

Prof. PRz dr hab. inż. Grzegorz BUDZIK gbudzik@prz.edu.pl
Prof. PRz dr hab. inż. Jan BUREK jburek@prz.edu.pl
dr inż. Tomasz DZIUBEK tdziubek@prz.edu.pl
mgr inż. Michał GDULA gdulam@prz.edu.pl
mgr inż. Marcin PŁODZIEN plodzien@prz.edu.pl
mgr inż. Paweł TUREK pturek@prz.edu.pl
Politechnika Rzeszowska

ANALIZA DOKŁADNOŚCI MODELU KOŚCI JARZMOWEJ, WYKONANEGO NA 5-OSIOWYM CENTRUM OBRÓBKOWYM

Streszczenie: Celem pracy było określenie dokładności wykonania modelu kości jarzmowej. Dane DICOM zostały zebrane przy użyciu tomografu stożkowego. Na podstawie przygotowanych danych dobrano wartość dolnego progu segmentacji. Względem niego przeprowadzono proces segmentacji przy użyciu metody region growing. Algorytm maszerujących sześcianów należący do metod renderingu powierzchniowego, pozwolił w pełni na odtworzenie geometrii 3D. Model wykonano obróbką skrawaniem na 5-osiowym centrum obróbkowym. Pomiar i ocenę dokładności przeprowadzono przy użyciu systemu optycznego Atos Triple Scan.

Słowa kluczowe: CNC, kość jarzmowa, inżynieria odwrotna, dokładność, projekcja prążków.

THE ANALYSIS OF ACCURACY ZYGOMATIC BONE MODEL, MANUFACTURED BY 5-AXIS HSC 55 LINEAR

Summary: The aim of this study was to determine the accuracy of zygomatic bone model. DICOM data was obtained by cone-beam tomography. In the process 3D reconstruction, was used 174 HU value. Segmentation process was carried out using the method of region growing. Marching cubes algorithm belongs to methods of surface rendering, allowed fully to reconstruct 3D geometry. Zygomatic bone model was manufactured by 5-axis HSC 55 linear. Measurements and accuracy manufacturing analysis was made by optical system AtosTriple Scan.

Keywords: CNC, zygomatic bone, reverse engineering, accuracy, structure light

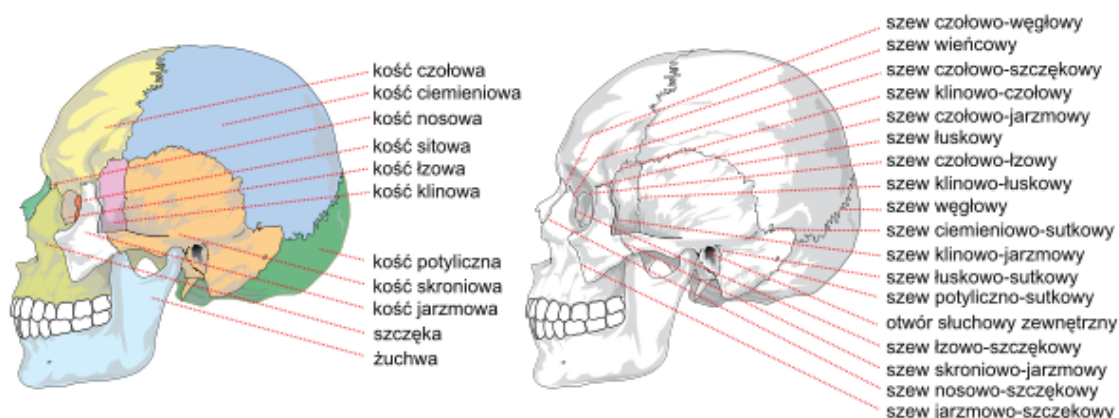
1. WPROWADZENIE

W dobie szybkiego rozwoju sterowania obrabiarkami CNC i nowych technologii wytwarzania, wykonanie fizycznego modelu o skomplikowanej geometrii nie jest zagadnieniem tak złożonym jak kilka, czy kilkanaście lat temu. Zarówno metody ubytkowe, jak i przyrostowe techniki wytwarzania, które stały się nieodzownym działem przemysłu, pozwalają na kształtowanie prawie dowolnej geometrii opisanej powierzchniami swobodnymi. Często odbywa się to w jednej operacji technologicznej, szczególnie w przypadku przyrostowych technik wytwarzania, bez konieczności przezbrajania obrabiarki. Rozwój nowoczesnych technik wytwarzania niesie również za sobą zwiększenie dokładności wytwarzania, a dokładniej rzecz ujmując, odwzorowania modeli 3D-CAD, jakimi w większości opisywane są obecnie wytwarzane elementy. Ma to również ściśle powiązanie z wytwarzaniem biomodeli, których odtwarzaną geometrię można opisać jedynie w postaci modeli numerycznych. Z tego względu niezbędne jest precyzyjne opracowanie wzorcowego modelu 3D-CAD, pozbawionego nieciągłości oraz błędów geometrii w postaci szumów powstających w procesie digitalizacji.

Obróbka ubytkowa na obrabiarkach CNC, podobnie jak metody przyrostowe, bazuje na modelach 3D-CAD. W celu zapewnienia dokładności odwzorowania modelu wzorcowego niezbędne jest zapewnienie jego poprawności modelowej. Jest to szczególnie istotne ze względu na precyzyjne wygenerowanie programów sterujących obrabiarką.

2. REKONSTRUKCJA MODELU KOŚCI JARZMOWEJ Z DANYCH DICOM

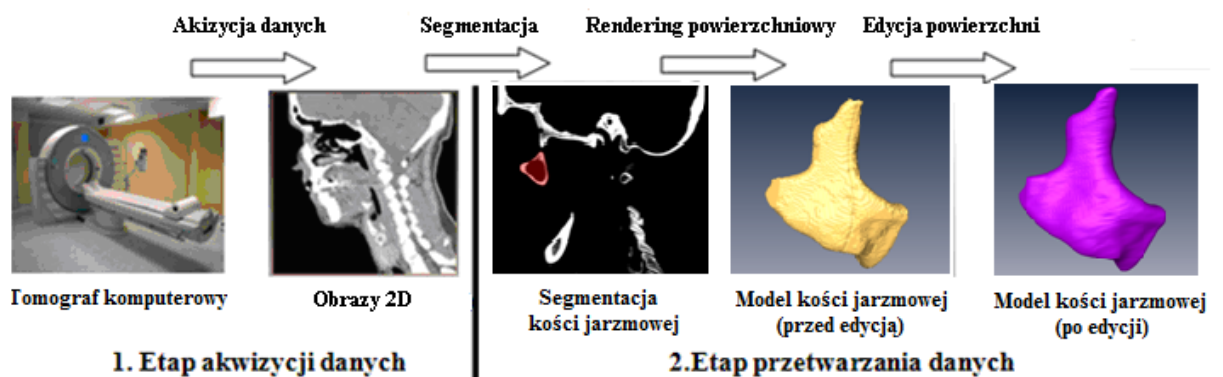
Rosnące tempo życia i rozwój środków transportu skutkują zwiększeniem podatności na urazy. Jedną z czołowych pozycji zajmują wśród nich złamania środkowego piętra czaszki twarzowej, w tym kości jarzmowej (rys. 1). Kość jarzmowa odgrywa istotną rolę w utrzymaniu równowagi estetycznej i funkcjonalnej środkowego piętra twarzy. Stąd też dąży się do ciągłego doskonalenia metod diagnostyczno-leczniczych, w postępowaniu ze złamaniami oraz w odtwarzaniu równowagi estetycznej i funkcjonalnej. Na podstawie przesłanek kliniczno-anatomopatologicznych w obrębie górnego masywu twarzy Wanyura wyodrębnił złamania jarzmowo-oczodołowe (ZJO) i jarzmowo-szczękowo-oczodołowe (ZJSO) [7,8].



Rys.1. Anatomia czaszki człowieka

W przypadku procesu rekonstrukcji oraz modelowania ubytków kostnych, pierwszym etapem jest pozyskanie danych wolumetrycznych przy użyciu tomografu komputerowego (rys.2). Wynika to z konieczności pracy na żywym organizmie, co wyklucza wiele innych metod digitalizacji obiektów rzeczywistych. Tomografia komputerowa (ang. Computed Tomography – CT) jest systemem pośredniego obrazowania, gdyż dokonywana jest rekonstrukcja obrazu na drodze obliczeń matematycznych [5]. Badanie to pozwala na uzyskanie przekrojów skanowanego obiektu dzięki wykorzystaniu promieniowania rentgenowskiego. Pojedynczy pomiar, zaczyna się prześwietlenia promieniami Rtg. Promienie te przechodząc przez obiekt skanowany są rejestrowane na matrycy przez detektor. Uzyskane w procesie skanowania projekcje, reprezentują profil absorpcji promieniowania, który zależy od grubości i gęstości badanego obiektu. Następnie podlegają one wstępnemu przetwarzaniu, polegającemu na kompensacji niejednorodności i korekcji efektów utwardzania wiązki promieniowania. Ze względu na kształt wiązki wysyłanej przez lampę można podzielić tomografy na spiralne i stożkowe. W przypadku tomografu spiralnego, stół przesuwany do środka obracającej się gantry. Dzięki takiej organizacji przestrzennej, można objąć wszystkie partie ciała ludzkiego. Liczba obrotów gantry zależy od liczby rzędów detektorów i użytego protokołu pomiarowego. Ustawienia digitalizacji danej części są predefiniowane przez producenta tomografu oraz radiolog. Można jednak posłużyć się własnymi ustawieniami parametrów akwizycji danych, po konsultacji z lekarzem. Kolejne projekcje powstają po obrocie o zadany kąt. Następnym

etapem jest rekonstrukcja uzyskanych projekcji do postaci zbiorów rastrowych 2D. Ten etap zaczyna się od ustalenia pola obrazowania. Pole widzenia to matryca punktów (pikseli). Obecnie najbardziej popularne są matryce 512x512 pikseli. W dalszym kroku rekonstrukcji, wyznaczany jest współczynnik osłabienia promieniowania dla każdego punktu (piksela) obrazu. Uzyskuje się to poprzez obliczenie średniej wartości dla wszystkich promieni wiązki które przebiegały przez ten piksel (metoda projekcji wstecznej – back projection). Następnie przeprowadzana jest obróbka uzyskanych danych rastrowych. Polega ona na cyfrowej filtracji oraz segmentacji interesującej nas tkanki. W ramach przetwarzania danych wykonywana jest tzw. rekonstrukcja wtórna. Polega ona na odtworzeniu modelu 3D wysegmentowanej tkanki przy wykorzystaniu metod renderingu powierzchniowego.



Rys.2. Etap rekonstrukcji modelu kości jarzmowej

Uzyskane dane charakteryzowały się rozmiarem pixela $0,5 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$ oraz grubością warstwy $0,5 \text{ mm}$. Dokładność modelu oraz wielkość najmniejszej możliwej do pokazania struktury bezpośrednio zależy od rozdzielczości obrazu oraz gęstości przekrojów. Najlepsze efekty uzyskuje się gdy odległość pomiędzy przekrojami jest równa wymiarom pojedynczego piksela na obrazie. Uzyskuje się wtedy tzw. isovoxel.

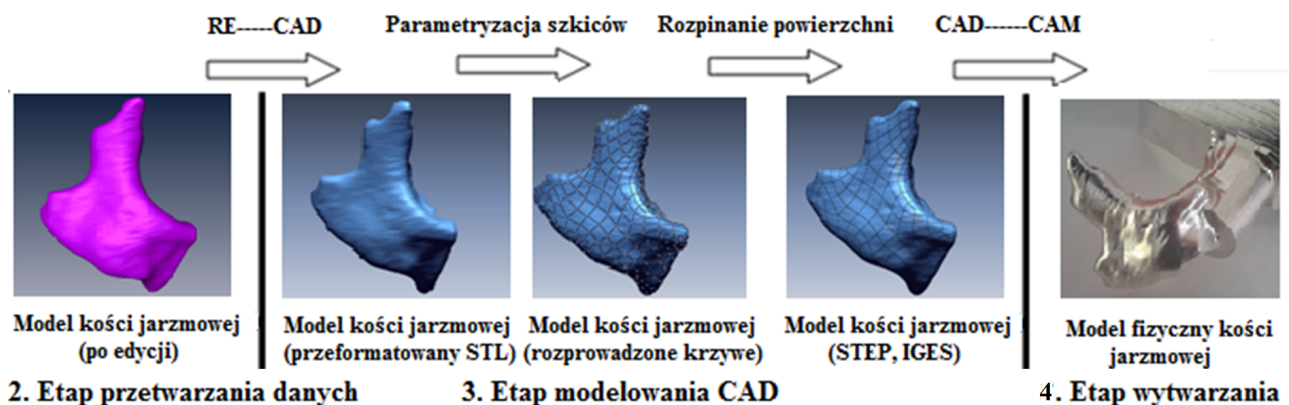
W celu zwiększenia dokładności modelu, wczytane obrazy zostały poddane procesowi filtracji. W wyniku przeprowadzonych działań, uzyskano lepszą jakość obrazu poprzez zwiększenie kontrastu w strefach rozmycia. W celu uzyskania jak najlepszego rezultatu opcje wyostrażania oraz odszumiania zostały dobrane empirycznie. Na podstawie przygotowanych danych dobrano wartość 176 HU jako wartość dolnego progu segmentacji. Względem niego przeprowadzono proces segmentacji przy użyciu metody region growing. Należy ona do grupy metod obszarowych, które polegają na wyborze pikseli o podobnym odcieniu i zakwalifikowaniu ich do jednej grupy określającej daną tkankę (obszaru jednorodności). W celu zobrazowania modelu przestrzennego kości jarzmowej, zastosowano metodę isosurface, która wchodzi w skład metod renderingu powierzchniowego. Wykorzystuje ona algorytm maszerujących sześcianów (Marching Cubes) [6]. Tak wygenerowany model odzwierciedla skomplikowane struktury kości, który z kolei służą do wygenerowania programów obróbkowych (*Computer Aided Manufacturing- CAM*), zarówno w metodach ubytkowych jak i przyrostowych [2, 3].

W ramach własnych prac przeprowadzono badania mające na celu określenie głównych czynników wpływających bezpośrednio na dokładność uzyskanego gotowego biomodelu [1]. Procedura rekonstrukcji kości jarzmowej składa się z kilku etapów. Na etapie akwizycji danych, decydujący wpływ na końcowy efekt rekonstrukcji ma rozdzielczość przestrzenna i kontrastowa uzyskanych danych rastrowych. W przypadku wyodrębnienia kości jarzmowej z twarzoczaszki, niezbędne jest prawidłowe dobranie wartości HU oraz metody segmentacji. Wszystkie prowadzone prace mają na względzie określenie wpływu poszczególnych czynników na dokładność otrzymywanych modeli 3D-

CAD, a przez to eliminację błędów odwzorowania powierzchni, co w rezultacie przekłada się na dokładność wytwarzanych modeli fizycznych bioelementów.

3. WYKONANIE MODELU FIZYCZNEGO

Na etapie modelowania CAD wykorzystywane są profile, jednak zasadniczą rolę przy tworzeniu modelu odgrywają punkty kontrolne, służące do definiowania krzywych – zarówno płaskich jak i przestrzennych (rys.3). Na krzywych tych z kolei rozpinane są powierzchnie. Powierzchnie takie mogą zostać podzielone na te które możemy zapisać w postaci wzorów matematycznych lub powierzchnie swobodne składające się z nieskończonej liczby punktów. Współrzędne te nie są powiązane żadnymi zależnościami matematycznymi co ostatecznie pozwala na dużą elastyczność. Modelowanie powierzchniowe stosowane jest głównie tam, gdzie występują bardzo złożone kształty modeli np. w przypadku zaprojektowania skomplikowanego ubytku struktury kostnej.

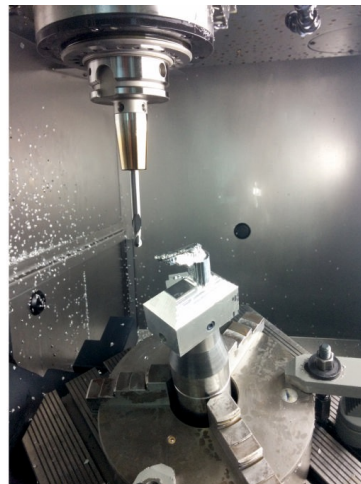
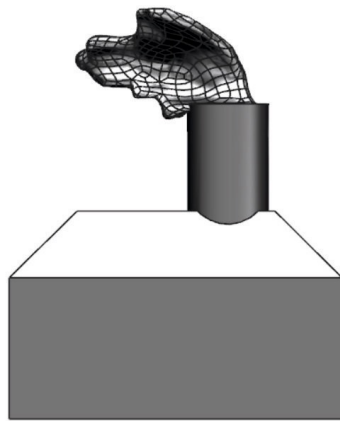


Rys.3. Etap modelowania i wytwarzania kości jarzmowej

Pierwszym etapem tworzenia modelu powierzchniowego było definiowanie krzywych przechodzących przez punkty tworzące siatkę poligonalną (łamaną). Dzięki możliwości przemieszczania punktów węzłowych, jest możliwe indywidualne modelowanie przebiegu każdej krzywej. Końcowy etap tworzenia modelu powierzchniowego, polega na pokryciu siatki poligonalnej elementarnymi płacami powierzchni typu NURBS. Każdy płat jest opisany za pomocą określonej liczby punktów kontrolnych, które decydują o jakości dopasowania płata do odpowiedniego fragmentu siatki poligonalnej. Otrzymany w ostatniej fazie procesu model powierzchniowy, może być eksportowany za pomocą różnych formatów wymiany danych CAD takich jak *.IGES, *.STEP.

Program obróbki kości jarzmowej został przygotowany w zintegrowanym systemie CAD/CAM NX 9.0, na podstawie wcześniej przygotowanego modelu powierzchniowego. Model ten został eksportowany z tolerancją 0.001 mm do pliku o rozszerzeniu *.STEP, a następnie zaimportowany do systemu NX 9.0. Tolerancja zapisu modelu 3D w pośrednim formacie wymiany danych jakim jest m.in. format *.STEP jest bardzo ważna z uwagi na to, iż od niej zależy prawidłowe zdefiniowanie wartości tolerancji generowania wykończeniowych ścieżek narzędzia. Wpływa to bezpośrednio na dokładność wykonania części o dowolnym stopniu skomplikowania geometrii.

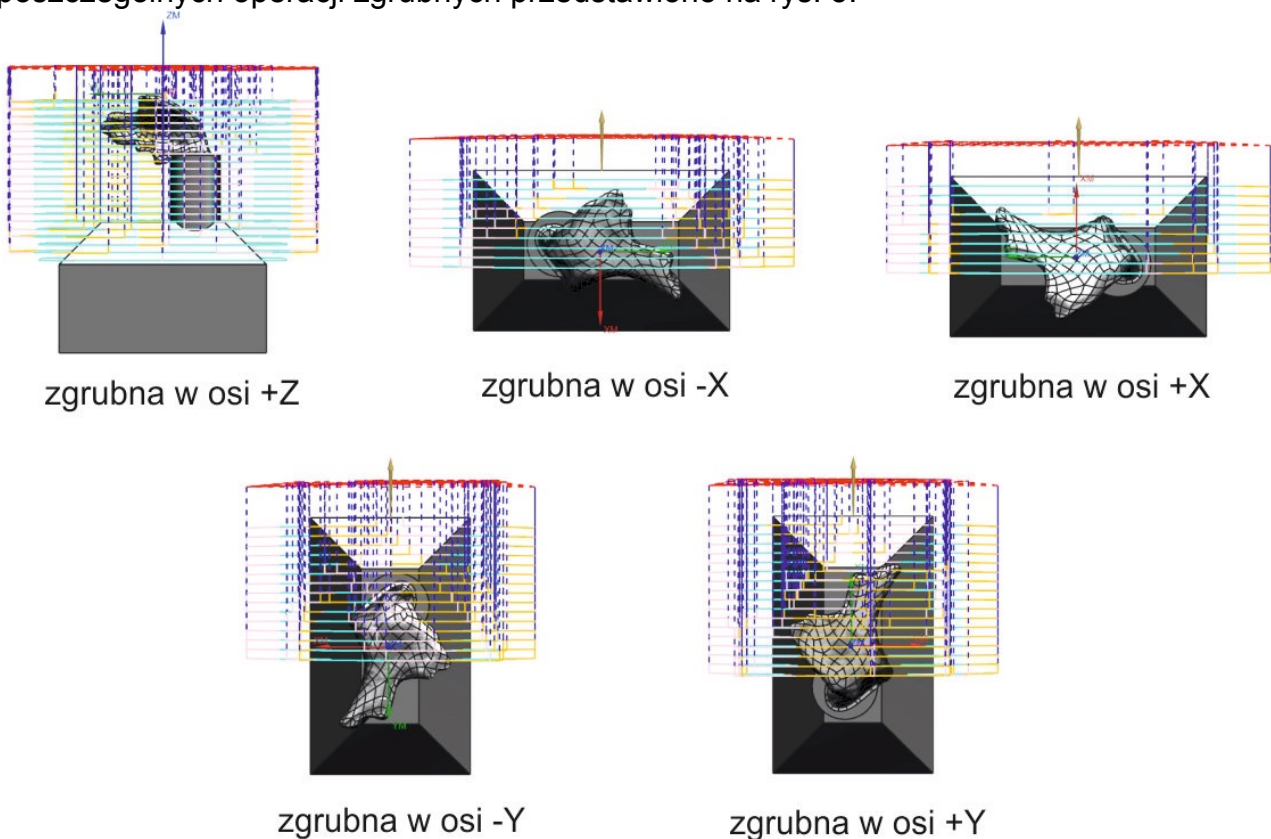
Po zaimportowaniu modelu 3D kości jarzmowej, w module CAD odpowiednio zamodelowano część chwytową, służącą do odpowiedniego zamocowania części w uchwycie na stole obrabiarki (rys. 4). Kieszeń chwytu półfabrykatu wykonano w osobnej operacji.



Rys.4. Model chwytu oraz mocowanie części w uchwycie obrabiarki

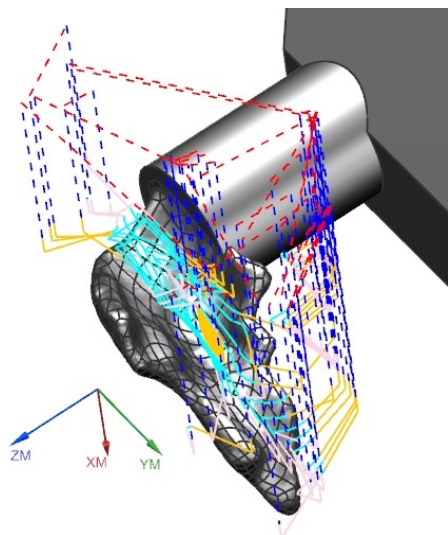
Kolejnym etapem był dobór oraz zamodelowanie półfabrykatu w celu prawidłowego zdefiniowania środowiska WORKPIECE oraz drzewa geometrii w module CAM, w celu wygenerowania ścieżek narzędziowych. Obróbkę kości jarmowej podzielono na trzy etapy: zgrubną, kształtującą i wykończeniową.

Obróbkę zgrubną zaprogramowano w pięciu operacjach jako pięcioosiową pozycjonowaną, wykonywaną frezem walcowo – czołowym. Taki sposób prowadzenia obróbki pozwala na możliwie maksymalne usunięcie nadmiaru na obróbkę zgrubną z każdej strony elementu w jednym zamocowaniu. Widok ścieżek narzędziowych poszczególnych operacji zgrubnych przedstawiono na rys. 5.



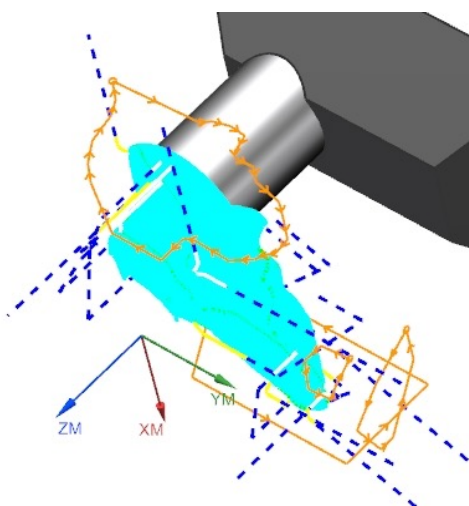
Rys. 5. Ścieżki narzędziowe kolejnych operacji zgrubnych

Obróbkę kształtującą zaprogramowano jako jedną operację wykonywaną frezem kulistym. Ma ona na celu wstępne ukształtowanie złożonej geometrii kości jarzmowej oraz wyrównanie i ujednoczenie rozkładu wartości nadatku pozostawionego z poprzedniej obróbki. Jest to bardzo istotne, gdyż w ten sposób niweluje się zjawisko występowania dużych zmian wartości składowych siły skrawania, a w rezultacie odkształcenia narzędzia, zniekształcenia toru jego ruchu oraz w skrajnych przypadkach odkształcenia obrabianej części. Na obróbkę wykończeniową pozostawiono 0.2 mm nadatku. Widok ścieżek narzędziowych obróbki kształtującej przedstawiono na rys.6.



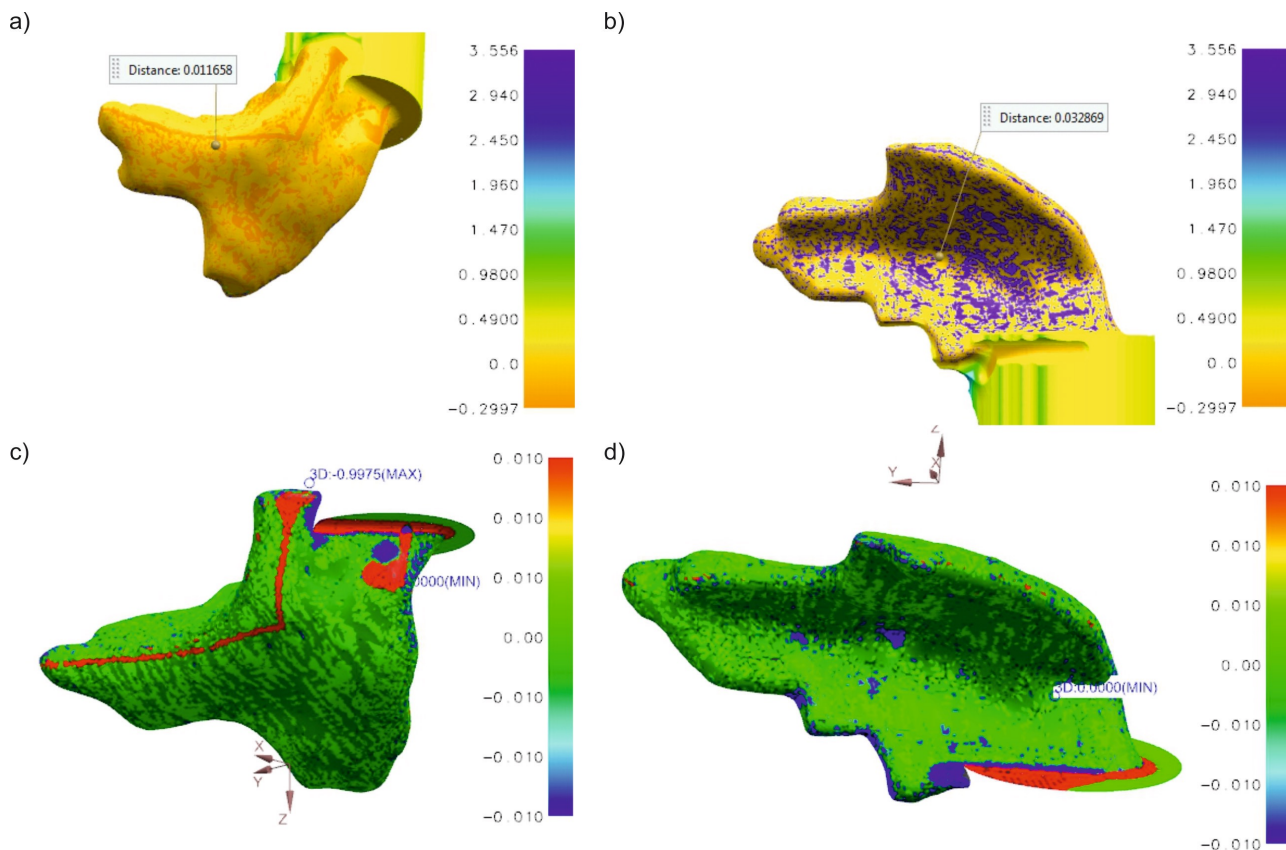
Rys. 6. Ścieżki narzędziowe operacji kształtującej geometrię kości jarzmowej

Obróbkę wykończeniową zaprogramowano jako 5-osiową indeksowaną w czterech operacjach, wykonywaną frezem stożkowym o średnicy $D = 4$ mm. W każdej z czterech operacji ustawione zostały odpowiednie wartości parametrów, mających bezpośredni wpływ na dokładność wykonania obrabianej części. Są nimi przede wszystkim tolerancja generowania ścieżki narzędziowej, której wartość jest równa tolerancji modelu 3D kości jarzmowej tzn. 0.001 mm, oraz krok liniowy poszczególnych segmentów toru ruchu narzędzia, którego wartość ustawiono na 0.1 mm. Zawężenie wartości kroku liniowego w dużej mierze zależy od możliwości przetwarzania kodu NC danego układu sterowania obrabiarki. Wartości technologicznych parametrów skrawania wynoszą odpowiednio: $v_c = 201$ m/min, $f_z = 0.01$ mm/z, $n = 16000$ obr/min, $v_f = 400$ mm/min, $a_e = 0.02$ mm. Widok ścieżek narzędziowych obróbki wykończeniowej przedstawiono na rys.7.



Rys.7. Ścieżki narzędziowe obróbki wykończeniowej kości jarzmowej

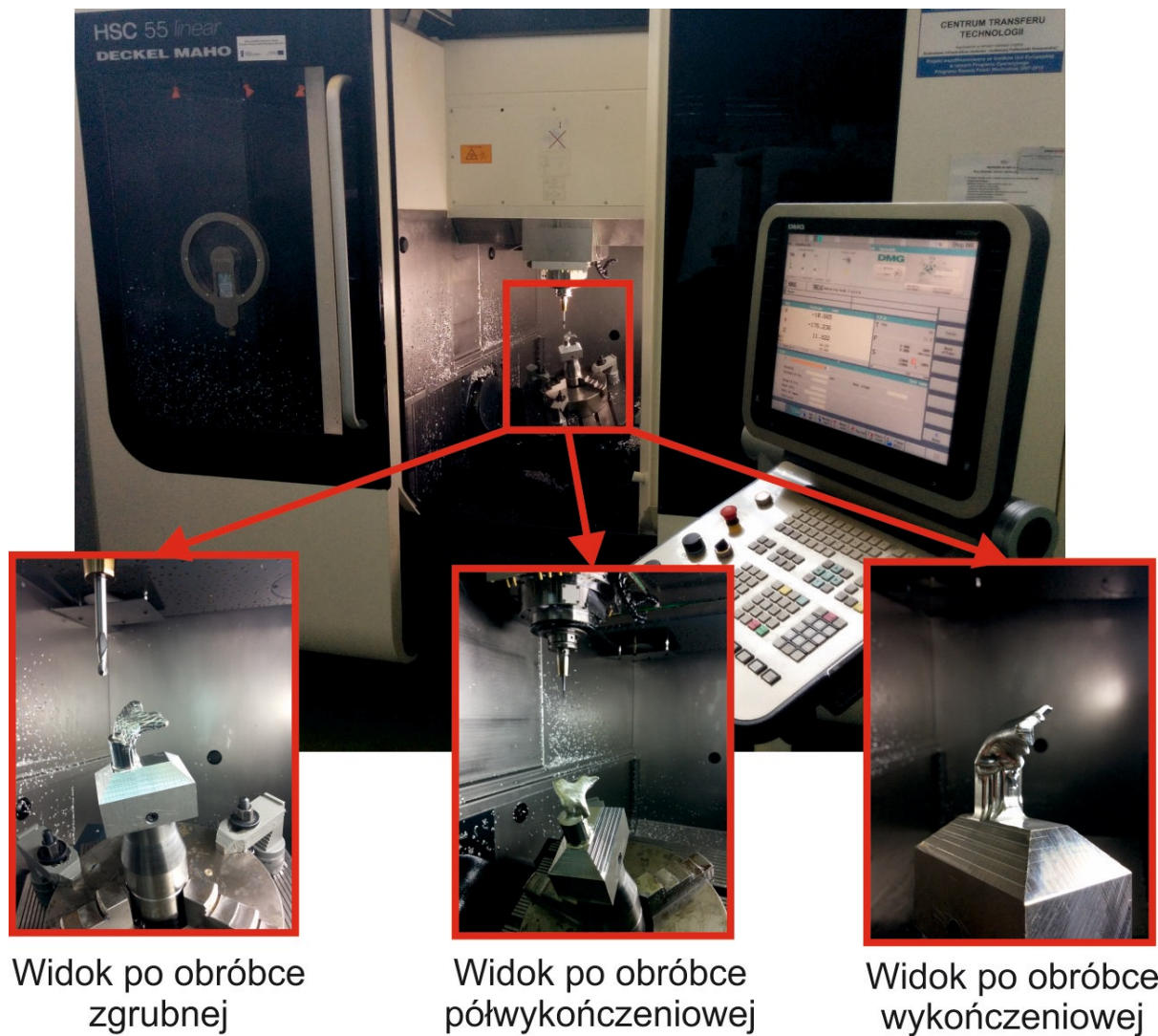
Następnym etapem jest weryfikacja programu obróbkowego oraz analiza mapy naddatków, jak również odchyłki kształtu kości jarzmowej w środowisku CAD/CAM. Raporty tych badań zamieszczono na rys.8.



Rys. 8. Raporty mapy naddatków: a) powierzchni wypukłej, b) powierzchni wklęsłej, oraz odchyłki kształtu: c) powierzchni wypukłej, d) powierzchni wklęsłej kości jarzmowej

Analizując raport mapy naddatków należy zauważyć, iż powierzchnia wypukła jest dokładniej wykonana aniżeli powierzchnia wklęsła kości jarzmowej. Różnica w tolerancji wykonania wypukłej i wklęsłej powierzchni kości jest rzędu $20\ \mu\text{m}$. Raport odchyłki kształtu wskazuje, iż poza założoną tolerancją wykonania $0.01\ \text{mm}$ jest 12% całkowitej powierzchni kości jarzmowej. Poza tolerancją są głównie obszary łączenia się ze sobą granic czterech poszczególnych operacji obróbki wykończeniowej. Z analiz symulacyjnych wynika, iż program obróbkowy jest prawidłowy, a rzeczywisty model po obróbce będzie się mieścił w założonym paśmie tolerancji odchyłki kształtu.

Obróbkę kości jarzmowej wykonano na pięcioosiowym centrum obróbkowym HSC 55 linear firmy DMG (rys. 9).



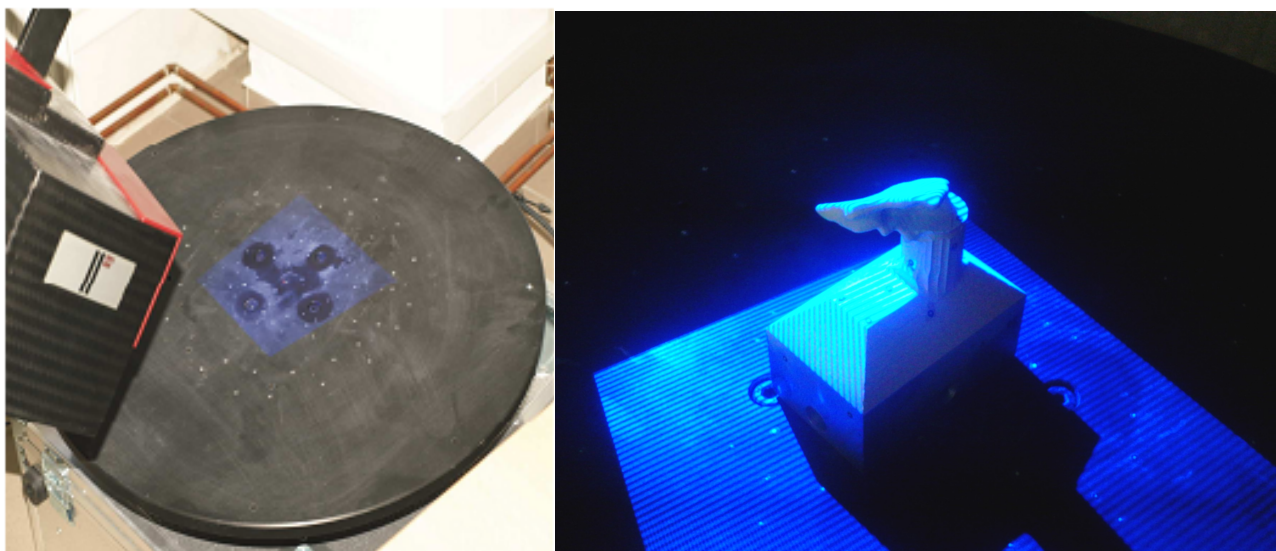
Rys. 9. Centrum obróbkowe HSC 55 linear oraz widok kości jarmowej po kolejnych etapach obróbki

4. OPTYCZNY POMIAR GEOMETRII MODELU

W przypadku metod polowych informację o całej powierzchni mierzonego przedmiotu można uzyskać na podstawie pomiarów metodami bazującymi na projekcji prążków. Należą one do grupy metod wykorzystujących oświetlenie strukturalne, czyli takich, w których na powierzchnię obiektu mierzonego projektowany jest określony raster (lub ich sekwencja). Warunkiem poprawnego pomiaru jest dobra widoczność prążków na powierzchni obiektu (obiekty o powierzchni nie rozpraszającej lub przezroczyste mogą być mierzone po pokryciu specjalnymi warstwami typu „anti-reflex”). Przechwytywanie przez skaner informacji o położeniu punktów w przestrzeni opiera się na zasadzie triangulacji, czyli na obliczeniu miejsca przecięcia się w przestrzeni płaszczyzny utworzonej przez prążek światła strukturalnego i półprostej wychodzącej ze środka piksela matrycy kamery. Obraz rastra odkształconego na powierzchni obiektu jest poddawany analizie komputerowej, w wyniku której uzyskuje się mapę wysokości. Różnią się one między sobą pod względem liczby obrazów przetwarzanych podczas obliczeń. Istnieją metody pozwalające na określenie kształtu obiektu nawet na podstawie analizy jednego obrazu. Cechują się one jednak mniejszą dokładnością pomiaru i można je stosować do mniejszej liczby (klas) obiektów niż techniki wykorzystujące większą liczbę obrazów. Skanery pomiarowe 3D pracujące tą metodą oferują szczegółowość do 0,01 mm z prędkością

skanowania około 1.000.000 punktów na sekundę i dokładnością do 0,007 mm, przy skanowaniu powierzchni o wymiarach 0,5 m x 0,5 m. Tą metodą pomiaru 3D można uzyskać większą szczegółowość i dokładność metryczną, która idealnie sprawdza się w cyfrowej rekonstrukcji skomplikowanych powierzchni biomodeli.

Digitalizację geometrii modelu kości jarzmowej, wykonano przy użyciu systemu optycznego GOM (Geometrical Optical Measurements) (rys.10). W wyniku zastosowania systemu Atos Triple Scan, wykonano serię pomiarów z różnych kierunków, stosując stolik obrotowy sterowany numerycznie.



Rys.10. Widok stanowiska pomiarowego

Oprogramowanie systemu skanującego pozwoliło na łączenie obrazów skanowanych w celu uzyskania całej powierzchni kości jarzmowej. Na podstawie analizy powtarzalności oraz błędu granicznego określono niepewność pomiaru systemu Atos Triple Scan, która wyniosła $\pm 0,006$ mm. Proces dopasowania modelu nominalnego (uzyskanego z pomiarów na tomografie stożkowym), oraz analizowanego (uzyskanego przy użyciu metody bazującej na projekcji prążków) został przeprowadzony przy wykorzystaniu algorytmu best fit. Proces zestawienia modeli odbywa się interaktywnie przez minimalizację kwadratów odległości między obiektami. Dopasowanie chmury punktów metodą best fit, zostało przeprowadzone z dokładnością do 1 μ m. Uzyskane wyniki przedstawiono w tab.1.

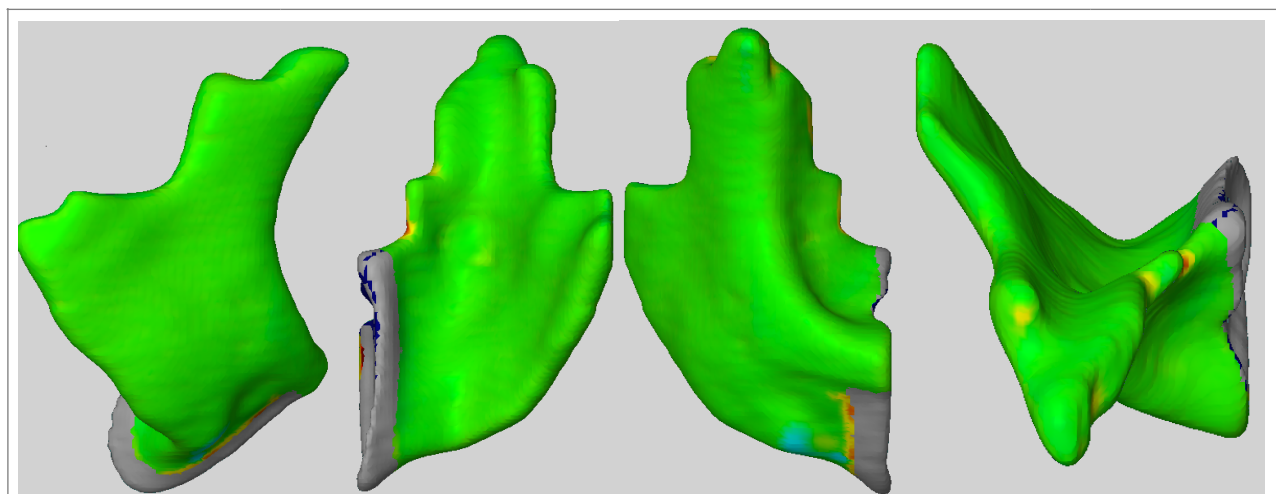
5.WNIOSKI

Obecnie w dalszym ciągu trwają badania nad określeniem wystarczającej dokładności rekonstrukcji cyfrowych modeli medycznych oraz metod poprawy jakości ich wykonania. Z aktualnych badań wynika iż akceptowalna dokładność wykonania wynosi ± 0.5 mm w obrębie twarzoczaszki pacjenta [4]. Przedstawiony zakres tolerancji, tyczy się zastosowania wytwarzanych modeli medycznych w procesie doginania płytek chirurgicznych.

Do analizy globalnych odchyłek, nie uwzględniono punktów definiujących obszar przypisany bezpośrednio mocowaniu kości jarzmowej do stołu obrabiarki. Zabieg ten miał na celu zminimalizowanie wpływu wartości odchyłek tego obszaru na raport końcowy z uzyskanych pomiarów (tab.1). Rozstęp pomiędzy granicznymi wartościami odchyłek

wyniósł 0.64 mm. Jednak procentowa ilość punktów znajdująca się poza polem tolerancji ± 0.14 mm wyniosła zaledwie 1%. Ponad 89% punktów branych po uwagę, mieści się w zakresie tolerancji (0,07 mm, 0,00 mm>.

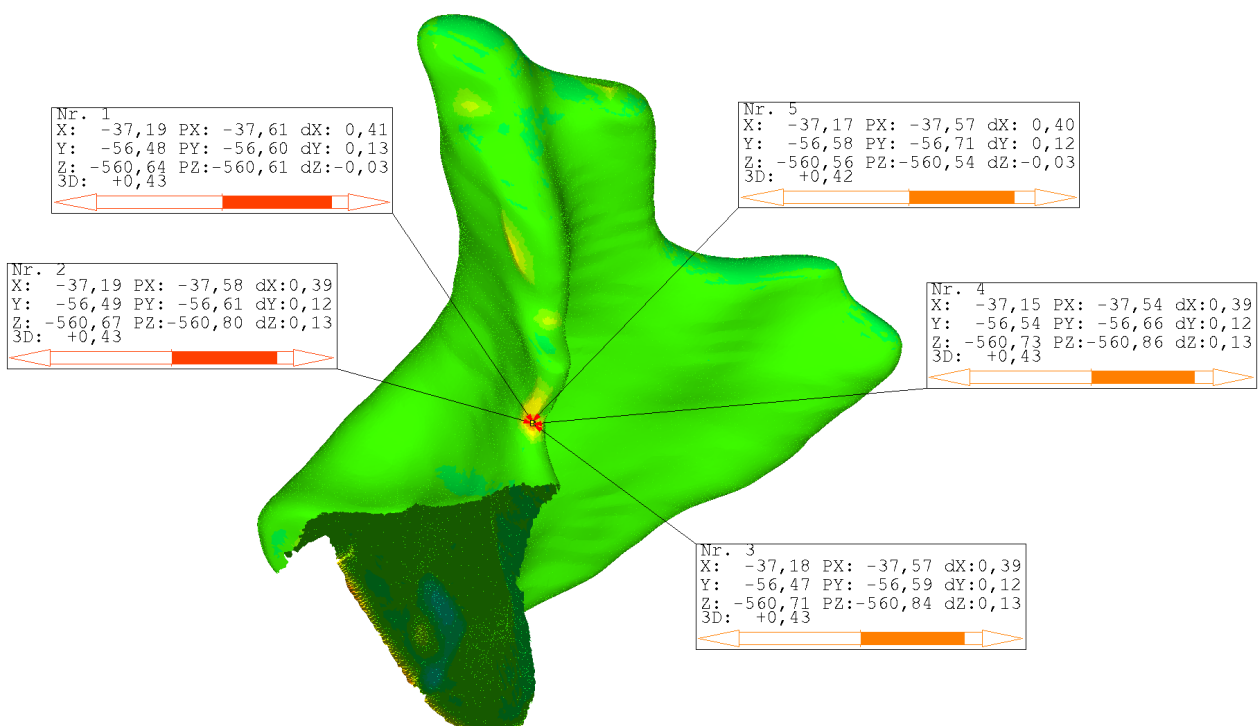
Tab. 1 Raport z uzyskanych wyników pomiarów.



Ilość punktów	Maksymalne odchyłki		Rozstęp	Średnia odchyłka	Odchylenie standardowe
65169	0,43 mm	-0,21mm	0,64 mm	0,02 mm	0,03 mm
Zakres tolerancji			Ilość procentowa punktów (ilość punktów)		
<0,43 mm, powyżej)			0% (19)		
(0,43 mm, 0,36 mm>			0,1 % (40)		
(0,36 mm, 0,28 mm>			0,3 % (183)		
(0,28 mm, 0,14 mm>			0,5 % (304)		
(0,14 mm, 0,07 mm>			1,1% (735)		
(0,07 mm, 0,00 mm>			89,2% (58130)		
(0,00 mm, -0,07 mm>			8,4% (5462)		
(-0,07 mm, -0,14 mm>			0,3% (200)		
(-0,14 mm, -0,28 mm>			0,1% (96)		
(-0,28 mm, -0,36 mm>			0% (0)		

(-0,36 mm, -0,43 mm>	0% (0)
< -0,43 mm, powyżej)	0% (0)

Średnia odchyłka wyniosła 0,02 mm. Rozrzutu wartości odchyłek wokół wartości średniej wyniósł 0,03 mm. Głównie na jego wartość miały wpływ, odchyłki znajdujące się poza obszarem tolerancji $\pm 0,14$ mm. Warto nadmienić, że na uzyskane wyniki końcowe, miała również wpływ sama technika pomiaru. Wyznaczono niepewność pomiaru urządzenia Atos Triple Scan na podstawie znajomości błędu granicznego. Dodatkowo określono powtarzalności systemu (wykonano 5 razy pomiar zachowując warunki powtarzalności). Ostatecznie uzyskano wartość niepewności równą $\pm 0,006$ mm. Największe odchyłki globalne, zaobserwowano na krawędziach modelu (rys.11). Wymienione obszary dotyczą łączenia się ze sobą granic czterech poszczególnych operacji obróbki wykończeniowej



Rys.11. Obszar występowania największych odchyłek

Z uzyskanego raportu wynika iż centrum obróbcze DMG HSC 55 linear w zupełności nadaje się do wykonania modeli skomplikowanych struktur kostnych w tym kości jarzmowej pod zabiegi doginania płytek chirurgicznych.

LITERATURA

- [1] Burek J, Turek P: Dokładność kształtu modelu szczęki dolnej wykonanego metodą technologii przyrostowej. *Mechanik*, 5-6/2012.
- [2] Burek J, Bazan A, Płodzień M, Turek P.: Optyczna metoda rekonstrukcji geometrii koron zębów- Focus Variation. *PAK* 10/2013.
- [3] Markowska O, Budzik G: Innowacyjne metody wytwarzania implantów kostnych za pomocą inżynierii odwrotnej (RE) oraz technik szybkiego prototypowania (RP). *Mechanik*, 2/2012.

- [4] Markowska O, Budzik G. The analysis of the accuracy of bone defects implants in the numerical and physical reconstruction process. Kraków 2012.
- [5] Miechowicz S, Budzik G, Cygnar M, Truszkiewicz A. Use of the computed tomography in Reverse Engineering. Prace Naukowe Instytutu Technicznego PWSZ w Nowym Sączu, Nowy Sącz 2005, 81-86.
- [6] Newman T.S, Yi H: A survey of the marching cubes algorithm. Computers and Graphics, 30.5: 854-879, 2006.
- [7] Samolczyk-Wanyura D, Wanyura H.: Grupy kliniczno-anatomopatologiczne złamań górnego masywu twarzy. Czas Stomat 1992; 45(2): 93–99.
- [8] Wanyura H.: Obraz kliniczno-anatomopatologiczny złamań jarzmowo-oczodołowych. Czas Stomat 2000; 53(5): 295–303.