczej warstwy wydruku, która w dużej mierze jest uzależniona od zastosowanej metody przyrostowej. Dodatkowo wraz z podziałem modelu na warstwy generowane są podpory. Determinują one również zmianę m.in. parametrów chropowatości w obrębie powierzchni modelu, z którą bezpośrednio styka się materiał podporowy [59-61]. Ważną rolę w kontekście dokładności wykonania odgrywa także położenie oraz orientacja modelu w przestrzeni drukarki 3D [62-65], dlatego w ramach przeprowadzonych badań przetestowano następujące rozwiązania:

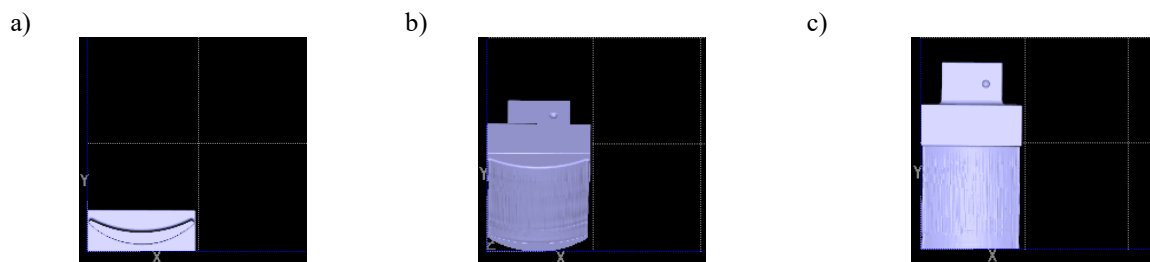
- wykonanie modelu przy najwyższej rozdzielczości wydruku 3D [A0, A1, A10];
- wykonanie modelu przy różnych orientacjach w przestrzeni drukarki 3D [A0];
- wykonanie modelu w jednej części oraz w odrębnych fragmentach [A9].

W pierwszej kolejności w ramach badań przeprowadzonych w monografii [A0] oceniono wpływ zorientowania modelu w przestrzeni drukarki 3D przy zastosowaniu najwyższej rozdzielczości wydruku na błędy odwzorowania kształtu geometrii modeli badawczych. W procesie oceny zastosowano modele, które przedstawiono na rys. 20. W procesie wytwarzania modeli zastosowano siedem technologii przyrostowego kształtowania modeli, które zaprezentowano w tab. 3.

Tabela 3. Zastosowane w procesie badawczym metody przyrostowe [A0]

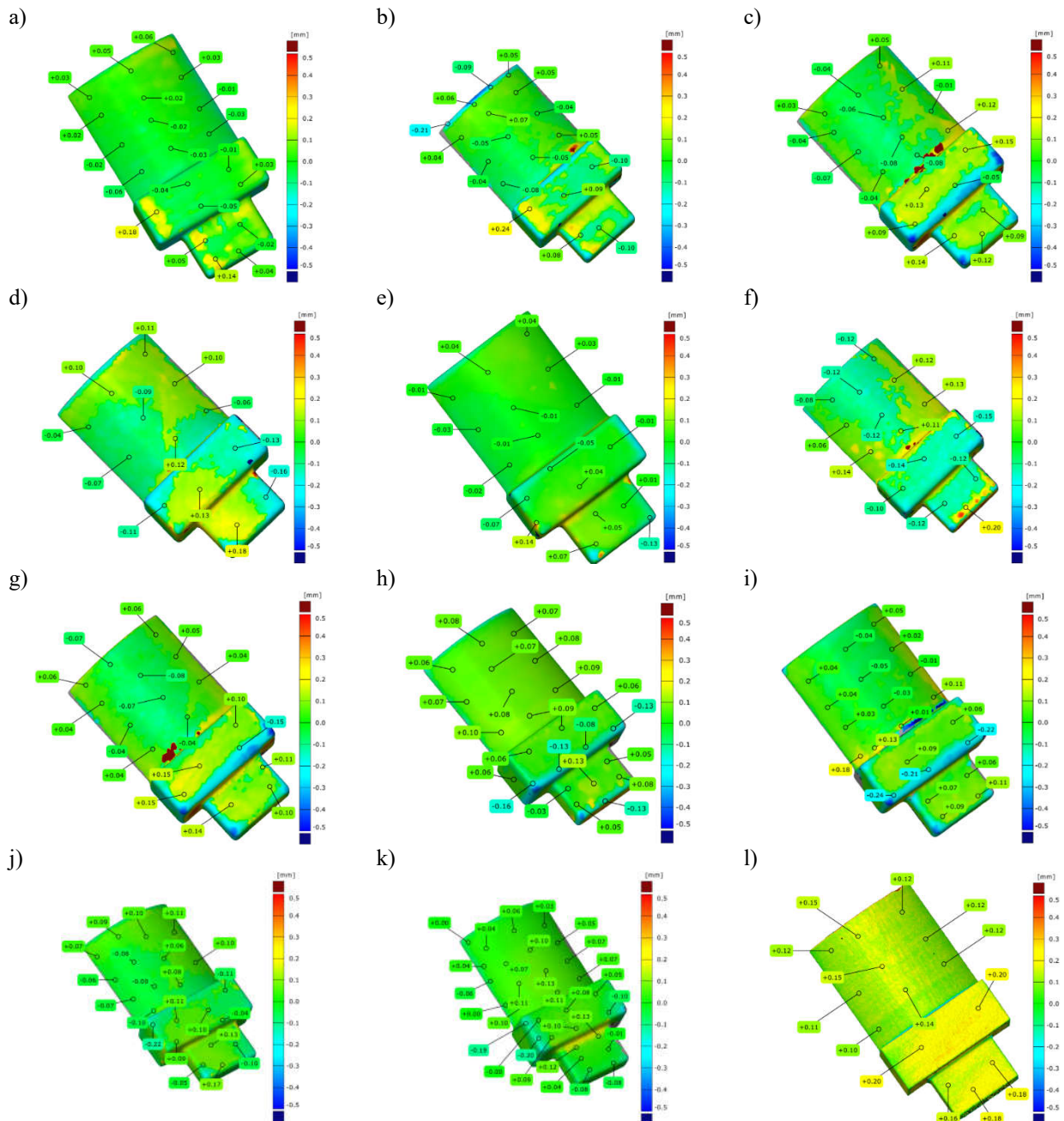
Proces AM	Technologia AM	Drukarka 3D	Komercyjna nazwa materiału	Nazwa ogólna	Stan materiału
Ekstruzja warstwowa materiału polimerowego	FDM (Fused Deposition Modeling)	Fortus 360-mc	ABS-M30	Kopolimer akrylonitrylo-butadieno-styrenowy	Stały
			PC-10	Poliwęglan	
	FFF (Fused Filament Fabrication)	Prusa MK3s	PLA	Poliaktyd	
			PETG	Poli(tereftalan etylenu)	
Fotopolimeryzacja objętościowa	DLP (Digital Light Processing)	Anycubic DLP Photon	UV Anycubic Basic	Żywica poliakrylowa	Ciecz
	3SP (Scan, Spin and Selective Photocure)	3Dent – 3SP	E-Denstone		
		Xtreme 3SP	E-Model		
	SLA (Stereolithography)	3D PEOPOLY Moai 200	Deft resin by peopoly		
Selektywne spajanie sproszkowanego materiału	SLS (Selective Laser Sintering)	Sintratec Kit	Sintratec PA 12	Poliamid 12	Proszek
Warstwowy nadruk płynnego materiału	MJ (Material Jetting)	Objet350 Connex 3	Digital ABS-Plus	Żywica poliakrylowa	Ciecz
			VeroClear		
			RGD720		

W procesie wykonania modeli zastosowano trzy orientacje modelu w przestrzeni drukarki 3D. Dla przykładu łopatki przedstawiono je na rys. 22.



Rys. 22. Widok na model badawczy łopatki w płaszczyźnie x-y drukarki 3D przy zastosowanej orientacji: a) Nr 1, b) Nr 2, c) Nr 3 [A0]

Pomiar geometrii modeli wykonano przy użyciu skanera światła strukturalnego Atos II Triple Scan. Wyboru systemu pomiarowego dokonano na podstawie uzyskanych wyników, które przedstawiono w monografii [A0] oraz artykule [A11]. Na bazie uzyskanych wyników oraz ustalonych parametrów przeprowadzono pomiar geometrii modeli badawczych. Proces weryfikacji dokładności kształtu geometrii modeli wykonano w oprogramowaniu Zeiss Inspect (rys. 23.). Dopasowanie modelu nominalnego uzyskanego na etapie projektowania RE/CAD oraz modelu 3D-STL powstałego na etapie pomiaru przy użyciu systemu optycznego Atos II Triple Scan zrealizowano głównie metodą najlepszego dopasowania. Jedynie w przypadku modelu sprężki zastosowano dopasowanie na podstawie punktów charakterystycznych.



Rys. 23. Trójwymiarowe mapy odchyłek uzyskane dla modelu łopatki przy orientacji pionowej w płaszczyźnie x-y drukarki 3D, wykonane z materiału: a) ABS-M30, b) PC-10, c) PLA, d) PETG, e) UV Anycubic Basic, f) E-Denstone, g) E-Model, h) Deft resin by peopoly, i) PA12, j) Digital ABS-Plus, k) Vero Clear, l) RGD 720 [A0]

Biorąc pod uwagę monografię [A0], najmniejsze błędy odwzorowania geometrii modeli uzyskano przy zastosowaniu orientacji nr 1. W tabelach 4.-7. zaprezentowano zbiorcze wyniki dla badanych modeli, oceniające dokładność geometryczną.

Tabela 4. Zakres maksymalnych odchyłek kształtu geometrii uzyskany na modelach wykonanych w procesie ekstruzji warstwowej materiału polimerowego [A0]

Technologia (materiał)	Numer modelu (orientacja w przestrzeni drukarki 3D)		
	Nr 1 (pionowa)	Nr 2 (kąt 45°)	Nr 3 (pozioma)
	Sprzęgło		
FDM (ABS-M30)	± 0,14 mm	± 0,16 mm	± 0,2 mm
FDM (PC-10)	± 0,16 mm	± 0,2 mm	± 0,32 mm
FFF (PLA)	± 0,2 mm	± 0,2 mm	± 0,28 mm
FFF (PETG)	± 0,2 mm	± 0,2 mm	± 0,26 mm
	Łopatka		
FDM (ABS-M30)	± 0,16 mm	± 0,16 mm	± 0,22 mm
FDM (PC-10)	± 0,16 mm	± 0,18 mm	± 0,26 mm
FFF (PLA)	± 0,16 mm	± 0,18 mm	± 0,22 mm
FFF (PETG)	± 0,18 mm	± 0,18 mm	± 0,22 mm
	Żuchwa		
FDM (ABS-M30)	± 0,18 mm	± 0,2 mm	± 0,26 mm
FDM (PC-10)	± 0,18 mm	± 0,2 mm	± 0,26 mm
FFF (PLA)	± 0,18 mm	± 0,18 mm	± 0,28 mm
FFF (PETG)	± 0,18 mm	± 0,2 mm	± 0,32 mm

Tabela 5. Zakres maksymalnych odchyłek kształtu geometrii uzyskany na modelach wykonanych w procesie fotopolimeryzacji objętościowej [A0]

Technologia (materiał)	Numer modelu (orientacja w przestrzeni drukarki 3D)		
	Nr 1 (pionowa)	Nr 2 (kąt 45°)	Nr 3 (pozioma)
	Sprzęgło		
DLP (UV Anycubic Basic)	± 0,2 mm	± 0,22 mm	± 0,28 mm
3SP (E-Denstone)	± 0,18 mm	± 0,20 mm	± 0,26 mm
3SP (E-Model)	± 0,14 mm	± 0,16 mm	± 0,18 mm
SLA (Deft resin by peopoly)	± 0,20 mm	± 0,22 mm	± 0,28 mm
	Łopatka		
DLP (UV Anycubic Basic)	± 0,14 mm	± 0,16 mm	± 0,2 mm
3SP (E-Denstone)	± 0,20 mm	± 0,22 mm	± 0,26 mm
3SP (E-Model)	± 0,18 mm	± 0,18 mm	± 0,20 mm
SLA (Deft resin by peopoly)	± 0,22 mm	± 0,22 mm	± 0,28 mm
	Żuchwa		
DLP (UV Anycubic Basic)	± 0,16 mm	± 0,18 mm	± 0,26 mm
3SP (E-Denstone)	± 0,22 mm	± 0,24 mm	± 0,30 mm
3SP (E-Model)	± 0,18 mm	± 0,20 mm	± 0,22 mm
SLA (Deft resin by peopoly)	± 0,20 mm	± 0,20 mm	± 0,28 mm

Tabela 6. Zakres maksymalnych odchyłek kształtu geometrii uzyskany na modelach wykonanych w procesie selektywnego spajania sproszkowanego materiału [A0]

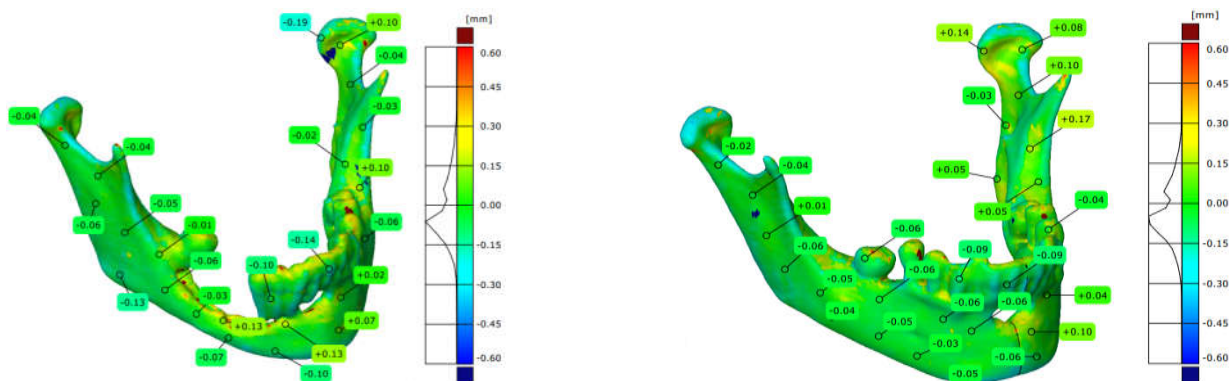
Technologia (materiał)	Numer modelu (orientacja w przestrzeni drukarki 3D)		
	Nr 1 (pionowa)	Nr 2 (kąt 45°)	Nr 3 (pozioma)
	Sprzęgło		
SLS (PA12)	± 0,12 mm	± 0,14 mm	± 0,16 mm
	Łopatka		
	± 0,1 mm	± 0,12 mm	± 0,14 mm
	Żuchwa		
	± 0,1 mm	± 0,12 mm	± 0,16 mm

Tabela 7. Zakres maksymalnych odchyłek kształtu geometrii uzyskany na modelach wykonanych w procesie warstwowego nadruk płynnego materiału [A0]

Technologia (material)	Numer modelu (orientacja w przestrzeni drukarki 3D)		
	Nr 1 (pionowa)	Nr 2 (kąt 45°)	Nr 3 (pozioma)
	Sprzęgło		
MJ (Digital ABS-Plus)	± 0,22 mm	± 0,24 mm	± 0,24 mm
MJ (Vero Clear)	± 0,22 mm	± 0,24 mm	± 0,26 mm
MJ (RGD 720)	± 0,2 mm	± 0,24 mm	± 0,3 mm
	Łopatka		
MJ (Digital ABS-Plus)	± 0,18 mm	± 0,2 mm	± 0,26 mm
MJ (Vero Clear)	± 0,2 mm	± 0,2 mm	± 0,22 mm
MJ (RGD 720)	± 0,18 mm	± 0,18 mm	± 0,16 mm
	Żuchwa		
MJ (Digital ABS-Plus)	± 0,13 mm	± 0,15 mm	± 0,2 mm
MJ (Vero Clear)	± 0,2 mm	± 0,2 mm	± 0,24 mm
MJ (RGD 720)	± 0,16 mm	± 0,18 mm	± 0,2 mm

Przedstawione w monografii [A0] wyniki zastosowano w procesie wykonania przy użyciu drukarki Prusa i3 MK3 modeli anatomicznych żuchwy w ramach współpracy badawczej z Kliniką Chirurgii Szcękowo-Twarzowej. Głównymi kryteriami wyboru drukarki 3D były jej dostępność, niska cena, a także możliwość zastosowania w tej technice różnych typów polimerów termoplastycznych, dla których temperatura ekstruzji nie przekracza 300°C. Przygotowanie procesu na wspomnianym urządzeniu odbyło się w środowisku oprogramowania PrusaSlicer. Wszystkie modele zostały wydrukowane z PLA (poli(laktydu)) [51]. Jest to jeden z powszechniej stosowanych materiałów polimerowych w metodzie przyrostowej FFF. Koszt za kilogram dobrej jakości materiału nie przekracza kilkudziesięciu dolarów. Materiał ten cechuje się wystarczającymi właściwościami wytrzymałościowymi, pozwala na drukowanie w otwartej przestrzeni roboczej, a ze względu na niski skurcz przetwórczy jest zachowana większa stabilność geometryczna niż dla materiałów termoplastycznych. Dodatkowo jest on materiałem, który nie sprawia trudności w trakcie procesu drukowania. Jest to materiał możliwie dobrze obrabialny o stosunkowo niskiej temperaturze ekstruzji.

W pierwszym etapie skupiono się na podwyższeniu dokładności wydruku szablonów chirurgicznych w obrębie obszaru żuchwy przez zastosowanie najmniejszej grubości warstwy wydruku [A10]. Dodatkowo każdy model podczas wydruku zorientowano w taki sposób w przestrzeni drukarki 3D, aby powierzchnia boczna żuchwy, do której najczęściej dopasowuje się płytki tytanowe, była wykonana wzdłuż osi Z, zgodnie z wytycznymi uzyskanymi z monografii [A0]. Zabieg ten pozwolił na podwyższenie dokładności wykonania powierzchni w tym obszarze żuchwy. W procesie weryfikacji zastosowano system optyczny generujący najmniejsze błędy pomiarowe w procesie digitalizacji geometrii [A0, A11]. Wybrano w tym celu zautomatyzowane stanowisko pomiarowe wyposażone w skaner strukturalny światła niebieskiego Atos II Triple Scan oraz stół obrotowy. Analizę uzyskanych wyników przeprowadzono w oprogramowaniu Focus Inspection oraz Zeiss Inspect. Dopasowanie modelu nominalnego uzyskanego na etapie projektowania RE/CAD oraz modelu odniesienia powstałego na etapie pomiaru przy użyciu systemu optycznego Atos II Triple Scan, zrealizowano metodą najlepszego dopasowania (ang. *Best-fit*) z dokładnością do 0,001 mm (rys. 24.).



Rys. 24. Trójwymiarowa mapa odchyłek obrazująca dokładność wykonania szablonów chirurgicznych do planowania zabiegu w obrębie obszaru żuchwy [A10]

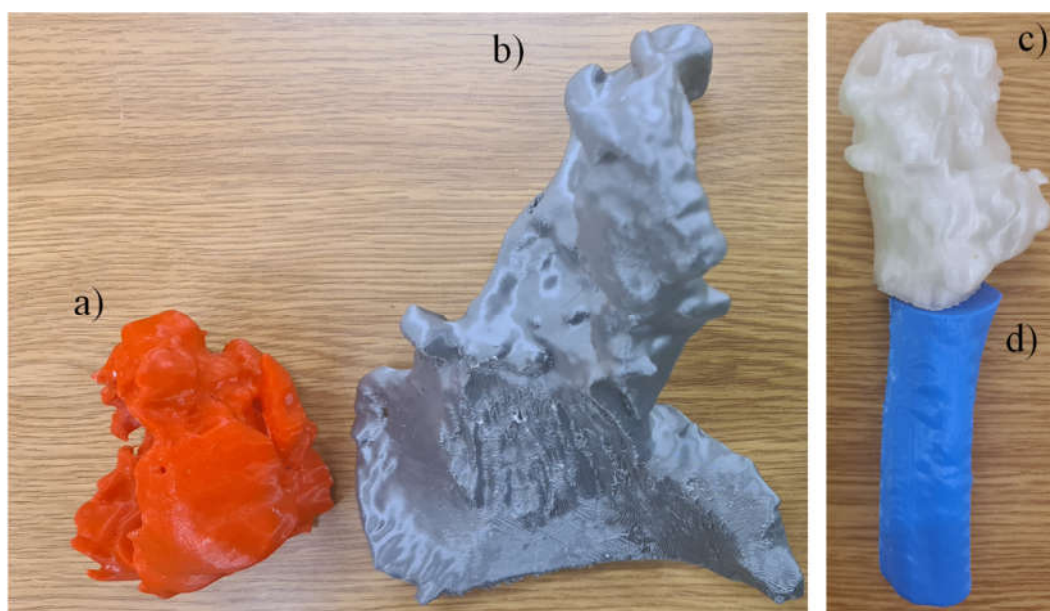
Zastosowanie w procesie wydruku najmniejszej grubości warstwy oraz odpowiedniej orientacji modelu w przestrzeni drukarki pozwoliło na zminimalizowanie wartości odchyłek o 0,2 mm. W przypadku analizowanych modeli odchyłka kształtu mieściła się w zakresie tolerancji $\pm 0,15$ mm.

W kolejnym kroku zaprezentowano badania nad wpływem podziału modelu na fragmenty na dokładność odwzorowania geometrii [A9]. Przetestowano to rozwiązanie na przykładzie dwóch obszarów badawczych obejmujących miednicę oraz kość udową. W pierwszej kolejności wykonano modele w jednej całości (rys. 25a i b).



Rys. 25. Model struktury anatomicznej: a) części kości miednicy wraz z cementem kostnym, b) górna część kości udowej [A9]

W następnym kroku podzielono oba modele na dwie osobne części odzwierciedlające cement kostny (rys. 26a) i kość miednicy (rys. 26b) oraz głowę (rys. 26c) i trzon kości udowej (rys. 26d) zgodnie z procedurą zaprezentowaną w publikacji [A9].



Rys. 26. Model struktury anatomicznej: a) cement kostny, b) część kości miednicy, c) głowa kości udowej, d) część trzonu kości udowej [A9]

Po wykonaniu modeli przeprowadzono pomiar geometrii w celu oszacowania błędów wykonania. Wyniki zaprezentowano w tab. 8. oraz 9. W przypadku podziału modelu na części zaobserwowano zwiększenie dokładności odwzorowania struktur. W przypadku modeli drukowanych w jednej całości odchyłki kształtu mieściły się w tolerancji $\pm 0,2$ mm, a w przypadku podziału modeli na fragmenty odchyłki mieściły się w tolerancji od $\pm 0,1$ mm do maksymalnie $\pm 0,15$ mm. Różnica w dokładności odwzorowania geometrii wynikała m.in. ze zmiany orientacji modeli w przestrzeni drukarki oraz zmiany ilości wygenerowanego materiału podpierającego. Podział modeli na fragmenty skutkowało także szybszym ich wykonaniem oraz zmniejszeniem kosztów o 10 do 15% względem modeli drukowanych w całości.

Tabela 8. Weryfikacja parametrów określających dokładność geometryczną modeli wykonanych w jednej całości [A9]

Parametry	Mednica	Kość udowa
Odchyłka średnia [mm]	-0,012	0,008
Odchylenie standardowe [mm]	0,180	0,193

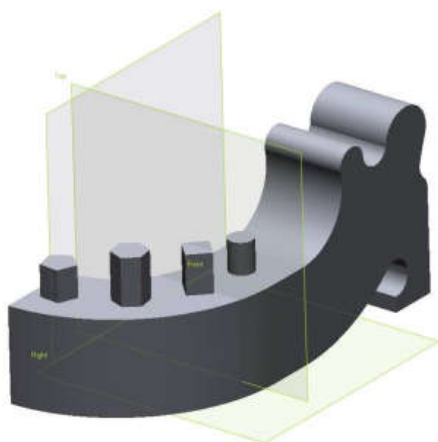
Tabela 9. Weryfikacja parametrów określających dokładność geometryczną modeli wykonanych w oddzielnych fragmentach [A9]

Parametry	Mednica		Kość udowa		
	Mednica	Cement kostny	Głowa kości udowej	Trzon kości udowej	Kłykiec kości udowej
Odchyłka średnia [mm]	0,010	0,023	0,004	-0,008	0,007
Odchylenie standardowe [mm]	0,124	0,152	0,102	0,105	0,162

Ścieżka nr 5 – kontrola dokładności geometrycznej oraz chropowatości powierzchni modeli wykonanych z materiałów polimerowych

Biorąc pod uwagę weryfikację błędów systemów optycznych, jest ona realizowana głównie na standardowych wzorcach. W celu podwyższenia dokładności oszacowania błędów systemów optycznych oraz opracowania własnych procedur pomiarowych wykonano w artykule [A11] własny wzorzec stosując wyłącznie formy brył prymitywnych (rys. 27a). Pozwoliło to w porównaniu do techniki modelowania powierzchniowego uzyskać model 3D-CAD wzorca cechujący się możliwie największą dokładnością cyfrową, obciążoną jedynie błędem cyfrowym, wynikającym z tolerancji modelowania. Model wzorca wykonano w tolerancji $\pm 0,001$ mm. Następnie model ten wykonano ze stopu aluminium AW-7075 na centrum obróbkowym DMU 100monoBLOCK (rys. 27b).

a)

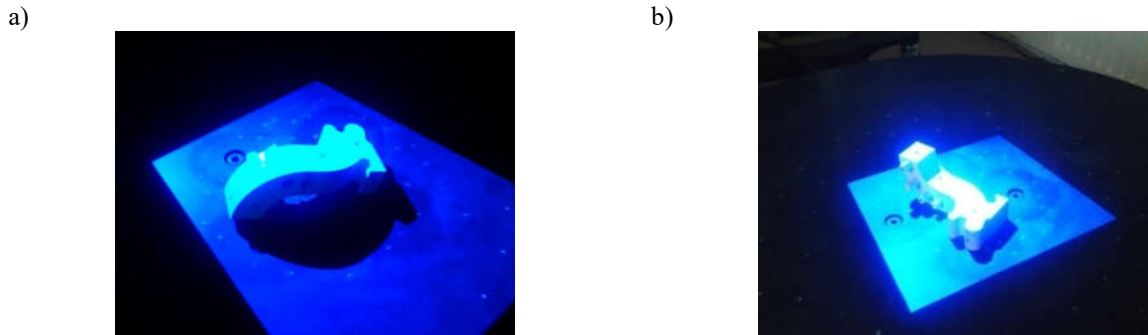


b)



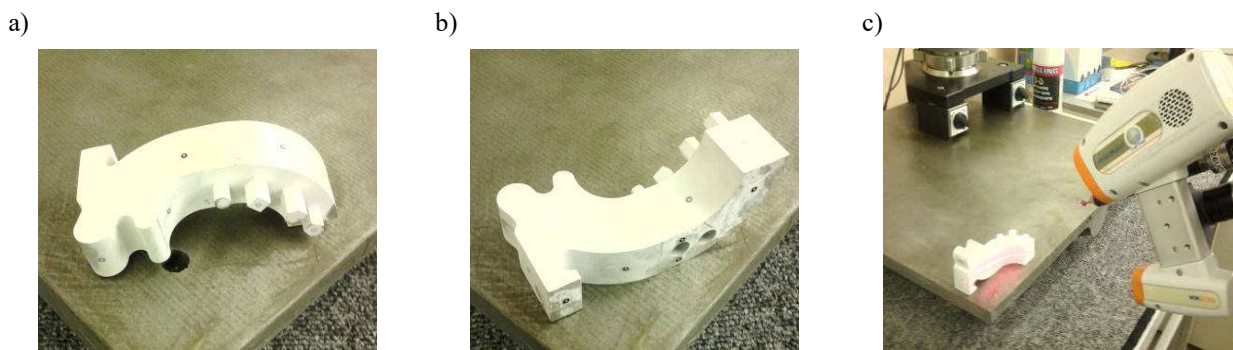
Rys. 27. Proces opracowania modelu wzorcowego, a) zamodelowany wzornik, b) model w trakcie wykonania na centrum obróbkowym DMU 100monoBLOCK [A11]

W kolejnym korku zmierzono model fizyczny wzorca stosując współrzędnościową maszynę pomiarową Wenzel. Uzyskane wyniki pomiaru geometrii wzorca, posłużyły jako punkt odniesienia do opracowania procedur minimalizujących błędy pomiarowe powstałe podczas digitalizacji przy użyciu trzech optycznych współrzędnościowych systemów pomiarowych. W pierwszej kolejności przeprowadzono testy sprawdzające dokładność systemu Atos II Triple Scan, który bazuje na pomiarze geometrii przy zastosowaniu światła strukturalnego. Pomiar został wykonany we współpracy ze stołem obrotowym i składał się z dwóch etapów. W pierwszym kroku zmierzono zewnętrzną część wzornika (rys. 28a), a w drugim wewnętrzną (rys. 28b). Pomiar każdej z części odbywał się co 30° (12 kroków pomiarowych). Rozdzielczość zebranych danych podczas pomiaru wyniosła 0,05 mm. Następnie złożono ze sobą dwie zmierzone geometrie, w celu otrzymania finalnego modelu wzornika. Aby ocenić powtarzalność procesu pomiarowego, powtórzono go trzykrotnie. Kolejne pomiary różniły się między sobą wartością odchylenia standardowego na poziomie od 0,001 do 0,002 mm.



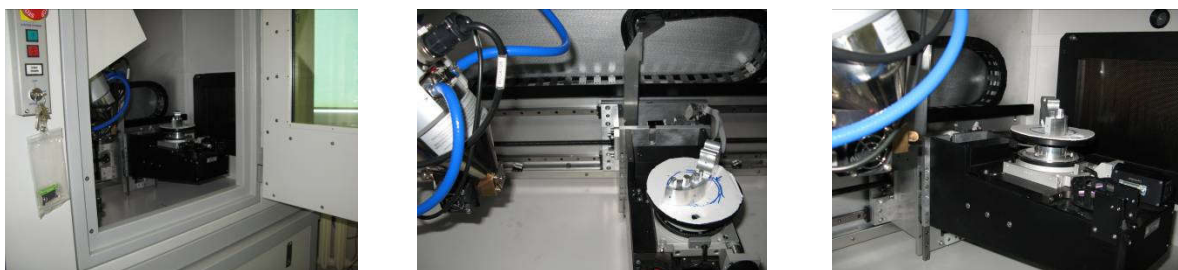
Rys. 28. Proces pomiarowy wzorca przy użyciu systemu oświetlającego obiekt światłem strukturalnym: a) pomiar od strony zewnętrznej, b) pomiar od strony wewnętrznej [A11]

Następnie w badaniach przeprowadzono proces oceny systemu oświetlającego obiekt światłem laserowym. Podczas pomiaru wzornika odcinka żuchwy zastosowano rozdzielczość 0,05 mm. Pomiar został wykonany w trzech etapach. W pierwszym zmierzono część zewnętrzną (rys. 29a), a w drugim wewnętrzną (rys. 29b) wzornika żuchwy. Trzeci etap polegał na pomiarze łącznie części przedniej oraz tylnej (rys. 29c).



Rys. 29. Proces pomiarowy wzorca przy użyciu systemu oświetlającego obiekt światłem laserowym: a) pomiar od strony zewnętrznej, b) pomiar od strony wewnętrznej, c) pomiar pozostałej części [A11]

Gotowy model powstał w wyniku złożenia trzech chmur punktów. W celu oceny powtarzalności procesu pomiarowego powtórzono go trzykrotnie. Pomiary różniły się między sobą wartością odchylenia standardowego na poziomie od 0,015 do 0,020 mm. Pomiar modelu wzornika odcinka żuchwy przeprowadzono także na mikrotomografie Benchtop CT160Xi (rys. 30).



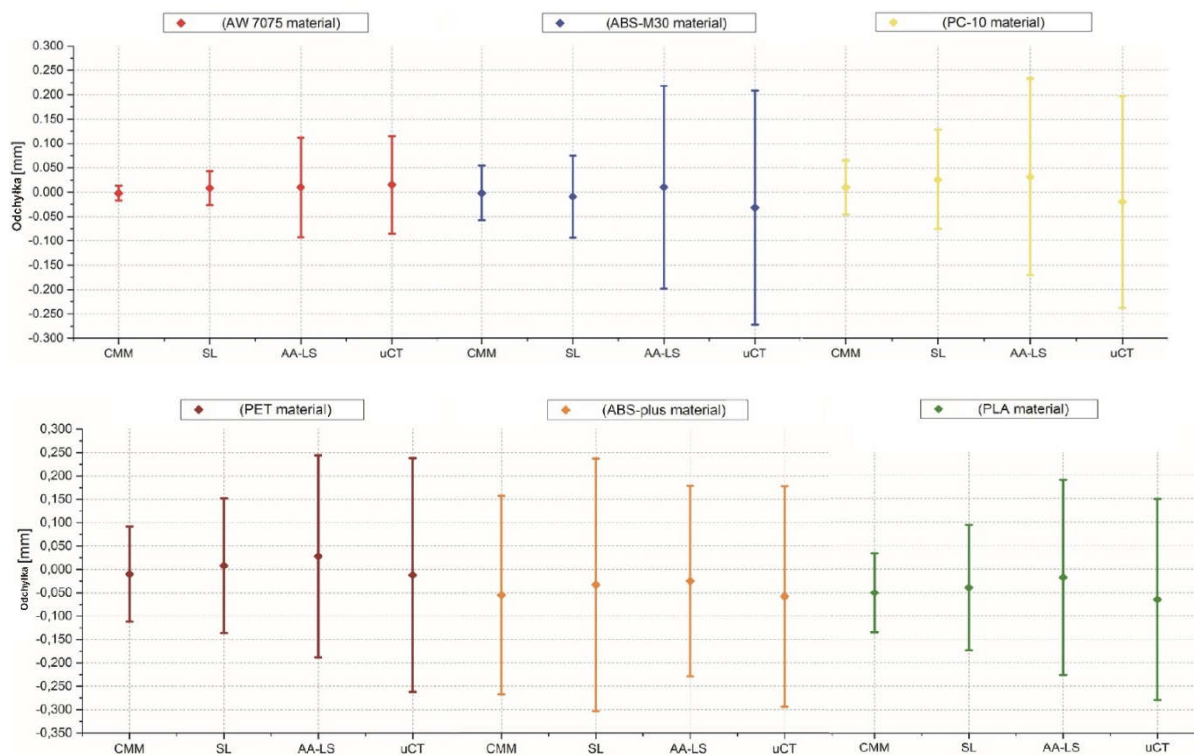
Rys. 30. Pomiar modelu wzorcowego odcinka żuchwy na tomografie Benchtop CT160Xi [A11]

Uzyskane dane charakteryzowały się rozmiarem piksela $0,05 \times 0,05$ mm oraz grubością warstwy 0,05 mm. Na podstawie przygotowanych danych dobrano wartość dolnego progu segmentacji zgodnie z zaleceniami dotyczącymi stopu aluminium AW-7075. Względem niego przeprowadzono proces segmentacji przy użyciu metody rozrostu obszarów. W celu zobrazowania modeli przestrzennych zastosowano metodę izopowierzchni, która wchodzi w skład metod renderingu powierzchniowego. Całą procedurę powtórzono trzykrotnie. Pomiary różniły się między sobą wartością odchylenia standardowego na poziomie od 0,02 do 0,04 mm. Na podstawie opracowanych procedur pomiarowych na modelu wykonanym ze stopu aluminium AW-7075 wdrożono je w perspektywie pomiaru geometrii wzorca wykonanego metodami przyrostowymi z materiałów termoplastycznych (tab.10.).

Tabela 10. Zastosowane przyrostowe metody wytwarzania [A11]

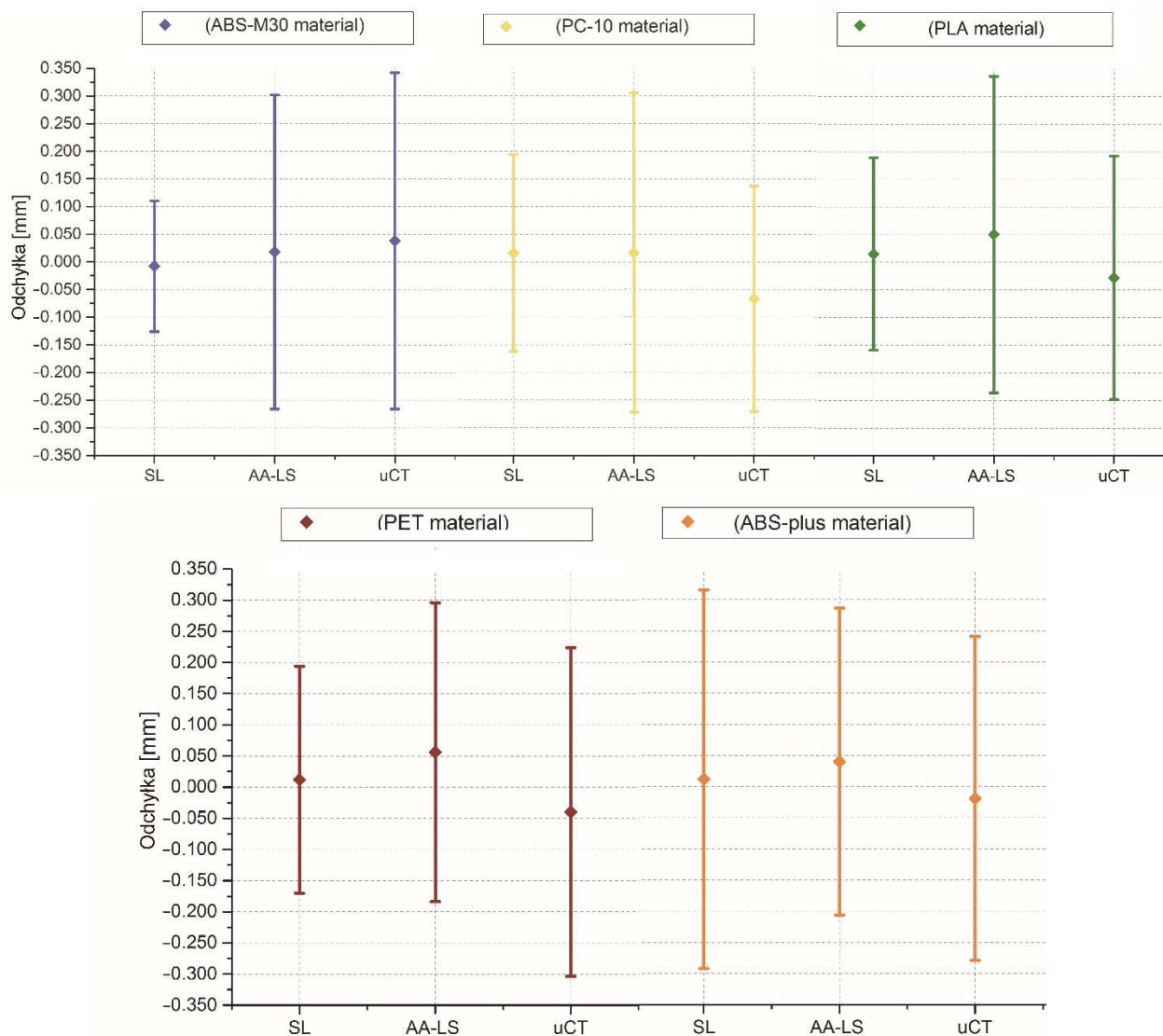
Technologia przyrostowa	Nazwa drukarki 3D	Komercyjna nazwa materiału	Grubość warstwy
FDM	Fortus 360-mc	ABS-M30	0,178 mm
		PC-10	0,178 mm
FFF	Prusa MK3s	PLA	0,150 mm
		PET	0,150 mm
MEM	UP Box	ABS plus	0,150 mm

W procesie weryfikacji dokładności wykonania modelu zastosowano tak jak w przypadku modelu wyfrezowanego, system optyczny Atos II Triple Scan (SL), ramię pomiarowe z głowicą laserową (AA-LS), mikrotomograf Benchtop CT160Xi (μ CT) oraz maszynę współrzędnościową Wenzel (CMM) [A11]. Wyniki dla stopu aluminium AW-7075 oraz materiałów termoplastycznych zaprezentowano na rys. 31.



Rys. 31. Ocena dokładności geometrycznej modelu wzorca wykonanego ze stopu aluminium AW-7075 oraz z materiałów termoplastycznych [A11]

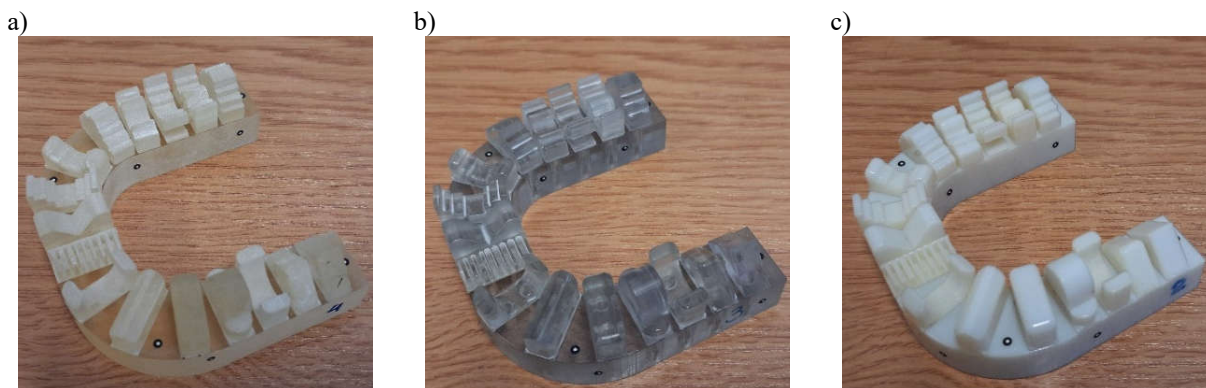
Mając oszacowane błędy modelu wzorcowego wykonanego przy użyciu metod przyrostowych, wykonano za ich pomocą także modele anatomiczne odcinków bocznych żuchwy. Następnie przeprowadzono pomiar geometrii modeli w celu oszacowania błędów ich wykonania. Wyniki zaprezentowane na rys. 32. Wskazują na to, iż najmniejsze błędy uzyskano podczas digitalizacji geometrii przy użyciu skanera Atos II Triple Scan oświetlającego obiekt światłem strukturalnym.



Rys. 32. Porównanie wyników oceniających dokładność geometryczną modelu odcinka bocznej żuchwy wykonanego z materiałów termoplastycznych [A11]

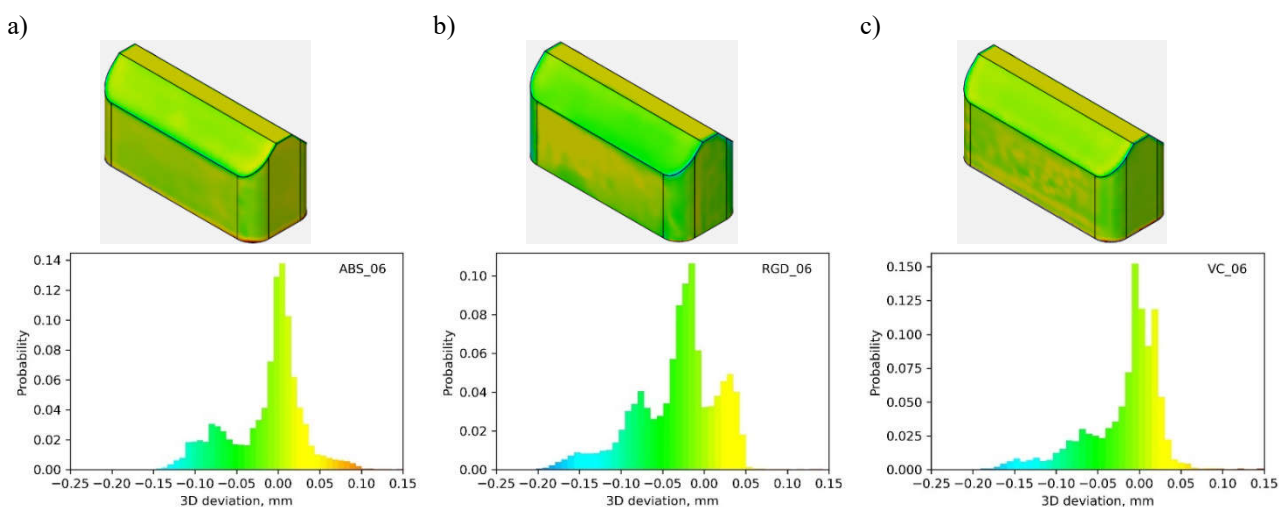
Dodatkowo badania dokładności geometrycznej przeprowadzono na próbkach wykonanych metodą warstwowego nadruku płynnego materiału [A5]. W publikacji [A5] zawarto wytyczne w zakresie wykonania badań dotyczących m.in. dokładności odwzorowania kształtu geometrii. Pomiary przeprowadzono na systemie Atos II Triple Scan oświetlającym obiekt światłem strukturalnym. W celu przygotowania plików cyfrowych pod kątem wydruku zastosowano oprogramowanie Object Studio. Modele wykonano z trzech rodzajów żywic fotopolimerowych: RGD 720 (rys. 33a), Vero Clear (rys. 33b) oraz Digital ABS Plus (rys. 33c). Po

wykonanym wydruku materiał podporowy został usunięty metodą mechaniczną za pomocą myjki ciśnieniowej.



Rys. 33. Wizualizacja wykonanych modeli z materiału: a) RGD720, b) VeroClear, c) Digital ABS Plus [A5]

Analizy dokładności odwzorowania kształtu geometrii wydrukowanych modeli przeprowadzono na podstawie 14 różnych modeli wydrukowanych z trzech różnych materiałów. Dla każdego wydrukowanego modelu wyznaczono odchyłki lokalne względem geometrii nominalnej. W pierwszej kolejności analizowano trójwymiarowe mapy odchyłek oraz histogramy odchyłek (rys. 34a, b i c). Zauważono, że charakter przebiegu histogramu dla danej geometrii modelu, niezależnie od materiału, jest podobny. Komplet wyników zawarto w publikacji [A5].



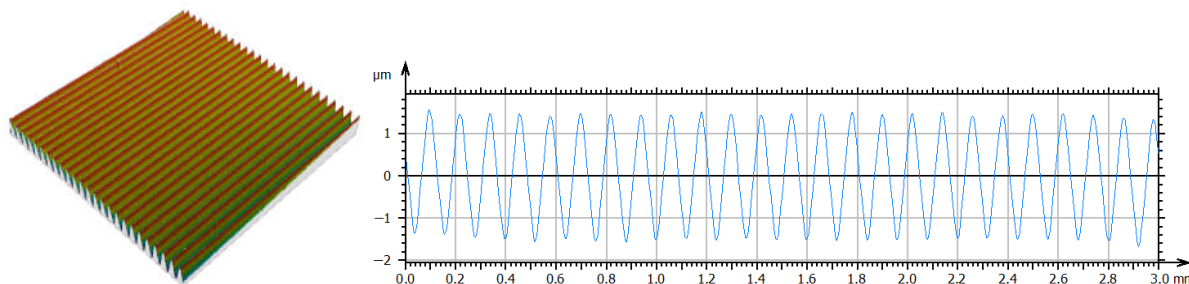
Rys. 34. Przykładowe wizualizacje trójwymiarowych map odchyłek wraz z histogramami: a) Digital ABS Plus, b) RGD720, c) Vero Clear [A5]

Średnia wartość odchyłek dla 14 modeli znajdowała się w przedziale 0,05-0,06 mm. Na modelach RGD720 dominowały odchyłki ujemne. W przypadku modeli z Digital ABS Plus i Vero Clear liczba odchyłek ujemnych i dodatnich jest porównywalna. Uzyskane wyniki badań opracowano, opierając się na realizacji projektu *Hybrydowo-modułowy system wspomagania zabiegów chirurgicznych oraz leczenia urazów ortopedycznych*. Na jego podstawie przedstawiono wytyczne w zakresie projektowania oraz wytwarzania

modeli o strukturze hybrydowej na potrzeby planowania zabiegów [P4]. Do opracowanej koncepcji oraz uzyskanych wyników odnoszą się także autorzy innej publikacji [52].

W przypadku wyznaczenia wybranych wartości parametrów chropowatości powierzchni bardzo ważne jest zagwarantowanie dokładnego odwzorowania powierzchni mierzonej. Jest to uzależnione nie tylko od poprawnie przeprowadzonego procesu kalibracji, ale także od doboru adekwatnego obszaru pomiarowego. Proces ten jest niezwykle ważny, gdyż wielkość obszaru pomiarowego wpływa na możliwość zastosowania różnych filtrów kształtu oraz składowych falistości i chropowatości powierzchni. Zbyt mały obszar pomiarowy może powodować, że wyznaczone parametry nie będą reprezentatywne w stosunku do badanej powierzchni lub nie będzie można odfiltrować składowych długofalowych. Duży obszar pomiaru może przełożyć się na długi czas pomiaru, trudności z doбором odpowiednich filtrów lub nawet brak możliwości uzyskania satysfakcjonujących wyników filtracji. W przypadku pomiaru metodą profilową stykową zagadnienie doboru obszaru pomiarowego sprowadza się do odpowiedniego doboru odcinka elementarnego, na podstawie którego określa się minimalną długość odcinka pomiarowego. Cała procedura jest przedstawiona w normie ISO 21920 [53-55].

Proces weryfikacji błędów pomiarowych przeprowadzono w kontekście systemu TalyScan 150 [A14]. Wybrano w tym celu wzorzec PGN-3. Charakteryzuje się on okresową strukturą powierzchni, co jest zbieżne ze strukturą powierzchni większości modeli uzyskanych przy użyciu metod przyrostowych. W pierwszej kolejności, bezpośrednio na modelu wzorcowym, zmierzono parametry 2D chropowatości za pomocą profilometru MarSurf M300. Na ich podstawie określono wartość długości filtra odcinającego λ_c , według procedury zawartej w normie ISO 21920-1 [53-55]. Dla modelu wzorca λ_c , która odpowiada długości odcinka elementarnego, wynosiła 0,8 mm. Długość odcinka pomiarowego przyjęto zaś jako $5 \times \lambda_c$. Na tej podstawie określono, że dla pomiarów 3D odcinek pomiarowy wzdłuż osi X będzie miał długość 4 mm. Długość drugiego boku obszaru pomiarowego (w kierunku osi Y) ustalono również na wartość 4 mm. Ocenę parametrów 3D przeprowadzono na profilometrze 3D Talyscan 150. W celu uzyskania wiarygodnych wyników pomiaru topografii powierzchni powtórzono je 10-krotnie na wzorcu. Pojedynczy mierzony obszar zgodnie ze wcześniejszymi ustaleniami miał wymiary 4×4 mm. Podczas pomiaru zastosowano najmniejszej dostępnej prędkość wynoszącą 2000 $\mu\text{m/s}$. Głowica w trakcie wykonania pomiaru jednego profilu nie była podnoszona przed wykonaniem kolejnego. Zabieg ten pozwolił na uniknięcie wprowadzenia niepotrzebnych oscylacji podczas wykonywania pomiaru. W procesie określania parametrów chropowatości powierzchni wzorca przeprowadzono proces filtracji, który w pierwszej kolejności polegał na usunięciu uzyskanych odchyłek kształtu. Przeprowadzono go przy użyciu wielomianu 1. stopnia. Następnie w celu oddzielenia składowych długofalowych zastosowano filtr Gaussa $\lambda_c = 0,8$ mm, który oznacza przejście od chropowatości do falistości. W efekcie uzyskano wizualizację trójwymiarową chropowatości powierzchni wzorca oraz przeanalizowano wybrany jej profil (rys. 35.).



Rys. 35. Uzyskana wizualizacja trójwymiarowa chropowatości powierzchni wzorca oraz wygenerowany wybrany profil [A14]

Na podstawie 10 pomiarów powierzchni wzorca wyznaczono parametry Ra (średnia arytmetyczna wysokość profilu) i Rz (maksymalna wysokość profilu) oraz Sa (średnia arytmetyczna wysokość w odniesieniu do powierzchni) i Sz (maksymalna wysokość powierzchni). W celu przeprowadzenia analizy statystycznej uzyskanych wartości pomiaru wykonano następujące kroki:

- posłużono się wzorem na obliczenie wartości średniej pomiaru (4):

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \quad (4)$$

gdzie: \bar{y} – wartość średnia pomiaru, y_i – wynik kolejnego pomiaru, n – numer kolejnego pomiaru

- następnie obliczono odchylenie standardowe dla pojedynczego wyniku (-ów) pomiaru, które jest miarą rozrzutu wyników eksperymentu wokół wartości średniej (5):

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}{n-1}} \quad (5)$$

- obliczono odchylenie standardowe dla wartości średniej (6):

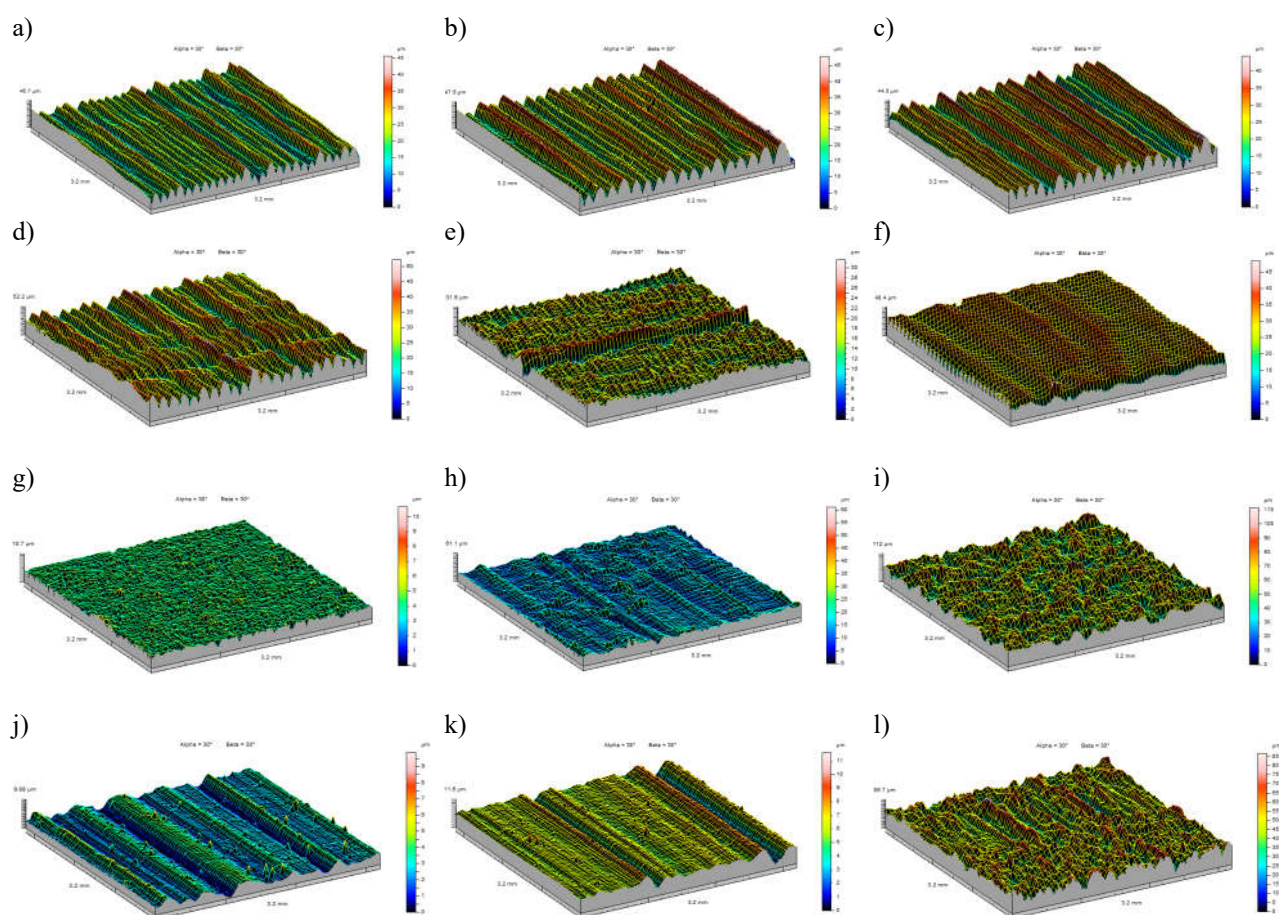
$$s_r = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (6)$$

Wyniki pomiarów wraz z ich opracowaniem statystycznym przedstawiono w tab. 11.

Tabla 11. Dane statystyczne uzyskane podczas pomiaru powierzchni wzorca [A14]

	Wartość wzorcowa [µm]	Wartość średnia pomiaru (\bar{y}) [µm]	Odchylenie standardowe pomiaru (s) [µm]	Odchylenie standardowe od wartości średniej (S_r) [µm]
Ra	0,910	0,878	0,003	0,001
Rz	3,100	3,054	0,023	0,010
Sa	0,900	0,878	0,004	0,002
Sz	3,100	3,185	0,028	0,016

Następnie ten sam system 3D Talyscan 150 oraz protokół pomiarowy zastosowano w procesie wyznaczania chropowatości powierzchni modeli badawczych [A0]. Jedyne różnice dotyczyły parametrów obróbki danych. Była ona związana ze zmianą procesu filtracji błędów kształtu. W przypadku powierzchni płaskiej zastosowano tak jak w przypadku wzorca wielomian 1. rzędu. Jednak w przypadku pomiaru powierzchni walcowej, zastosowano powierzchnię cylindryczną, a swobodnej – wielomian 3. rzędu. Na podstawie uzyskanych wyników pomiarów wyznaczono w monografii [A0] podstawowe parametry chropowatości powierzchni: średnią arytmetyczną bezwzględnych wartości rzędnych wewnątrz obszaru zdefiniowanego (S_a), średnią kwadratową wartości rzędnych wewnątrz obszaru zdefiniowanego (S_q), najmniejszą wartość wysokości wgłębienia wewnątrz obszaru zdefiniowanego (S_v), największą wartość wysokości wzniesienia w zdefiniowanym obszarze (S_p), sumę maksymalnej wartości wysokości wzniesienia i maksymalnej wartości wysokości wgłębienia wewnątrz zdefiniowanego obszaru (S_z) oraz parametry skośności (S_{sk}) i kurtozy (S_{ku}). Wybrane wizualizacje trójwymiarowe chropowatości powierzchni, mierzone wzdłuż nakładania warstw wydruku zaprezentowano na rys. 36. Komplet wyników zawarto w monografii [A0].



Rys. 36. Wizualizacje trójwymiarowe chropowatości powierzchni, uzyskane dla materiału: a) ABS-M30, b) PC-10, c) PLA, d) PETG, e) UV Anycubic Basic, f) E-Denstone, g) E-Model, h) Deft resin by peopoly, i) PA12, j) Digital ABS-Plus, k) Vero Clear, l) RGD 720 [A0]

W tabelach 12.–15. zaprezentowano maksymalną oraz minimalną wartość parametru Sa uzyskaną podczas pomiarów.

Tabela 12. Uzyskane maksymalne i minimalne wartości parametru Sa dla procesów ekstruzji warstwowej [A0]

Technologia (materiał)	Sa	
	Wartość minimalna (obszar pomiaru)	Wartość maksymalna (obszar pomiaru)
FDM (ABS-M30)	5,15 μm (na ostatniej warstwie wydruku)	7,40 μm (od strony materiału podporowego)
FDM (PC-10)	4,43 μm (na ostatniej warstwie wydruku)	8,20 μm (od strony materiału podporowego)
FFF (PLA)	5,88 μm (od strony materiału podporowego)	7,34 μm (na ostatniej warstwie wydruku)
FFF (PETG)	4,55 μm (na ostatniej warstwie wydruku)	7,02 μm (wzdłuż warstw wydruku)

Tabela 13. Uzyskane maksymalne i minimalne wartości parametru Sa dla procesów fotopolimeryzacji objętościowej [A0]

Technologia (materiał)	Sa	
	Wartość minimalna (obszar pomiaru)	Wartość maksymalna (obszar pomiaru)
DLP (UV Anycubic Basic)	1,90 μm (na ostatniej warstwie wydruku)	6,50 μm (od strony materiału podporowego)
3SP (E-Denstone)	4,28 μm (wzdłuż warstw wydruku)	5,21 μm (od strony materiału podporowego)
3SP (E-Model)	0,32 μm (wzdłuż warstw wydruku)	4,53 μm (od strony materiału podporowego)
SLA (Deft resin by peopoly)	2,00 μm (na ostatniej warstwie wydruku)	3,89 μm (od strony materiału podporowego)

Tabela 14. Uzyskane maksymalne i minimalne wartości parametru Sa dla procesu selektywnego spajania sproszkowanego materiału [A0]

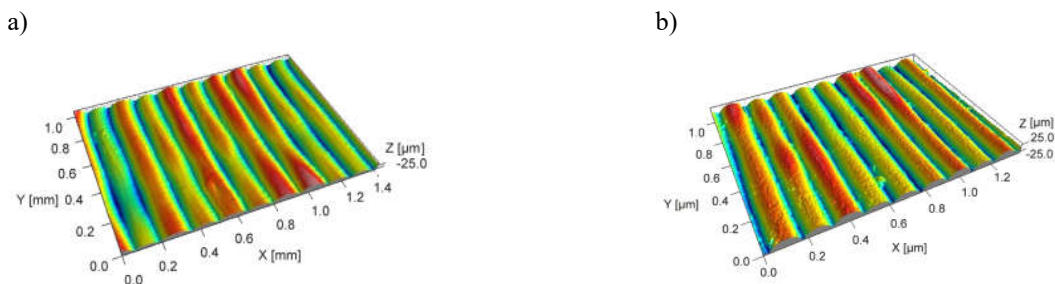
Technologia (materiał)	Sa	
	Wartość minimalna (obszar pomiaru)	Wartość maksymalna (obszar pomiaru)
SLS (PA12)	0,02 μm (na ostatniej warstwie wydruku)	10,00 μm (wzdłuż warstw wydruku)

Tabela 15. Uzyskane maksymalne i minimalne wartości parametru Sa dla procesu warstwowego nadruku płynnego materiału [A0]

Technologia (materiał)	Sa	
	Wartość minimalna (obszar pomiaru)	Wartość maksymalna (obszar pomiaru)
MJ (Digital ABS-Plus)	0,71 μm (na ostatniej warstwie wydruku)	2,21 μm (od strony materiału podporowego)
MJ (Vero Clear)	0,88 μm (wzdłuż warstw wydruku)	2,25 μm (na ostatniej warstwie wydruku)
MJ (RGD 720)	2,75 μm (na ostatniej warstwie wydruku)	10,00 μm (od strony materiału podporowego)

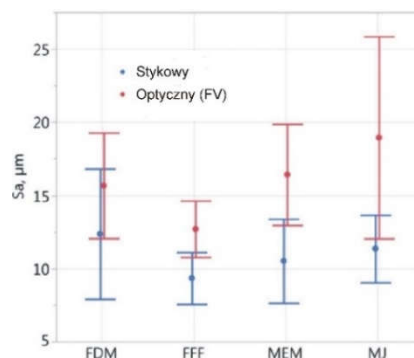
W przypadku metod optycznych metodyka pomiaru powierzchni musi zostać indywidualnie i starannie dobrana. Wynika to z faktu, iż norma ISO 21920 w przypadku pomiarów 3D nie definiuje konkretnych wytycznych, m.in. związanych z doбором wielkości obszaru pomiarowego. Niezwykle trudnym zadaniem jest

więc wyznaczenie porównywalnych wartości wybranych parametrów struktury geometrycznej powierzchni. W publikacjach [A6 i A8] zdecydowano się jednak przeprowadzić badania porównujące pomiar topografii powierzchni modeli wykonanych metodami przyrostowymi przy użyciu metody stykowej profilowej oraz metody optycznej różnicowania ogniskowego (ang. *Focus Variation*) [56, 57]. Pomiar metodą stykową profilową przeprowadzono bezpośrednio, zgodnie z wytycznymi zawartymi w normie. W przypadku metody różnicowania wysokościowego ze względu na właściwości optyczne modeli wykonanych metodą FFF oraz warstwowego nadruku płynnego materiału ich bezpośredni pomiar na mikroskopie nie był możliwy. Bezpośredni pomiar próbek wykonanych metodą FDM również był problematyczny. Ze względu na te trudności wszystkie pomiary metodą różnicowania wysokościowego postanowiono przeprowadzać metodą pośrednią z wykorzystaniem technologii replik. Obszar pomiarowy dla pomiaru optycznego oszacowano na podstawie analizy fraktalnej. Ostatecznie wybrano reprezentatywny obszar wynoszący ok. 1×1 mm. Na bazie przeprowadzonych pomiarów wygenerowano topografie powierzchni uzyskane dla metody stykowej (rys. 37a) oraz optycznej opierając się na pomiarze repliki (rys. 37b). Biorąc pod uwagę pomiar powierzchni metodą optyczną, wkrada się niestety szereg błędów, m.in. tworzenie się pików na krawędziach i zagłębień powierzchni [53], utrata sygnału w miejscu ogniskowania wiązki świetlnej, co powodowało powstawanie szumów na powierzchni zmierzonej (rys. 37b).



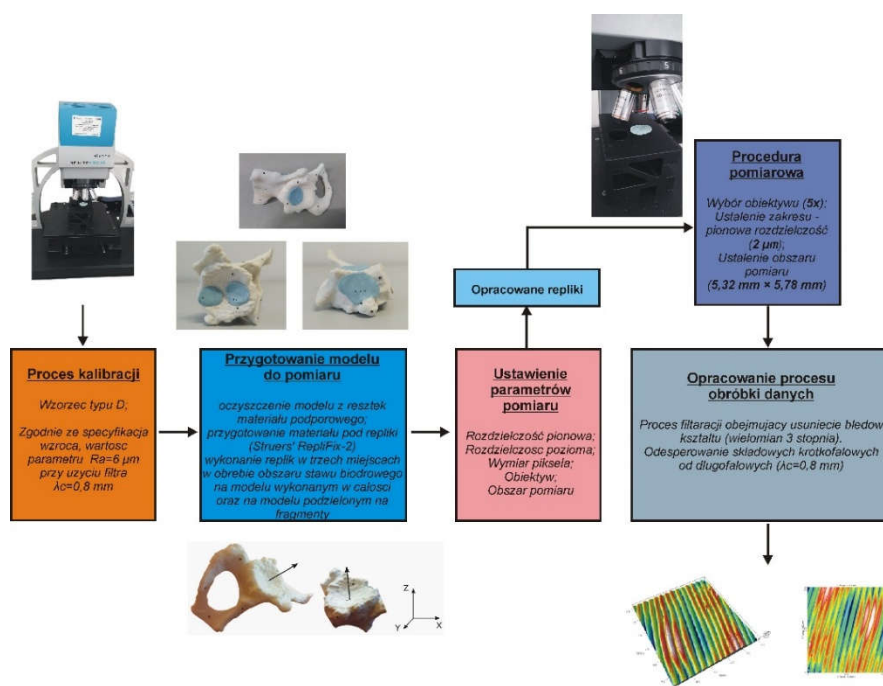
Rys. 37. Przykładowe porównanie topografii powierzchni próbki wykonanej metodą FFF uzyskanej: a) metodą stykową, b) metodą optyczną [A8]

Na bazie wyników zaprezentowanych w publikacji [A8] można zauważyć, że najmniejszy rozrzut wyników wokół wartości średniej dla parametru S_a uzyskano metodą stykową profilową (rys. 38). Na przedstawione wyniki zwrócono także uwagę w publikacji [58].



Rys. 38. Porównanie uzyskanej wartości parametru S_a dla zastosowanych metod przyrostowych [A8]

Na podstawie uzyskanych wyników badań stwierdzono, że pomiary chropowatości powierzchni próbek wykonanych metodami ekstruzji warstwowej materiału polimerowego najlepiej przeprowadzać metodą stykową profilową. Jedynie w przypadku kiedy geometria mierzona wykonana metodami ekstruzji warstwowej materiału polimerowego charakteryzowała się znaczną złożonością w obszarze badawczym (m.in. pomiar powierzchni wklęsłej), korzystano częściej z pomiarów optycznych poprzez wykonanie repliki powierzchni. Tą samą metodą pomiarową także zaprezentowano w publikacji [A4], gdzie dodatkowo opracowano całą metodykę obróbki danych numerycznych w celu uzyskania ostatecznych wyników badań chropowatości na przykładzie obszaru panewki (rys. 39). Przez wzgląd na złożoność problematyki badawczej przeprowadzono je wspólnie z pracownikami Uniwersytetu w Ostrawie.



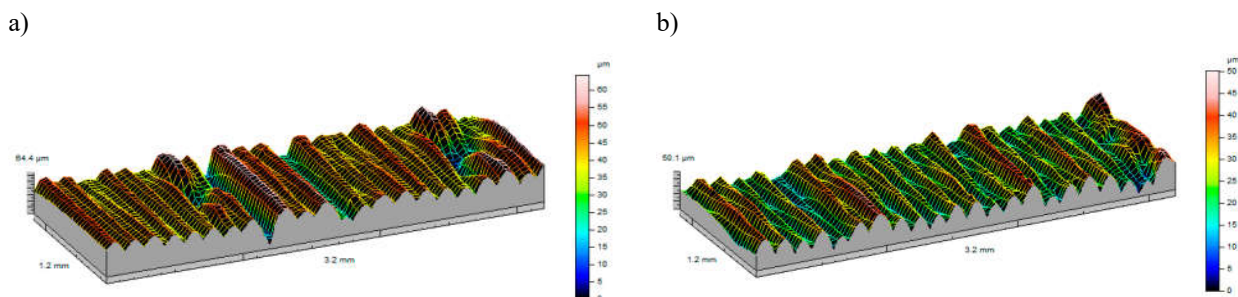
Rys. 39. Koncepcja pomiaru metodą optyczną chropowatości powierzchni panewki wykonanej metodą ekstruzji warstwowej materiału polimerowego [A4]

Jedynie w przypadku pomiaru powierzchni gniazda formy zdecydowano się zaprojektować uchwyt umożliwiający lepsze zorientowanie oraz spoczyjonowanie próbki w celu wykonania pomiaru metodą stykową profilową (rys. 40).



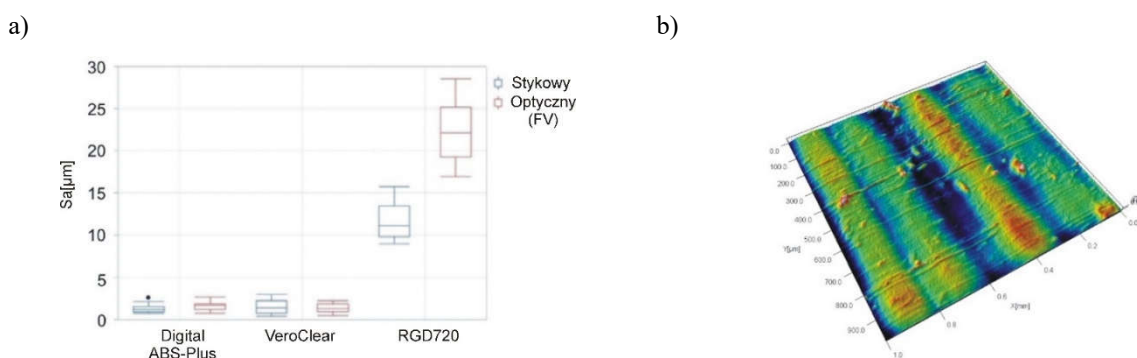
Rys. 40. Pomiar topografii powierzchni metodą stykową profilową: a) stanowisko pomiarowe, b) przykładowa wizualizacja topografii gniazda formy [A14]

W przypadku powierzchni modeli wykonanych metodami ekstruzji warstwowej materiału polimerowego charakteryzującymi się bardziej profilem wypukłym niż wklęsłym, zdecydowano się na skorzystanie z metody stykowej profilowej w procesie oceny chropowatości powierzchni. Analizy dotyczące tej metody pomiaru przeprowadzono na przykładzie modeli odcinków bocznych żuchwy [A1], głowy i trzonu kości udowej [A9]. W przypadku publikacji [A12] w przetestowaną ją pod kątem zużycia powierzchni bocznej zęba koła zębatego (rys. 41). Na przedstawione wyniki zwrócono uwagę w publikacjach [59, 60].



Rys. 41. Pomiar topografii powierzchni bocznej zęba wykonanego z materiału Polyetheretherketone (PEEK): a) przed procesem eksploatacji, b) po procesie eksploatacji [A12]

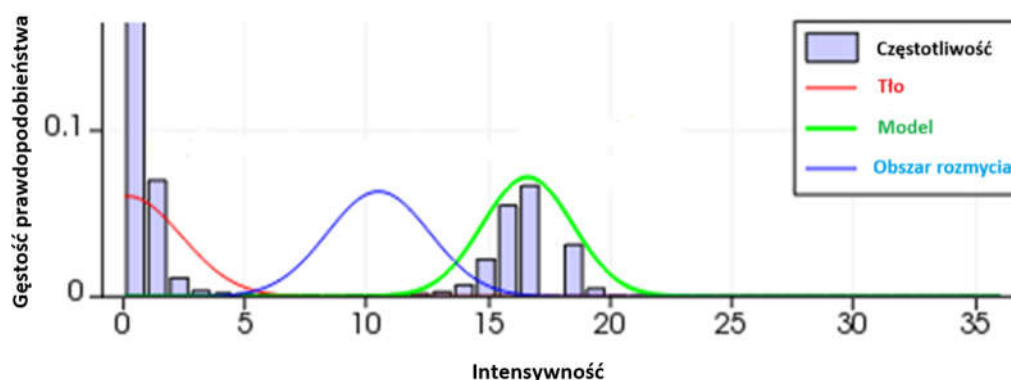
Oddzielna kwestia dotyczy oceny chropowatości powierzchni modeli wykonanych metodą warstwowego nadruku płynnego materiału. Problem z weryfikacją chropowatości powierzchni metodą stykową wynikał z trudności z dotarciem końcówki pomiarowej do wgłębień w obszarze analizowanej powierzchni, przez wzgląd na zastosowaną grubość warstwy wydruku, która wniosła 0,016 mm. Jest ona prawie o rząd wielkości mniejsza niż dla procesów ekstruzji warstwowej materiału polimerowego. Zastosowana w procesie pomiarowym końcówka charakteryzowała się promieniem zaokrąglenia równym 2 μm i kątem stożka wynoszącym 60°. Jednak, biorąc pod uwagę badania przeprowadzone w publikacji [A6], zaobserwowano, że jedynie w przypadku żywicy RGD 720 widać znaczne różnice w uzyskanych wynikach parametru Sa otrzymanego metodą pomiarową stykową oraz optyczną (rys. 42a). W przypadku innych testowanych żywic nie zauważono znacznych różnic, lecz pomiar bezpośredni metodą stykową może w przypadku ustawienia zbyt dużej siły nacisku końcówki pomiarowej powodować dodatkowo rysowanie powierzchni próbek badawczych (rys. 42b).



Rys. 42. Analiza chropowatości próbek wykonanych w procesie warstwowego nadruku płynnego materiału:

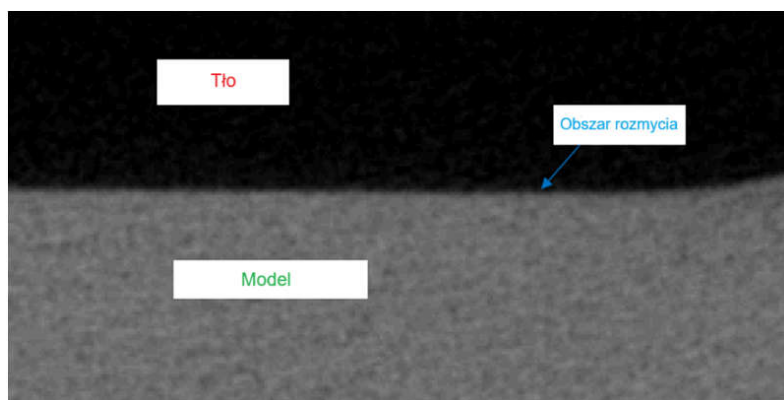
a) parametry statystyczne, b) zarysowania powierzchni [A6]

Na etapie prowadzonych badań nad oceną dokładności geometrycznej oraz chropowatości powierzchni modeli wykonanych metodami przyrostowymi zwrócono uwagę także na aspekt precyzyjnego określenia gęstości radiologicznej materiałów polimerowych w ramach realizacji projektu badawczego *Hybrydowo-modułowy system wspomagania zabiegów chirurgicznych oraz leczenia urazów ortopedycznych* [P4]. W perspektywie obecnie prowadzonych badań na świecie, autorzy publikacji [31] określili, że główny wpływ na dokładność określenia wartości gęstości radiologicznej ma etap digitalizacji oraz obróbki danych wolumetrycznych. Dlatego dzięki opracowaniu procedur kalibracji systemu tomograficznego Benchtop (Nikon) CT160Xi [A15] oraz opracowaniu metodyki obróbki danych numerycznych możliwe było oszacowanie wiarygodnych wartości gęstości radiologicznych zastosowanych w procesie badawczym materiałów polimerowych. W tym celu wykorzystano proces segmentacji oparty na metodzie grupowania danych na podstawie mieszaniny Gausowskiej (ang. *Gaussian mixture model based clustering algorithm*). Algorytm ten zakłada, że rozkład każdego elementu próby losowej może składać się z kombinacji pewnej liczby mniej złożonych rozkładów, które można przybliżyć do krzywej Gaussa. Na podstawie analizy histogramu przedstawiającego rozkład stopnia intensywności pikseli obrazu, przeprowadzono proces dopasowania. Następnie została wybrana grupa obejmująca piksele reprezentujące strukturę anatomiczną zuchwy, którą poddano procesowi rekonstrukcji geometrii, stosując w tym celu algorytm aktywnego konturu. Algorytm ten dopasowuje kontur do określonego w procesie segmentacji zarysu struktury anatomicznej, pozwalając w efekcie końcowym na pełne odtworzenie geometrii. Jak pokazano na rys. 43., rozkład normalny określony na podstawie algorytmu segmentacji, definiujący obszar rozmycia, pokrywa tylko niewielką część pikseli reprezentujących obraz.



Rys. 43. Stopień intensywności pikseli oraz krzywe Gaussa grupujące dane [A15]

Dzięki takiej prezentacji danych można było dokładniej na obrazie tomograficznym wskazać granicę pomiędzy tłem a pikselami definiującymi segmentowaną strukturę (rys. 44). Zabieg ten pozwolił odseparować piksele definiujące obszar rozmycia i sztucznie nie zaniżyć lub zawyżyć objętości geometrii modelu poddanego procesowi rekonstrukcji z obrazów tomograficznych. Na przedstawione wskazówki dotyczące kontroli dokładności systemów tomograficznych zwrócono uwagę w publikacjach [61, 62].



Rys. 44. Część obrazu tomograficznego z wyszczególnionymi obszarami [A15]

Na bazie pikseli przypisanych do danego obszaru uzyskano uśrednione wartości jednostek w skali HU, które określiły gęstości radiologiczne wybranych w procesie badawczym materiałów (tab.16.).

Tabela 16. Gęstości radiologiczne zastosowanych materiałów polimerowych [A15]

Nazwa materiału	Średnia wartość (HU)	Odchylenie standardowe (HU)
ABS-M30	98,041	5,481
PC-10	57,287	5,576
PLA	48,662	2,995
PET	47,406	8,547
E-Partial	30,126	8,279
E-Denstone	28,594	9,748
E-Model	28,759	10,610
Precimid 1170	16,091	4,348
FullCure 830	29,409	4,775
Digital ABS-Ivory	30,430	3,814
VeroClear	29,055	3,206
RGD720	28,860	6,525

Na podstawie publikacji [63, 64] określono gęstości radiologiczne dla najbardziej charakterystycznych tkanek ludzkich. Przedstawione wyniki w tab. 3 poszerzają dotychczasową wiedzę o gęstości radiologiczne nowych materiałów. Porównując uzyskane wyniki z tab. 3., można przypisać niektóre materiały do konkretnych tkanek ludzkich. W przypadku materiałów wykonanych techniką FDM, ABS –M30 odwzorowuje gęstości radiologiczne zbliżone do kości gąbczastej, a PC-10 wątroby. W przypadku materiału PLA oraz PET uzyskane wyniki można porównać ze śledzioną. Biorąc pod uwagę żywice akrylowe zastosowane w badaniach, praktycznie wszystkie wykazują wartość gęstości radiologicznej pomiędzy 20 a 40 HU. Uzyskane wyniki można porównać do trzustki, nerki, mózgu i serca. W przypadku materiału Precimid 1170, może on odwzorowywać m.in. struktury mięśniowe. Przedstawione wyniki badań stanowią cenne wskazówki, które stanowią podstawę do udoskonalenia obecnie stosowanych fantomów radiologicznych wykorzystywanych w procesie weryfikacji błędów tomograficznych systemów diagnostycznych. Uzyskane wyniki w publikacji [A15] pomogły w opracowaniu patentu: *Model do zastosowań medycznych i sposób wytwarzania modelu do zastosowań medycznych* [P4] oraz zwrócono na ich uwagę także w publikacjach [65, 66].

Podsumowując materiał zawarty w przedstawionym autoreferacie za swoje osiągnięcie uważam usprawnienie procesu projektowania modeli na potrzeby druku 3D, przez opracowanie autorskiego modelu badawczego na bazie którego uzyskano wytyczne w zakresie procesu teselacji pod kątem przygotowania modelu numerycznego formy odlewniczej, gwintu metrycznego oraz koła zębatego. Przez wzgląd na to, iż coraz częściej przy użyciu metod przyrostowych wykonuje się modele funkcjonalne, niezwykle istotne było zwrócenie uwagi na opracowanie wysoce dokładnego modelu numerycznego. Weryfikacja wykonanych modeli pod kątem stopnia zużycia w przypadku modelu formy oraz koła zębatego, znacznie poszerzyła wiedzę na temat stosowalności tego typu rozwiązań co dotyczy oceny jakości odlewów oraz w przypadku koła zębatego w procesie przenoszenia zmiennych obciążeń dynamicznych. Jednocześnie zwrócenie uwagi na proces projektowania oraz wytwarzania połączeń rozłącznych na przykładzie gwintów metrycznych stanowi interesującą podstawę do dalszych testów dokładnościowych oraz wytrzymałościowych jeśli chodzi o stosowalność tego typu rozwiązań w budowie części maszyn.

Istotnym zagadnieniem również podjętym w prezentowanym cyklu publikacji było opracowanie oryginalnej koncepcji obróbki danych DICOM w procesie RE w celu uzyskania modeli numerycznych o podwyższonej dokładności w obrębie obszaru żuchwy, oczodołu, stawu biodrowego, kolanowego oraz sklepienia czaszki. Opracowane metody obróbki danych DICOM, polegające na wyborze metod filtracji, interpolacji, segmentacji oraz rekonstrukcji pod kątem konkretnego obszaru anatomicznego, pozwalają znacznie podwyższyć dokładność geometryczną modeli numerycznych w prezentowanych regionach przy jednoczesnym skróceniu czasu przygotowania finalnego modelu 3D-STL. Podział modeli 3D-STL na fragmenty pozwolił także jednocześnie podwyższyć dokładność przy zoptymalizowaniu czasu wytwarzania w procesie druku 3D. Wydrukowane modele umożliwiły operatorom lepsze niż sama diagnostyka radiologiczna przygotowanie się do zabiegu oraz zrozumienie istniejącej patologii zarówno przed, jak i w trakcie trwania zabiegu operacyjnego.

Ze względu na to, iż przy użyciu procesu inżynierii rekonstrukcyjnej projektowane są także często kopie funkcjonalnych części dla przemysłu samochodowego oraz lotniczego, opracowano metodykę pomiaru optycznego oraz rekonstrukcji geometrii na przykładzie m.in. łopatki turbiny lotniczej oraz sprzęgła. Zagadnie to jest niezwykle istotne gdyż obecnie brakuje opracowania wytycznych dla konstruktorów związanych z oszacowaniem dokładności procesu inżynierii rekonstrukcyjnej na etapie pomiaru oraz rekonstrukcji geometrii. Uzyskane wartości błędów optycznych współrzędnościowych systemów pomiarowych oraz odchyłki geometryczne na etapie rekonstrukcji stanowią cenne wskazówki w procesie optymalizacji procesu projektowania części na bazie zabranych danych pomiarowych biorąc pod uwagę tolerancję wykonania modelu.

Dzięki użyciu technik przyrostowych wykonywane są obecnie coraz częściej funkcjonalne modele z materiałów polimerowych, niezbędne było więc opracowanie wytycznych pozwalających na szczegółowe przeanalizowanie uzyskanych odchyłek kształtu odwzorowania geometrii oraz chropowatości powierzchni wykonanych modeli. Aspekt podjęty badań jest niezwykle istotny, gdyż na etapie wytwarzania mogą wystąpić

błędy, które znacząco wpływają na zmianę struktury geometrycznej powierzchni modelu. Uzyskane podczas wytwarzania parametry struktury geometrycznej powierzchni wpływają bezpośrednio na szczelność, dokładność, pasowanie, zużycie lub odkształcenie modelu. Dzięki opracowaniu metodyki weryfikacji błędów optycznych systemów współrzędnościowych na własnym zaprojektowanym wzorcu usprawniono proces pomiarowy oraz zminimalizowano błędy na etapie digitalizacji geometrii. Dzięki temu uzyskano bardziej wiarygodne wartości maksymalnych odchyłek geometrycznych oraz amplitudowych parametrów chropowatości powierzchni dla modeli badawczych sprzęgła, łopatki oraz anatomicznego modelu żuchwy wykonanych z różnego typu materiałów polimerowych i przy różnej orientacji modelu w przestrzeni drukarki 3D. Pozwoliło to na przedstawienie wytycznych dla konstruktorów oraz technologów pod kątem wytwarzania przy użyciu metod przyrostowych elementów dla przemysłu lotniczego, samochodowego oraz medycznego.

Biorąc pod uwagę innowacyjność opracowanych koncepcji oraz uzyskanych wyników badań mają one istotny wpływ na rozwój dziedzin nauk inżynierijno-technicznych przede wszystkim w dyscyplinie inżynieria mechaniczna. Wynika to z podjętej współpracy badawczej z ośrodkami w kraju i za granicą oraz z sektorem przemysłowym. Badania pod kątem optymalizacji procesu inżynierii rekonstrukcyjnej celem podwyższenia dokładności pomiaru geometrii są stosowane w firmie CC Metal. W przypadku firmy Mediprinting, wdrożone procedury pomiaru i weryfikacji chropowatości powierzchni modeli wykonanych metodami SLS oraz MJF, stanowią podstawę do rozwoju produktu w postaci ortez przedramienia wykonanych z materiałów polimerowych. Kierowanie projektem finansowanym przez Podkarpackie Centrum Innowacyjności, pozwoliło na opracowanie modelu o strukturze hybrydowej składającej się z modułów, który jest planowany do wdrożenia pod kątem testowania dokładności skanerów 3D, przemysłowych oraz medycznych systemów tomograficznych. Opracowany wspólnie z firmą RC-Tech patent, dotyczący hybrydowej metody wytwarzania korpusów zaworów, pozwala na znaczne obniżenie kosztów wykonania produktu. Jednocześnie prowadzone są dalsze badania nad dokładnością geometryczną oraz wytrzymałością połączeń gwintowych wykonanych metodami przyrostowymi wraz z pracownikami Uniwersytetu w Żylinie. Współpraca z sektorem medycznym, pozwoliła na opracowanie procedur obróbki numerycznej danych w procesie inżynierii rekonstrukcyjnej, pozwalających na podwyższenie dokładności na etapie modelowania oraz wytwarzania szablonów do planowania zabiegów. Nawiązanie współpracy badawczej z pracownikami Uniwersytetu w Ostrawie, pozwala na dalsze rozwijanie badań pod kątem wytwarzania przy użyciu metod przyrostowych szablonów o podwyższonej dokładności geometrycznej oraz wytrzymałości.

Biorąc pod uwagę zaprezentowane wyniki badań, zebrane w formie monografii oraz jednotematycznego cyklu publikacji, dotyczące podwyższenia dokładności modeli na etapie modelowania CAD/RE oraz wytwarzania przyrostowego stanowią istotny wkład przede wszystkim w dziedzinę inżynierii mechanicznej. Za swoje osiągnięcia uważam opracowanie:

- metodyki podwyższającej dokładność modeli numerycznych 3D-STL na etapie projektowania tradycyjnego na przykładzie opracowanego własnego modelu badawczego [A0], formy odlewniczej [A14], gwintu metrycznego [A7] oraz koła zębatego [A12];

- metodyki podwyższającej dokładność modelu 3D-STL w procesie inżynierii rekonstrukcyjnej na potrzeby planowania zabiegów w obrębie obszaru twarzoczaszki [A3, A10], stawu kolanowego oraz biodrowego [A4, A9];
- metodyki podwyższającej dokładność modelu 3D-STL w procesie inżynierii rekonstrukcyjnej na przykładzie łopatki turbiny lotniczej [A0], sprzęgła [A0] oraz modelu anatomicznego fragmentu żuchwy [A0] na podstawie danych pomiarowych uzyskanych ze skanera światła strukturalnego, laserowego oraz mikrotomografu przemysłowego;
- metodyki na etapie obróbki numerycznej danych, związanej z podziałem modeli 3D-STL na fragmenty w celu podwyższenia dokładności wykonania modeli charakteryzujących się powierzchniami swobodnymi na przykładzie modeli anatomicznych [A4, A9];
- wytycznych w zakresie doboru parametrów wydruku oraz orientacji modelu w przestrzeni drukarki 3D w celu podwyższenia dokładności wytwarzania przyrostowego modeli z materiałów polimerowych [A0-A2, A4-A13, A14, A15] oraz skrócenia czasu wytwarzania modeli [A4, A9, A10];
- metodyki weryfikacji błędów optycznych systemów współrzędnościowych na własnym zaprojektowanym wzorcu w celu usprawnienia procesu pomiarowego i minimalizacji błędów na etapie digitalizacji geometrii [A11],
- metodyki kontroli dokładności geometrycznej [A0, A4, A5, A11, A15] oraz chropowatości powierzchni [A0, A1, A4, A6, A8] modeli wykonanych z materiałów polimerowych na przykładzie modeli struktur anatomicznych [A1, A4], sprzęgła [A0], łopatki [A0], gwintu metrycznego [A7], koła zębatego [A12] oraz formy odlewniczej [A14];
- metodyki obróbki danych pochodzących z mikrotomografu przemysłowego w celu oszacowania gęstości radiologicznej materiałów polimerowych.

[1] Gao, W., Zhang, Y., Ramanujan, D., Ramani, K., Chen, Y., Williams, C. B., Zavattieri, P. D. (2015). The status, challenges, and future of additive manufacturing in engineering. *Computer-aided design*, 69, 65-89. <https://doi.org/10.1016/j.cad.2015.04.001>

[2] Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T., Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172-196. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>

[3] Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., Khorasani, M., Rosen, D., Stucker, B., Khorasani, M. (2021). *Additive manufacturing technologies* (Vol. 17, pp. 160-186). Cham, Switzerland: Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>

[4] ISO 1101: 2017 *Geometrical product specifications (GPS) — Geometrical tolerancing — Tolerances of form, orientation, location and run-out*, ISO, Geneva, Switzerland, 2017.

- [5] ISO 286-2: 2010 *Geometrical product specifications (GPS) — ISO code system for tolerances on linear sizes — Part 2: Tables of standard tolerance classes and limit deviations for holes and shafts*, ISO, Geneva, Switzerland, 2010.
- [6] ISO 22081: 2021 *Geometrical product specifications (GPS) — Geometrical tolerancing — General geometrical specifications and general size specifications*, ISO, Geneva, Switzerland, 2021.
- [7] ASME Y14.5 *Dimensioning and Tolerancing*, ASME, New York, NY, USA, 2018.
- [8] ISO 21920-1:2021 *Geometrical Product Specifications (GPS)—Surface Texture: Profile—Part 1: Indication of Surface Texture*, ISO, Geneva, Switzerland, 2021.
- [9] ISO 21920-2:2021 *Geometrical product specifications (GPS) — Surface texture: Profile — Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters*, ISO, Geneva, Switzerland, 2021.
- [10] ISO 21920-3:2021 *Geometrical product specifications (GPS) — Surface texture: Profile — Part 3: Specification operators*, ISO, Geneva, Switzerland, 2021.
- [11] Chu, M. Q., Wang, L., Ding, H. Y., Sun, Z. G. (2015). Additive manufacturing for aerospace application. *Applied Mechanics and Materials*, 798, 457-461.
<https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amm.798.457>
- [12] Böckin, D., Tillman, A. M. (2019). Environmental assessment of additive manufacturing in the automotive industry. *Journal of cleaner production*, 226, 977-987.
<https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2019.04.086>
- [13] Chen, C. Y., Ke, C. J., Yen, K. C., Hsieh, H. C., Sun, J. S., Lin, F. H. (2015). 3D porous calcium-alginate scaffolds cell culture system improved human osteoblast cell clusters for cell therapy. *Theranostics*, 5(6), 643.
<https://doi.org/10.7150/thno.11372>
- [14] Brischetto, S., Torre, R., Ferro, C. G. (2019, June). Experimental evaluation of mechanical properties and machine process in fused deposition modelling printed polymeric elements. In *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics* (pp. 377-389). Cham: Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-030-20216-3_35
- [15] Zhou, X., Yang, C., Huang, J., Liu, X., Zhong, D., Wang, P., Wan, G. (2022). Tribological behavior of UHMWPE in water lubrication: the effect of molding temperature. *Industrial Lubrication and Tribology*, 74(2), 211-218. <https://doi.org/10.1108/ilt-09-2021-0371>
- [16] Mao, K., Greenwood, D., Ramakrishnan, R., Goodship, V., Shrouti, C., Chetwynd, D., Langlois, P. (2019). The wear resistance improvement of fibre reinforced polymer composite gears. *Wear*, 426, 1033-1039.
<https://doi.org/10.1016/j.wear.2018.12.043>
- [17] Eragubi, M. (2013). Slicing 3D CAD model in STL format and laser path. *International journal of innovation, management and technology*, 4(4). <https://doi.org/10.7763/ijimt.2013.v4.431>
- [18] Huang, S. H., Zhang, L. C., Han, M. (2002). An effective error-tolerance slicing algorithm for STL files. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 20(5), 363-367.
<https://doi.org/10.1007/s001700200164>

- [19] Kroma, A., Mendak, M., Jakubowicz, M., Gapiński, B., Popielarski, P. (2021). Non-contact multiscale analysis of a DPP 3D-printed injection die for investment casting. *Materials*, 14(22), 6758. <https://doi.org/10.3390/ma14226758>
- [20] Păcurar, R., Berce, P., Nemeş, O., Băilă, D. I., Stan, D. S., Oarcea, A., Păcurar, A. (2021). Cast Iron Parts Obtained in Ceramic Molds Produced by Binder Jetting 3D Printing—Morphological and Mechanical Characterization. *Materials*, 14(16), 4502. <https://doi.org/10.3390/ma14164502>
- [21] Ivanov, A. S., Smirnov, N. I., Murkin, S. V., Ermolaev, M. M. (2015). Fatigue strength of threaded screws in submersible centrifugal pumps under a pulsating rupture force. *Russian Engineering Research*, 35(8), 571-574. <https://doi.org/10.3103/s1068798x15080067>
- [22] ISO 965-3:2021, ISO general purpose metric screw threads — Tolerances — Part 3: Limit deviations for screw threads;ISO: Geneva, Switzerland, 2021.
- [23] ISO 262:1998, ISO general purpose metric screw threads — Selected sizes for screws, bolts and nuts;ISO: Geneva, Switzerland, 1998
- [24] Dziubek, T., Budzik, G., Kawalec, A., Dębski, M., Turek, P., Oleksy, M., Cebulski, J. (2022). Strength of threaded connections additively produced from polymeric materials. *Polimery*, 67(6), 261-270. <https://doi.org/10.14314/polimery.2022.6.4>
- [25] Hamed, M. A., Abbas, T. F. (2023). The impact of FDM process parameters on the compression strength of 3D printed PLA filaments for dental applications. *Advances in Science and Technology. Research Journal*, 17(4). <https://doi.org/10.12913/22998624/169468>
- [26] Sarzyński, M., Chudzik, K., Panek, P., Sarzyński, B., Zaborniak, M. (2024). Analysis of Geometrical Accuracy and Surface Quality of Threaded and Spline Connections Manufactured Using MEX, MJ and VAT Additive Technologies. *Materials*, 17(21), 5143. <https://doi.org/10.3390/ma17215143>
- [27] ISO. ISO 53:1998 Cylindrical Gears for General and Heavy Engineering—Standard Basic Rack Tooth Profile; ISO: Geneva, Switzerland, 1998
- [28] Pujari, L., Manoj, S., Gaddikeri, O. K., Shetty, P., Khot, M. B. (2024). Recent advancements in 3D printing for gear design and analysis: A comprehensive review. *Multiscale and Multidisciplinary Modeling, Experiments and Design*, 7(6), 4979-5003. <https://doi.org/10.1007/s41939-024-00529-w>
- [29] Buj-Corral, I., Zayas-Figueras, E. E. (2023). Comparative study about dimensional accuracy and form errors of FFF printed spur gears using PLA and Nylon. *Polymer Testing*, 117, 107862. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2022.107862>
- [30] Bryła, J., Martowicz, A., Petko, M., Gac, K., Kobus, K., & Kowalski, A. (2023). Wear analysis of 3D-printed spur and herringbone gears used in automated retail kiosks based on computer vision and statistical methods. *Materials*, 16(16), 5554. <https://doi.org/10.3390/ma16165554>
- [31] Ford, J. M., Decker, S. J. (2016). Computed tomography slice thickness and its effects on three-dimensional reconstruction of anatomical structures. *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 4, 43-46. <https://doi.org/10.1016/j.jofri.2015.10.004>

- [32] Van Eijnatten, M., Berger, F. H., De Graaf, P., Koivisto, J., Forouzanfar, T., Wolff, J. (2017). Influence of CT parameters on STL model accuracy. *Rapid Prototyping Journal*, 23(4), 678-685. <https://doi.org/10.1108/rpj-07-2015-0092>
- [33] Huutilainen, E., Jaanimets, R., Valášek, J., Marcián, P., Salmi, M., Tuomi, J., Wolff, J. (2014). Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*, 42(5), e259-e265. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.10.001>
- [34] Budzik, G., Turek, P., Dziubek, T., Gdula, M. (2020). Elaboration of the measuring procedure facilitating precision assessment of the geometry of mandible anatomical model manufactured using additive methods. *Measurement and Control*, 53(1-2), 181-191. <https://doi.org/10.1177/0020294019881708>
- [35] Bazan, A., Turek, P., Przeszłowski, Ł. (2021). Assessment of InfiniteFocus system measurement errors in testing the accuracy of crown and tooth body model. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 35(3), 1167-1176. <https://doi.org/10.1007/s12206-021-0230-z>
- [36] Budzik, G., Turek, P. (2018). Improved accuracy of mandible geometry reconstruction at the stage of data processing and modeling. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, 41(3), 687-695. <https://doi.org/10.1007/s13246-018-0664-5>
- [37] Alsleem, H., Davidson, R. (2013). Factors affecting contrast-detail performance in computed tomography: A review. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 44(2), 62-70. <https://doi.org/10.1016/j.jmir.2012.12.001>
- [38] Van Eijnatten, M., Koivisto, J., Karhu, K., Forouzanfar, T., Wolff, J. (2017). The impact of manual threshold selection in medical additive manufacturing. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 12(4), 607-615. <https://doi.org/10.1007/s11548-016-1490-4>
- [39] Van Eijnatten, M., van Dijk, R., Dobbe, J., Streekstra, G., Koivisto, J., Wolff, J. (2018). CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing. *Medical engineering & physics*, 51, 6-16. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.10.008>
- [40] Tsuzuki, M. D. S. G., Sato, A. K., Ueda, E. K., Martins, T. D. C., Takimoto, R. Y., Iwao, Y., Kagei, S. (2018). Propagation-based marching cubes algorithm using open boundary loop. *The Visual Computer*, 34(10), 1339-1355. <https://doi.org/10.1007/s00371-017-1417-2>
- [41] Farjaminejad, R., Farjaminejad, S., Nucci, L., d'Apuzzo, F., Grassia, V., Majidi, K., Jamilian, A. (2024). 3D Printing Approach in Maxillofacial Surgery in Iran: An Evaluation Using the Non-Adoption, Abandonment, Scale-Up, Spread, and Sustainability (NASSS) Framework. *Applied Sciences*, 14(7), 3075. <https://doi.org/10.3390/app14073075>
- [42] Budzik, G., Turek, P., Traciak, J. (2017). The influence of change in slice thickness on the accuracy of reconstruction of cranium geometry. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 231(3), 197-202. <https://doi.org/10.1177/0954411916688717>

- [43] Thévenaz, P., Blu, T., Unser, M. (2000). Image interpolation and resampling. *Handbook of medical imaging, processing and analysis*, 1(1), 393-420. <https://doi.org/10.1016/b978-012373904-9.50037-4>
- [44] Arangala, C. (2023). *Linear algebra with machine learning and data*. Chapman and Hall/CRC. <https://doi.org/10.1201/9781003025672>
- [45] VDI/VDE 2634 Blatt 3 Optical 3D-measuring systems - Multiple view systems based on area scanning, VDI/VDE, Berlin, Germany, 2008.
- [46] ISO 10360-8:2013 Geometrical product specifications (GPS) — Acceptance and reverification tests for coordinate measuring systems (CMS) — Part 8: CMMs with optical distance sensors, ISO, Geneva, Switzerland, 2013.
- [47] VDI/VDE 2630 Blatt 1.1 Computed tomography in dimensional measurement - Fundamentals and definitions, VDI/VDE, Berlin, Germany, 2016.
- [48] Kozior, T., Bochnia, J., Bochenek, A., Malara, D., Nawotka, M., Jansa, J., Mesicek, J. (2024). Estimating the Uncertainty of Measurements for Various Methods and 3D Printed Parts. *Applied Sciences*, 14(8), 3506. <https://doi.org/10.3390/app14083506>
- [49] Udriou, R. (2022). New methodology for evaluating surface quality of experimental aerodynamic models manufactured by polymer jetting additive manufacturing. *Polymers*, 14(3), 371. <https://doi.org/10.3390/polym14030371>
- [50] Woźniak, J., Budzik, G., Przeszłowski, Ł., Fudali, P., Dziubek, T., Paszkiewicz, A. (2022). Analysis of the quality of products manufactured with the application of additive manufacturing technologies with the possibility of applying the industry 4.0 conception. *International Journal for Quality Research* 16(3) 831–850 <https://doi.org/10.24874/ijqr16.03-12>
- [51] Kroczek, K., Turek, P., Mazur, D., Szczygielski, J., Filip, D., Brodowski, R., Oleksy, M. (2022). Characterisation of selected materials in medical applications. *Polymers*, 14(8), 1526. <https://doi.org/10.3390/polym14081526>
- [52] Pereira, A. C., Nayak, V. V., Coelho, P. G., Witek, L. (2024). Integrative modeling and experimental insights into 3D and 4D printing technologies. *Polymers*, 16(19), 2686. <https://doi.org/10.3390/polym16192686>
- [53] ISO 21920-1:2021 Geometrical Product Specifications (GPS)—Surface Texture: Profile—Part 1: Indication of Surface Texture, ISO, Geneva, Switzerland, 2021.
- [54] ISO 21920-2:2021 Geometrical product specifications (GPS) — Surface texture: Profile — Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters, ISO, Geneva, Switzerland, 2021.
- [55] ISO 21920-3:2021 Geometrical product specifications (GPS) — Surface texture: Profile — Part 3: Specification operators, ISO, Geneva, Switzerland, 2021.
- [56] Bazan, A., Turek, P., Sułkiewicz, P., Przeszłowski, Ł., Zakręcki, A. (2023). Influence of the Size of Measurement Area Determined by Smooth-Rough Crossover Scale and Mean Profile Element Spacing on

- Topography Parameters of Samples Produced with Additive Methods. *Machines*, 11(6), 615. <https://doi.org/10.3390/machines11060615>
- [57] Bazan, A., Turek, P., Przeszłowski, Ł. (2021). Assessment of InfiniteFocus system measurement errors in testing the accuracy of crown and tooth body model. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 35(3), 1167-1176. <https://doi.org/10.1007/s12206-021-0230-z>
- [58] Palová, K., Kelemenová, T., Kelemen, M. (2023). Measuring procedures for evaluating the surface roughness of machined parts. *Applied Sciences*, 13(16), 9385. <https://doi.org/10.3390/app13169385>
- [59] Tao, J., Zhou, J., Wang, S., Dong, J., Ma, C., Xiao, Y., Xia, M. (2023). An efficient and accurate measurement method of tooth flank variations for face gears. *Measurement*, 221, 113486. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2023.113486>
- [60] Šuljić, I., Tvrdić, V., Perkušić, M., Vrljićak, I. (2024). Experimental Analysis on Hybrid Polymer Gears Produced with Fused Deposition Modeling Method: Thermal Behavior and Wear. *Applied Sciences*, 14(24), 11509. <https://doi.org/10.3390/app142411509>
- [61] Schulze, M., Juergensen, L., Rischen, R., Toennemann, M., Reischle, G., Puetzler, J., Hasselmann, J. (2024). Quality assurance of 3D-printed patient specific anatomical models: a systematic review. *3D Printing in Medicine*, 10(1), 9. <https://doi.org/10.1186/s41205-024-00210-5>
- [62] Tino, R., Yeo, A., Brandt, M., Leary, M., Kron, T. (2021). The interlace deposition method of bone equivalent material extrusion 3D printing for imaging in radiotherapy. *Materials & Design*, 199, 109439. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.109439>
- [63] Leary, M., Kron, T., Keller, C., Franich, R., Lonski, P., Subic, A., Brandt, M. (2015). Additive manufacture of custom radiation dosimetry phantoms: An automated method compatible with commercial polymer 3D printers. *Materials & Design*, 86, 487-499. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2015.07.052>
- [64] Craft, D. F., Kry, S. F., Balter, P., Salehpour, M., Woodward, W., Howell, R. M. (2018). Material matters: analysis of density uncertainty in 3D printing and its consequences for radiation oncology. *Medical physics*, 45(4), 1614-1621. <https://doi.org/10.1002/mp.12839>
- [65] Borthakur, P. P., Das, A., Sahariah, J. J., Pramanik, P., Baruah, E., Pathak, K. (2025). Revolutionizing patient care: 3D printing for customized medical devices and therapeutics. *Biomedical Materials & Devices*, 1-28. <https://doi.org/10.1007/s44174-025-00324-2>
- [66] Gokdeniz, S. T., Buyuksungur, A., Kolsuz, M. E. (2025). Production of heterogenous bone radiopacity phantom using 3D printing. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 48(1), 155-166. <https://doi.org/10.1007/s13246-024-01500-2>

5. INFORMACJA O WYKAZYWANIU SIĘ ISTOTNĄ AKTYWNOŚCIĄ NAUKOWĄ REALIZOWANĄ W WIĘCEJ NIŻ JEDNEJ UCZELNI, INSTYTUCJI NAUKOWEJ LUB INSTYTUCJI KULTURY, W SZCZEGÓLNOŚCI ZAGRANICZNEJ

a) *Prace badawcze przed uzyskaniem stopnia doktora*

Brak.

b) *Prace badawcze po uzyskaniu stopnia doktora*

- **Badania w ramach umowy z dnia 23.01.2024 pomiędzy Politechniką Rzeszowską, a VSB-Technical University of Ostrava, Czechy**

W ramach współpracy zrealizowano wspólnie badania, których efektem było opracowanie 1 publikacji oraz 1 wystąpienia na konferencji międzynarodowej:

Turek Paweł*, Snela Sławomir, Budzik Grzegorz, Bazan Anna, Jabłoński Jarosław, Przeszłowski Łukasz, Wojnarowski Robert, Dziubek Tomasz, Petru Jana: *Proposes Geometric Accuracy and Surface Roughness Estimation of Anatomical Models of the Pelvic Area Manufactured Using a Material Extrusion Additive Technique. Appl. Sci. 15, 134, 2025.*

10-13.09.2024 r., Ostrawa. (konferencja międzynarodowa)

Turek Paweł**, Snela Sławomir, Budzik Grzegorz, Bazan Anna, Jabłoński Jarosław, Przeszłowski Łukasz, Kawalec Andrzej, Dziubek Tomasz, Petru Jana: *The application of CAI systems in the process of controlling the accuracy of anatomical structures of the hip joint, manufactured with the additive technique, 11th International scientific and expert conference of the international TEAM society, 10.09 – 13.09.2024, Ostrava, Czechy*

- **Staż naukowy w Laboratorium Patofizjologii Narządu Ruchu Człowieka, Przyrodniczo – Medyczne Centrum Badań Innowacyjnych, Uniwersytet Rzeszowski, Rzeszów, Polska**

„Techniki obrazowania oraz modelowania struktur anatomicznych pod kątem wytwarzania przyrostowego”

10.01.2024 – 10.04.2024 (3 miesiące)

Na bazie zrealizowanego stażu opracowano 1 publikację naukową

Turek Paweł*, Snela Sławomir, Budzik Grzegorz, Bazan Anna, Jabłoński Jarosław, Przeszłowski Łukasz, Wojnarowski Robert, Dziubek Tomasz, Petru Jana: *Proposes Geometric Accuracy and*

Surface Roughness Estimation of Anatomical Models of the Pelvic Area Manufactured Using a Material Extrusion Additive Technique. Appl. Sci. 15, 134, 2025.

- **Staż naukowy w Instytucie Technologii Mechanicznej, Zakład Metrologii i Systemów Pomiarowych, Politechnika Poznańska, Poznań, Polska**

„Badania dokładności wymiarowo-kształtowej oraz chropowatości powierzchni modeli wykonanych metodami przyrostowymi”

16.01.2023 – 31.07.2023 (6,5 miesiąca)

Na bazie zrealizowanego stażu opracowano 1 publikację naukową:

Turek Paweł*, Bazan Anna, Budzik Grzegorz, Przeszlowski Łukasz, Gapiński Bartosz: *Surface roughness of photoacrylic resin shapes obtained using PolyJet additive technology. Polimery*, 68(11-12), 2023.

- **Staż naukowy w Department of Automation and Production Systems, Faculty of Mechanical Engineering, University of Zilina, Zilina, Słowacja**

“Research on the applicability of additive technologies in the field of mechanical and medical engineering”

1.02.2022 – 28.02.2022 (4 tygodnie)

Na bazie zrealizowanego stażu opracowano 2 publikacje naukowe:

Dziubek Tomasz*, Budzik Grzegorz, Kawalec Andrzej, Dębski Mariusz, **Turek Paweł**, Oleksy Mariusz, Paszkiewicz Andrzej, Poliński Przemysław, Kochmański Łukasz, Kiełbicki Mateusz, Józwick Jerzy, Kuric Ivan, Cebulski Józef: *Strength of threaded connections additively produced from polymeric materials. Polimery* 67(6), 261-270, 2022.

Budzik Grzegorz*, Dziubek Tomasz, Kawalec Andrzej, **Turek Paweł**, Bazan Anna, Dębski Mariusz, Kuric Ivan: *Geometrical Accuracy of Threaded Elements Manufacture by 3D Printing Process. Advances in Science and Technology Research Journal*, 17(1), 35-45, 2023.

- *Badania wspólnie z Uniwersyteckim Szpitalem Klinicznym im. Fryderyka Chopina w Rzeszowie od 10.12.2018 r. w ramach umowy z Kliniką Chirurgii Szczękowo – Twarzowej*

Na bazie współpracy opracowano 1 publikację naukową, 1 patent oraz wygłoszono 3 prezentacje na konferencjach krajowych:

Turek Paweł*, Pakla Paweł, Budzik Grzegorz, Lewandowski Bogumił, Przeszłowski Łukasz, Dziubek Tomasz, Wolski Sławomir, Frańczak Jan: *Procedure Increasing the Accuracy of Modelling and the Manufacturing of Surgical Templates with the Use of 3D Printing Techniques, Applied in Planning the Procedures of Reconstruction of the Mandible. J. Clin. Med. 10, 5525, 2021.*

Turek Paweł*, Budzik Grzegorz, Przeszłowski Łukasz, Dziubek Tomasz: *Sposób wykonywania modelu medycznego oczodołu. Patent na wynalazek przyznany przez UP RP (Numer zgłoszenia P.445597, Numer prawa wyłącznego: Pat.247185).*

17-18.10.2024. r., Rzeszów. (konferencja krajowa)

Turek Paweł**, Budzik Grzegorz, Lewandowski Bogumił, Przeszłowski Łukasz, Pakla Pakla, Dziubek Tomasz, Bałuszyński Michał, Zaborniak Małgorzata: *Opracowanie modeli struktur anatomicznych na potrzeby planowania zabiegów chirurgicznych w obrębie obszaru twarzoczaszki. VII Konferencja Naukowa Szybkie Prototypowanie – Druk 3D&4D w zastosowaniach inżynierskich.*

19-20.10.2023 r., Rzeszów. (konferencja krajowa)

Turek Paweł**, Przeszłowski Łukasz, Budzik Grzegorz, Dziubek Tomasz, Lewandowski Bogumił, Pakla Paweł, Zaborniak Małgorzata: *Zastosowanie szablonów chirurgicznych w procesie planowania zabiegów w obrębie obszaru oczodołu. Medycyna 4.0. III Konferencja Technologie w Medycynie.*

23-24.09.2021 r., Rzeszów. (konferencja krajowa)

Turek Paweł**, Budzik Grzegorz, Przeszłowski Łukasz, Pakla Paweł, Lewandowski Bogumił, Snela Sławomir, Filip Damian: *Zastosowanie druku 3D w procesie planowania zabiegów chirurgicznych. IV Krajowa Konferencja Naukowa Szybkie Prototypowanie - INDUSTRY 4.0 - Innowacyjne aplikacje dla przemysłu.*

- **Badania od 2017 roku z Klastrem Technomed (obecnie Stowarzyszenie)**

Na bazie współpracy badawczej opracowano 1 publikację naukową, 1 patent, zorganizowano wspólnie 3 konferencje oraz wygłoszono 2 prezentacje na konferencjach krajowych :

Turek Paweł*, Filip, Damian, Przeszlowski, Łukasz, Łazorko Artur, Budzik Grzegorz, Snela Sławomir, Oleksy Mariusz, Jabłoński Jarosław, Sęp Jarosław, Bulanda Katarzyna, Wolski Sławomir, Paszkiewicz Andrzej: *Manufacturing Polymer Model of Anatomical Structures with Increased Accuracy Using CAx and AM Systems for Planning Orthopedic Procedures. Polymers, 14(11), 2236, 2022.*

Budzik Grzegorz, **Turek Paweł***, Przeszlowski Łukasz, Filip Damian: *Sposób wytwarzania modeli anatomicznych. Patent na wynalazek przyznany przez UP RP (Numer zgłoszenia: P.432189, Numer prawa wyłącznego: Pat.239300).*

19 - 20.10.2023 r., Rzeszów. *Medycyna 4.0 III Konferencja Technologie w Medycynie*

30.10.2018 r., Rzeszów. *II Rzeszowskie Forum „Technologie w Medycynie”.*

17.10.2017 r., Rzeszów. *I Rzeszowskie Forum „Technologie w Medycynie”.*

23-24.09.2021 r., Rzeszów. **(konferencja krajowa)**

Filip Damian**, Snela Sławomir, **Turek Paweł**, Przeszlowski Łukasz, Budzik Grzegorz, Oleksy Mariusz: *Szybkie prototypowanie jako narzędzie wspomagające technologie przyrostowe. IV Krajowa Konferencja Naukowa Szybkie Prototypowanie - INDUSTRY 4.0 - Innowacyjne aplikacje dla przemysłu.*

23-24.09.2021 r., Rzeszów. **(konferencja krajowa)**

Turek Paweł**, Budzik Grzegorz, Przeszlowski Łukasz, Pakla Paweł, Lewandowski Bogumił, Snela Sławomir, Filip Damian: *Zastosowanie druku 3D w procesie planowania zabiegów chirurgicznych. IV Krajowa Konferencja Naukowa Szybkie Prototypowanie - INDUSTRY 4.0 - Innowacyjne aplikacje dla przemysłu.*

6. INFORMACJA O OSIĄGNIĘCIACH DYDAKTYCZNYCH, ORGANIZACYJNYCH ORAZ POPULARYZUJĄCYCH NAUKĘ LUB SZTUKĘ

6.1. Informacja o przeprowadzonych zajęciach dydaktycznych w ramach kształcenia studentów na uczelniach wyższych

a) *Okres przed uzyskaniem stopnia doktora*

Prowadzenie zajęć laboratoryjnych:

- ***Miernictwo i Systemy Pomiarowe*** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku *Mechanika i Budowa Maszyn*, rok akademicki: 2011/12, 2012/13, 2013/14, 2014/15, 2015/16; 2016/17 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- ***Miernictwo i Systemy Pomiarowe*** – dla studentów II roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku *Mechanika i Budowa Maszyn*, rok akademicki: 2013/14, 2014/15; 2015/16 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- ***Miernictwo i Systemy Pomiarowe*** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku *Mechanika i Budowa Maszyn*, rok akademicki: 2011/12, 2014/15 (Wydział Mechaniczno-Technologiczny w Stalowej Woli)
- ***Metrologia Techniczna i Systemy Pomiarowe*** – dla studentów III roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku *Mechatronika*, rok akademicki: 2011/12, 2014/15 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- ***Podstawy Metrologii*** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku *Zarządzanie i Inżynieria Produkcji*, rok akademicki: 2011/12, 2015/16 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- ***Podstawy Metrologii*** – dla studentów I roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku *Zarządzanie i Inżynieria Produkcji*, rok akademicki: 2015/16 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- ***Miernictwo i Systemy Pomiarowe*** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku *Zarządzanie i Inżynieria Produkcji*, rok akademicki: 2015/16 (Wydział Mechaniczno-Technologiczny w Stalowej Woli)
- ***Metrologia Techniczna i Systemy Pomiarowe*** – dla studentów III roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku *Mechatronika*, rok akademicki: 2015/16; 2016/17 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)

- **Nowoczesne Techniki Wytwarzania** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych II-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2015/16, 2016/17 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)

b) Okres po uzyskaniu stopnia doktora

Prowadzenie zajęć wykładowych:

- **Miernictwo i Systemy Pomiarowe** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2017/18, 2018/19, 2019/20 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Metrologia Techniczna i Systemy Pomiarowe** – dla studentów III roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechatronika, rok akademicki: 2017/18, 2018/19, 2019/20 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Metrologia Techniczna i Systemy Pomiarowe** – dla studentów III roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechatronika, rok akademicki: 2017/18, 2018/19, 2019/20 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Systemy CAD/CAM w Inżynierii Odwrotnej** – dla studentów I roku studiów stacjonarnych II-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2018/19, 2019/20, 2020/21, 2021/22, 2022/23, 2024/25 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Miernictwo i Systemy Pomiarowe** – dla studentów II roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2017/2018, 2018/19, 2019/20 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Podstawy Metrologii** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Zarządzanie i Inżynieria Produkcji, rok akademicki: 2017/18, 2018/19, 2019/20 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Podstawy Metrologii** – dla studentów I roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku Zarządzanie i Inżynieria Produkcji, rok akademicki: 2017/18, 2018/19, 2019/20 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Metrologia** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Inżynieria Środków Transportu, rok akademicki: 2017/18, 2018/19, 2019/20 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Niezawodność Systemów** – dla studentów III roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Inżynieria Środków Transportu, rok akademicki: 2020/21, 2021/22, 2022/23, 2023/24, 2024/25 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)

- **Podstawy Eksploatacji i Niezawodności** – dla studentów III roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2020/21, 2021/22, 2022/23, 2023/24, 2024/25 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Podstawy Eksploatacji i Niezawodności** – dla studentów III roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2020/21, 2021/22, 2022/23, 2023/24 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Metody Badania Biomateriałów i Tkanek** – dla studentów I roku studiów stacjonarnych II-go stopnia na kierunku Inżynieria w medycynie, rok akademicki: 2021/22, 2022/23, 2023/24 (Wydział Matematyki i Fizyki Stosowanej)
- **Komputerowe Modelowanie Struktur Anatomicznych** – dla studentów III roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Inżynieria w medycynie, rok akademicki: 2023/24, 2024/25 (Wydział Matematyki i Fizyki Stosowanej)

Prowadzenie zajęć laboratoryjnych:

- **Miernictwo i Systemy Pomiarowe** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2017/18, 2018/19; 2019/20, 2021/22; 2024/25 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Nowoczesne Techniki Wytwarzania** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych II-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2017/18, 2018/19, 2019/20, 2020/21 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Metrologia Techniczna i Systemy Pomiarowe** – dla studentów III roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechatronika, rok akademicki: 2017/18, 2018/19 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Metrologia Techniczna i Systemy Pomiarowe** – dla studentów III roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechatronika, rok akademicki: 2017/18, 2018/19 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Systemy CAD/CAM w Inżynierii Odwrotnej** – dla studentów I roku studiów stacjonarnych II-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2018/19; 2019/20 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Miernictwo i Systemy Pomiarowe** – dla studentów II roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2022/23, 2023/24, 2024/25 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Podstawy Metrologii** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Zarządzanie i Inżynieria Produkcji, rok akademicki: 2022/23, 2023/24 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)

- **Metrologia** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Inżynieria Środków Transportu, rok akademicki: 2023/24 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Metrologia** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Transport, rok akademicki: 2024/25 (Wydział Budownictwa i Inżynierii Środowiska Politechniki Rzeszowskiej)
- **Metrologia** – dla studentów II roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Inżynieria Mechaniczna, rok akademicki: 2023/24 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)

Prowadzenie zajęć ćwiczeniowych:

- **Niezawodność Systemów** – dla studentów III roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Inżynieria Środków Transportu, rok akademicki: 2020/21, 2021/22 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)

Prowadzenie zajęć projektowych:

- **Podstawy Eksploatacji i Niezawodności** – dla studentów III roku studiów stacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2020/21, 2021/22 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)
- **Podstawy Eksploatacji i Niezawodności** – dla studentów III roku studiów niestacjonarnych I-go stopnia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn, rok akademicki: 2020/21, 2021/22 (Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej)

Opracowanie materiałów dydaktycznych w postaci stanowisk laboratoryjnych, instrukcji do ćwiczeń oraz materiałów pomocniczych dla następujących przedmiotów: Metrologia, Miernictwo i Systemy Pomiarowe, Podstawy metrologii

6.2. Informacja o sprawowaniu opieki nad studentami ubiegającymi się o nadanie tytułu zawodowego inżyniera oraz magistra

Promotor prac dyplomowych

Prace Inżynierskie: 38 prowadzonych prac na Wydziale Budowy Maszyn i Lotnictwa oraz 2 prowadzone prace na Wydziale Matematyki i Fizyki Stosowanej

Rok akademicki 2024/25

- *Opracowanie i wykonanie techniką przyrostową prototypu implantu uzupełniającego część przednią żuchwy;*
- *Ocena dokładności wykonania techniką przyrostową struktur anatomicznych stawu kolanowego;*
- *Ocena dokładności modelowania geometrii ślimaka na podstawie danych pomiarowych;*
- *Opracowanie dokładności rekonstrukcji geometrii podstawy zapłonu do motoroweru simnson sr50 na podstawie zebranych danych pomiarowych;*
- *Ocena dokładności rekonstrukcji geometrii elementu pompy hydraulicznej na podstawie zebranych danych pomiarowych;*
- *Ocena dokładności rekonstrukcji geometrii zaworu wydechowego na podstawie zebranych danych pomiarowych;*
- *Ocena dokładności rekonstrukcji geometrii piasty tarczy na podstawie pomiarów optycznych i stykowych;*
- *Ocena zużycia powierzchni wałka pompy wody na podstawie zebranych danych pomiarowych.*

Rok akademicki 2021/22

- *Zastosowanie technik inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie odtworzenia geometrii oprzyrządowania do testów szczelności obudowy turbin;*
- *Zastosowanie technik inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie odtworzenia geometrii zębatki;*
- *Analiza powtarzalności oraz odtwarzalności wybranych przyrządów do pomiaru średnic zewnętrznych;*
- *Zastosowanie technik inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie rekonstrukcji geometrii wałka rozrządu Fiata 126p;*
- *Zastosowanie inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie odtworzenia geometrii elementów mechanizmu korbowego;*
- *Zastosowanie inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie wykonania modelu osłony serwo układu hamulcowego;*
- *Zastosowanie technik inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie odtworzenia geometrii głowicy silnika dolnozaworowego;*
- *Analiza dokładności rekonstrukcji geometrii zębatki z danych pomiarowych;*
- *Zastosowanie metod inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie wykonania modelu tarczy hamulcowej;*

- *Analiza dokładności rekonstrukcji geometrii zewnętrznej tłoka silnika spalinowego w oparciu o dane pomiarowe;*
- *Zastosowanie metod inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie odtworzenia elementów przekładni zegarka mechanicznego;*
- *Pomiar metodą optyczną i stykową chropowatości powierzchni próbek wykonanych technikami przyrostowymi;*
- *Analiza dokładności rekonstrukcji geometrii koła zębatego wałka rozrządu;*
- *Zastosowanie bezstykowych metod pomiaru w analizie dokładności procesu inżynierii rekonstrukcyjnej na przykładzie koła zębatego;*
- *Zastosowanie inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie wykonania modelu zębatego startera półksiężyc rozrusznika WSK 125.*

Rok akademicki 2019/20

- *Programowanie obróbki w systemie NX elementu typu wał reduktora;*
- *Zastosowanie inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie wykonania modelu pokrywy pompy wspomagania;*
- *Rekonstrukcja geometrii korpusu dociskacza sprzęgła na podstawie danych pomiarowych;*
- *Analiza dokładności wykonania modelu obudowy silnika krokowego w procesie inżynierii rekonstrukcyjnej;*
- *Wpływ zmiany orientacji modelu w przestrzeni drukarki na dokładność odwzorowania zarysu gwintu metrycznego;*
- *Zastosowanie metod inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie wykonania modelu tarczy hamulcowej;*
- *Analiza dokładności wykonania modelu końcówki dyszy na podstawie danych pomiarowych.*

Rok akademicki 2018/19

- *Zastosowanie inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie wykonania szyny relaksacyjnej;*
- *Inżynieria rekonstrukcyjna w procesie wykonania koła pasowego alternatora;*
- *Inżynieria rekonstrukcyjna w procesie wykonania koła zębatego.*

Rok akademicki 2017/18

- *Dokładność i powtarzalność pomiarów na współrzędnościowym ramieniu pomiarowym - MCA II;*

- *Modelowanie i programowanie obróbki w systemie NX elementu typu wał maszynowy;*
- *Modelowanie i programowanie obróbki w systemie NX elementu typu tarcza;*
- *Modelowanie i program obróbkowy złączki do układu hydraulicznego w koparkach;*
- *Modelowanie i program obróbkowy końcówki drążka kierowniczego;*
- *Modelowanie i program obróbkowy adaptera uniwersalnego do układu hydraulicznego w koparkach;*
- *Badania i analiza powtarzalności oraz odtwarzalności pomiarów na współrzędnościowym ramieniu pomiarowym - MCA II.*

Prace Magisterskie: 59 prowadzonych prac na Wydziale Budowy Maszyn i Lotnictwa oraz 7 prowadzonych prac na Wydziale Matematyki i Fizyki Stosowanej

Rok akademicki 2024/25

- *Analiza dokładności procesu rekonstrukcji oraz wydruku metodą przyrostową modelu osłony agregatu ssącego;*
- *Analiza dokładności rekonstrukcji geometrii oraz wykonania techniką przyrostową modelu puszki elektrycznej;*
- *Analiza dokładności pomiaru oraz rekonstrukcji geometrii modelu klosza do lampy stojącej;*
- *Wykonanie technika druku 3D szablonu resekcyjnego w obrębie szczęki górnej;*
- *Analiza dokładności rekonstrukcji 3D w procesie tworzenia obudowy studyjnego monitora dokanałowego z wykorzystaniem technik przyrostowych.*

Rok akademicki 2023/24

- *Analiza dokładności odtworzenia modelu 3D-CAD korbowodu na podstawie danych pomiarowych;*
- *Badanie struktury geometrycznej powierzchni szablonów chirurgicznych w obrębie obszaru żuchwy;*
- *Analiza zużycia zaworu silnikowego na podstawie pomiarów optycznych i stykowych;*
- *Analiza dokładności rekonstrukcji geometrii obudowy łożyska ślimaka wybierającego na podstawie danych pomiarowych;*
- *Analiza dokładności geometrii wydruku sprzęgła kłowego opracowanego na podstawie danych pomiarowych;*

- *Analiza dokładności procesu rekonstrukcji geometrii wałka ślimakowego na podstawie danych pomiarowych;*
- *Analiza dokładności geometrycznej modelu ubytku części kości jarzmowej wykonanego metodą przyrostową;*
- *Wykonanie techniką druku 3D prototypu modelu narzędzia do formowania geometrii uszkodzonej części dna oczodołu.*

Rok akademicki 2022/23

- *Zamodelowanie oraz wykonanie metodą przyrostową ubytku części kości jarzmowej;*
- *Analiza dokładności odtworzenia geometrii oraz wykonanie elementu konstrukcyjnego drukarki przemysłowej na podstawie danych pomiarowych;*
- *Analiza dokładności wykonania techniką 3D struktur kostnych w obrębie obszaru oczodołu;*
- *Wykonanie techniką druku 3D prototypu modelu odtwarzającego geometrię uszkodzonej części dna oczodołu;*
- *Analiza dokładności odtworzenia geometrii elementu obudowy narzędzia do formowania puszek aluminiowych na podstawie danych pomiarowych;*
- *Analiza dokładności wykonania szablonów chirurgicznych w obrębie obszaru stawu kolanowego;*
- *Analiza dokładności odtworzenia oraz wykonania metodą przyrostową geometrii elementu do badań strugi przekładni lotniczej.*

Rok akademicki 2021/22

- *Badania dokładności odtworzenia geometrii elementów silnika jednocyldrowego metodami inżynierii rekonstrukcyjne;*
- *Analiza dokładności wykonania geometrii podpory zawieszenia skrzyni biegów metodą przyrostową;*
- *Analiza dokładności wydruku geometrii modelu frezu nasadzanego walcowego;*
- *Analiza mikro i makrogeometrii koła zębatego wykonanego wybranymi technikami przyrostowymi;*
- *Badania dokładności wykonania przy użyciu formy łopatki turbiny silnika lotniczego;*
- *Badania dokładności wykonania techniką druku 3D korpusu osłony.*

Rok akademicki 2020/21

- *Analiza dokładności tworzenia modelu parametrycznego w oparciu o dane pomiarowe w oprogramowaniu NX;*
- *Analiza dokładności rekonstrukcji geometrii przekładni robota Fanuc przy zastosowaniu optycznych i stykowych systemów pomiarowych;*
- *Analiza dokładności rekonstrukcji geometrii zamka pióra łopaty z danych pomiarowych;*
- *Analiza dokładności odwzorowania geometrii modeli wykonanych metodami przyrostowymi przy użyciu głowicy laserowej;*
- *Analiza dokładności rekonstrukcji geometrii koła łańcuchowego przy zastosowaniu optycznych i stykowych systemów pomiarowych;*
- *Analiza dokładności rekonstrukcji geometrii krzywki na podstawie danych pomiarowych;*
- *Rekonstrukcja geometrii pióra łopaty w oparciu o dane pomiarowe uzyskane metodami stykowymi i optycznymi;*
- *Zastosowanie technik inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie odtworzenia geometrii pokryw zaworowej silnika.*

Rok akademicki 2019/20

- *Analiza dokładności odtworzenia geometrii odcisku stopu metodami inżynierii rekonstrukcyjnej;*
- *Ocena parametrów chropowatości powierzchni modelu wykonanego wybranymi technikami przyrostowymi;*
- *Ocena dokładności odwzorowania zarysu ewolwentowego koła zębatego metodami inżynierii rekonstrukcyjnej;*
- *Opracowanie metodyki wykonania prototypu modelu płytki chirurgicznej w obrębie obszaru zuchwy;*
- *Analiza dokładności odtworzenia geometrii kasku narciarskiego metodami inżynierii rekonstrukcyjnej;*
- *Ocena wpływu zmiany orientacji modelu koła zębatego w przestrzeni drukarki na dokładność odwzorowania zarysu ewolwentowego;*
- *Analiza dokładności geometrii myszki komputerowej metodami inżynierii rekonstrukcyjnej.*

Rok akademicki 2018/19

- Wykonanie modelu frezu kulistego metodami inżynierii rekonstrukcyjnej;
- Analiza wytrzymałościowa i modalna zaprojektowanych frezów kształtowych;
- Analiza możliwości oprogramowania Calypso w procesie wykonania pomiarów wyrobów o regularnych kształtach;
- Analiza dokładności wykonania ubytku części kości jarzmowej;
- Wykonanie modelu łapy poduszki silnika metodami inżynierii rekonstrukcyjnej;
- Analiza dokładności wykonania elementu przekładni robota Fanuc metodami inżynierii rekonstrukcyjnej;
- Analiza dokładności odtworzenia geometrii wybranych części układu napędowego metodami inżynierii rekonstrukcyjnej;
- Zastosowanie współrzędnościowych systemów pomiarowych w procesie rekonstrukcji geometrii uszkodzonych części koła zębatego;
- Badanie i analiza dokładności odwzorowania geometrii pióra łopatki metodą pomiarową stykową oraz optyczną;
- Analiza dokładności tworzenia modelu 3D-CAD na podstawie danych pomiarowych w oprogramowaniu CATIA;
- Zastosowanie ramienia pomiarowego oraz maszyny współrzędnościowej w procesie oceny dokładności wykonania modelu;
- Analiza dokładności wykonania koła łańcuchowego metodami inżynierii rekonstrukcyjnej;
- Inżynieria rekonstrukcyjna oraz wykonanie programu obróbkowego geometrii pióra łopatki w systemie NX.

Rok akademicki 2017/18

- Badanie i analiza dokładności odwzorowania geometrii koła zębatego metodami inżynierii rekonstrukcyjnej;
- Badanie i analiza dokładności metod inżynierii rekonstrukcyjnej w procesie odwzorowania geometrii części maszyn;
- Ocena dokładności wykonania modelu przeprowadzona na systemie ramię pomiarowe - głowica laserowa;
- Ocena dokładności wykonania geometrii korbowodu metodą przyrostową FDM;
- Analiza możliwości modułu Reverse Engineering oprogramowania NX w zakresie tworzenia modelu 3D-CAD;

- *Badanie i analiza dokładności wykonania części żuchwy metodą przyrostową FDM;*
- *Wpływ zmiany orientacji modłu w przestrzeni drukarki na dokładność wymiarowo-kształtową;*
- *Ocena dokładności wykonania modelu techniką przyrostową FDM, przeprowadzona na okrągłościomierzu MMQ 400;*
- *Badanie i analiza dokładności wykonania geometrii korpusu metoda przyrostową FDM;*
- *Badanie i analiza dokładności wykonania obudowy turbosprężarki na współrzędnościowej maszynie pomiarowej Zeiss Accura II w systemie Calypso;*
- *Analiza możliwości tworzenia modeli 3D wyrobów z użyciem programu CATIA na podstawie danych pomiarowych;*
- *Zastosowanie systemu ramię pomiarowe - głowica stykowa w procesie weryfikacji dokładności wykonania modelu, uzyskanego metodami obróbki skrawaniem.*

Dodatkowo zrecenzowałem łącznie 61 prac dyplomowych w tym 41 na Wydziale Budowy Maszyn i Lotnictwa oraz 20 na Wydziale Matematyki i Fizyki Stosowanej

6.3. Informacja o sprawowaniu opieki nad osobami ubiegającymi się o nadanie stopnia doktora, w szczególności o pełnieniu funkcji promotora lub promotora pomocniczego

- **2019 – 2023 – pełnienie funkcji promotora pomocniczego**
Promotor: prof. dr hab. inż. Grzegorz Budzik
dr inż. Damian Żelechowski, tytuł pracy „Ocena parametrów procesu wtryskiwania przy użyciu fotopolimerowych gniazd formujących”, praca obroniona 15.11.2023.

6.4. Inne informacje dotyczące sprawowania opieki merytorycznej oraz koordynowania prac laboratoryjnych studentów/doktorantów

- a) *Okres przed uzyskaniem stopnia doktora*
- **W 2013 roku** konsultacje i pomoc w opracowaniu 13 prac przejściowych w Laboratorium Metrologii Technicznej, Katedry Techniki Wytwarzania i Automatyzacji, Politechniki Rzeszowskiej

b) *Okres po uzyskaniu stopnia doktora*

- *W latach 2017-2025 – konsultant i opiekun 40 prac inżynierskich i 61 magisterskich w Laboratorium Metrologii Technicznej Katedry Techniki Wytwarzania i Automatykacji, Politechniki Rzeszowskiej*
- *W latach 2018 – 2025 - przygotowanie wspólnie ze studentami publikacji naukowych:*

Turek Paweł*, Bazan Anna, Bulicz Michał: *Effect of 3D Printing Orientation on the Accuracy and Surface Roughness of Polycarbonate Samples. Machines*, 13, 9, 2025

Turek Paweł*, Bezlada Wojciech; Cierpisz Klaudia, Dubiel Karol; Frydrych Adrian; Misiura Jacek *Analysis of the Accuracy of CAD Modeling in Engineering and Medical Industries Based on Measurement Data Using Reverse Engineering Methods. Designs*, 8, 50, 2024

Turek Paweł*, Jońca Klaudia, Winiarska Marcelina: *Evaluation of the accuracy of the resection template and restorations of the bone structures in the mandible area manufactured using the additive technique. Reports in Mechanical Engineering*, 4(1), 39-46, 2023.

Turek Paweł*, Jakubiec Jakub: *Geometrical precision and surface topography of mSLA-produced surgical guides for the knee joint. J. Eng. Manag. Syst. Eng.*, 2(3), 150-157, 2023.

Turek Paweł*, Jędras Jakub: *Precision Analysis of Chain Wheel Geometry Reconstruction Based on Contact and Optical Measurement Data. J. Eng. Manag. Syst. Eng.*, 2(2), s.108-116, 2023.

Turek Paweł*, Skowron Natalia: *Zastosowanie systemów komputerowo wspomagających projektowanie w procesach planowania zabiegów chirurgicznych w obrębie obszaru żuchwy, Przegląd Mechaniczny*, 56(3), s.31-35, 2021.

Turek Paweł*, Bukowska Natalia: *Analiza dokładności wykonania ubytku kości jarzmowej technika przyrostową FDM, Przegląd Mechaniczny*, 56(1), s.19-22, 2021.

Turek Paweł*, Łaszczyk Adrian: *Analiza dokładności wykonania metodą przyrostową MEM uzupełnienia ubytku części bocznej żuchwy, Przegląd Mechaniczny* 53(11), s.12-14, 2018.

6.5. Wykaz publikacji o charakterze popularnonaukowym

a) Okres przed uzyskaniem stopnia doktora

- Budzik Grzegorz, Turek Paweł*: *Główne właściwości spiralnej tomografii komputerowej. Problemy Nauk Stosowanych pod redakcją Andrzeja Antoniego Czajkowskiego t.5, s.125-133, 2016.*
- Budzik Grzegorz, Turek Paweł*: *Proces rekonstrukcji obrazów tomograficznych. Problemy Nauk Stosowanych pod redakcją Andrzeja Antoniego Czajkowskiego t.4, s.57-64, 2016.*
- Budzik Grzegorz, Turek Paweł*: *Metody pozyskiwania danych pierwotnych przy użyciu komputerowych systemów tomograficznych. Problemy Nauk Stosowanych pod redakcją Andrzeja Antoniego Czajkowskiego t.4, s.5-12, 2016.*
- Budzik Grzegorz, Burek Jan, Dziubek Tomasz, Turek Paweł*: *Zastosowanie systemów RE/CAD/RP w procesie projektowania i wytwarzania modeli medycznych żuchwy. Aparatura Badawcza i Dydaktyczna, 21(1), s. 4-9, 2016.*
- Budzik Grzegorz, Dziubek Tomasz, Turek Paweł*: *Budowa tomograficznych systemów komputerowych. Problemy Nauk Stosowanych pod redakcją Andrzeja Antoniego Czajkowskiego t.3, s.5-15, 2015.*
- Budzik Grzegorz, Burek Jan, Dziubek Tomasz, Markowska Olimpia, Turek Paweł*: *Zastosowanie metod Rapid Prototyping w procesie kształtowania skomplikowanych struktur kostnych. Problemy Nauk Stosowanych pod redakcją Andrzeja Antoniego Czajkowskiego, t.2, s. 47-58, 2014.*

b) Okres po uzyskaniu stopnia doktora

- Bazan Anna, Jamuła Barbara, Magdziak Marek, Turek Paweł*: *Zastosowanie współrzędnościowych systemów pomiarowych w procesie inżynierii rekonstrukcyjnej. Stale, Metale i Nowe Technologie, 7-8, 26-32, 2023;*
- Bazan Anna*, Magdziak Marek, Sułkowicz Paweł, Turek Paweł, Sałata Marcin, Kubik Paweł: *Wybrane współczesne metody monitorowania i diagnostyki procesów obróbki ubytkowej oraz pomiaru geometrii wyrobów i narzędzi – cz II. Stale, Metale i Nowe Technologie, 7-8, 28-34, 2023;*
- Bazan Anna*, Magdziak Marek, Sułkowicz Paweł, Turek Paweł, Sałata Marcin, Kubik Paweł: *Wybrane współczesne metody monitorowania i diagnostyki procesów obróbki ubytkowej oraz pomiaru geometrii wyrobów i narzędzi – cz I. Stale, Metale i Nowe Technologie, 3-4, 14-24, 2023;*

- Budzik Grzegorz, **Turek Paweł***, Dziubek Tomasz, Żelechowski Damian: *Ocena topografii powierzchni formy wykonanej metodą Polyjet oraz wypraski*, *Tworzywa Sztuczne w Przemysle* 56, 4-7, 2020.

6.6. Informacja o udziale w wydarzeniach popularyzujących naukę

a) Okres przed uzyskaniem stopnia doktora

- 11.03.2015 r. - *Dni Otwarte Politechniki Rzeszowskiej, organizowane przez Politechnikę Rzeszowską im. Ignacego Łukasiewicza;*

b) Okres po uzyskaniu stopnia doktora

- 1.12.2023 r. – *poprowadzenie wykładu pt. Inżynieria rekonstrukcyjna, od modelu fizycznego do modelu cyfrowego” dla uczniów techników oraz szkół średnich w ramach zadania pn. „ Politechniczna Sieć VIA CARPATIA im. Prezydenta RP Lecha Kaczyńskiego);*
- 20-21.04.2023 r. - *Dni Otwarte Politechniki Rzeszowskiej, organizowane przez Politechnikę Rzeszowską im. Ignacego Łukasiewicza;*
- 17.03.2023 r.– *poprowadzenie zajęć ćwiczeniowych pt. Skanowanie 3D – przeniesienie kształtu obiektu rzeczywistego do postaci cyfrowej” dla uczniów techników oraz szkół średnich w ramach zadania pn. „ Politechniczna Sieć VIA CARPATIA im. Prezydenta RP Lecha Kaczyńskiego);*
- 3.02.2023 r.– *poprowadzenie wykładu pt. Inżynieria rekonstrukcyjna – co to takiego i czy jest rzeczywiście potrzebna” dla uczniów techników oraz szkół średnich w ramach zadania pn. „ Politechniczna Sieć VIA CARPATIA im. Prezydenta RP Lecha Kaczyńskiego).*
- 30.10.2018 r. *II Rzeszowskie Forum „Technologia w Medycynie”.*
- 17.10.2017 r. *I Rzeszowskie Forum „Technologia w Medycynie”.*

6.7. Informacja o osiągnięciach w zakresie organizacji nauki, w tym zajmowane stanowiska i pełnione funkcje

a) Okres przed uzyskaniem stopnia doktora

- *Członek zespołu planistów obciążeń dydaktycznych w Katedrze Technik Wytwarzania i Automatykacji na studiach dziennych w latach 2015-2019.*

b) Okres po uzyskaniu stopnia doktora

- *Członek Komisji Egzaminacyjnej w dniu 03.07.2025 roku na studiach II stopnia Kierunku **Mechanika i Budowa Maszyn.***
- *Członek Wydziałowej komisji Egzaminacyjnej do przeprowadzenia procesu weryfikacji efektów uczenia się osiągniętych podczas studiów drugiego stopnia na kierunku inżynieria w medycynie w roku akademickim 2024/2025;*
- *Członek Wydziałowej komisji Egzaminacyjnej do przeprowadzenia procesu weryfikacji efektów uczenia się osiągniętych podczas studiów drugiego stopnia na kierunku inżynieria w medycynie w roku akademickim 2023/2024;*
- *Od 12.12.2023 członek grupy projektowej KT 206 Polskiego Komitetu Normalizacyjnego ds. Obrabiarek i Narzędzi Skrawających do Metali oraz Oprzyrządowania Przedmiotowego i Narzędziowego,*
- *Członek Wydziałowej komisji Egzaminacyjnej do przeprowadzenia procesu weryfikacji efektów uczenia się osiągniętych podczas studiów drugiego stopnia na kierunku inżynieria w medycynie w roku akademickim 2022/2023;*
- *Od 20.10.2022 wiceprezes Zarządu Stowarzyszenia Krajowy Klaster Industry 4.0 (KRS: 0000702862);*
- *Od 5.05.2022 wiceprezes Stowarzyszenia Centrum Naukowo Techniczne (KRS: 0000211686);*
- *Członek Komisji Egzaminacyjnej w dniu 12.03.2021 roku na studiach I stopnia Kierunku **Mechanika i Budowa Maszyn;***
- *Sekretarz obrony pracy doktorskiej mgr inż. Anny Bazan na Wydziale Budowy Maszyn i Lotnictwa w dniu 9.10.2018 roku;*
- *Członek Komisji Egzaminacyjnej w dniu 12.07.2018 roku na studiach II stopnia Kierunku **Mechanika i Budowa Maszyn.***

7. INNE INFORMACJE DOTYCZĄCE KARIERY ZAWODOWEJ NIEWYMIENIONE W PKT. 1-6

7.1. Informacja o uzyskanych nagrodach, stypendiach lub wyróżnieniach wynikających z prowadzenia badań naukowych, osiągnięć w ramach organizacji nauki, współpracy ze środowiskiem społecznym i gospodarczym lub działalności dydaktycznej i popularyzującej naukę

a) Okres przed uzyskaniem stopnia doktora

- *2015-2016 - Stypendium doktorskie*

b) Okres po uzyskaniu stopnia doktora

- *2024 – Medal brązowy za długoletnią służbę nadany przez Prezydenta Rzeczypospolitej Polskiej;*
- *2024 - Nagroda Rektora Politechniki Rzeszowskiej – nagroda za współautorstwo patentu;*
- *2024 - Nagroda Rektora Politechniki Rzeszowskiej – nagroda za współautorstwo w publikacji artykułu za 140 punktów;*
- *2023 - Nagroda Rektora Politechniki Rzeszowskiej – nagroda za współautorstwo w publikacji artykułu za 100 punktów;*
- *2022 - Nagroda Rektora Politechniki Rzeszowskiej – nagroda za współautorstwo w publikacji 2 artykułów za 100 punktów oraz 1 artykułu za 140 punktów;*
- *2022 - Nagroda Rektora Politechniki Rzeszowskiej – nagroda za współautorstwo patentu;*
- *2021 - Nagroda Rektora Politechniki Rzeszowskiej – nagroda za współautorstwo w 2 publikacjach artykułów za 100 punktów;*
- *2019 - Nagroda Rektora Politechniki Rzeszowskiej – nagroda za współautorstwo w publikacji artykułu z grupy A (MNiSW);*
- *2018 - Nagroda Rektora Politechniki Rzeszowskiej – nagroda za współautorstwo w publikacji artykułu z grupy A (MNiSW);*
- *2018 - Nagroda Rektora Politechniki Rzeszowskiej – nagroda indywidualna za uzyskanie stopnia naukowego doktora nauk technicznych w dyscyplinie budowa i eksploatacja maszyn.*

7.2. Udział w kursach i szkoleniach

a) Okres przed uzyskaniem stopnia doktora

- 27-28.06.2016 – *Certyfikat szkolenia w firmie TQMSoft: "Analiza systemów pomiarowych – metoda R&R;*
- 22-23.06.2015 – *Certyfikat szkolenia w firmie StatSoft: "DOE – komputerowe wspomaganie planowania I analizy statystycznej badań innowacyjnych;*
- 5-7.10.2011 – *Certyfikat szkolenia Carl Zeiss: "Oprogramowanie Calypso Curve";*
- 6-8.07.2011 - *Certyfikat szkolenia Carl Zeiss: "Oprogramowanie BladePRO".*

b) *Okres po uzyskaniu stopnia doktora*

- 30.04.2025 – *Certyfikat szkolenia wydawnictwa BMC: „Initial Assessments”;*
- 13.11.2024 – *Certyfikat szkolenia wydawnictwa BMC: „Finding Peer Reviewers”;*
- 30.10.2024 – *Certyfikat szkolenia wydawnictwa BMC: „Making Editorial Decisions”;*
- 29.06.2024 – *Certyfikat szkolenia wydawnictwa BMC: „Welcome Course for Editorial Board Members”;*
- 15-16.02.2024 – *Certyfikat szkolenia Mitutoyo: „Obsługa oprogramowania MEASURLINK”;*
- 21.01-22.01.2023 – *Zaświadczenie ukończenia szkolenia: „Informatyzacja w pracy personelu medycznego”;*
- 12-14.10.2022 – *Certyfikat szkolenia Lenso: „Inspekcja i akwizycja: szkolenie podstawowe – Metrologia 3D;*
- 6-7.03.2019 - *Certyfikat szkolenia Carl Zeiss: "Oprogramowanie Zaiss Reverse Engineering";*
- 13-15.02.2019 - *Certyfikat szkolenia Carl Zeiss: "Obsługa oprogramowania Calypso LineScan".*

.....
(podpis wnioskodawcy)