

Prof. PRZ dr hab. inż. Jan BUREK, mgr inż. Paweł TUREK

Politechnika Rzeszowska, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Katedra Technik Wytwarzania i Automatykacji
Rzeszow University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering & Aeronautics, Dept. of Manufacturing Techniques & Automation

CYFROWA REKONSTRUKCJA ZŁAMANIA OBSZARU MODELU ŻUCHWY

Streszczenie

Wstęp i cel: W pracy przedstawiono sposób rekonstrukcji szczęki dolnej na podstawie danych pochodzący z tomografu komputerowego, wykorzystując do tego oprogramowanie *Amira*.

Materiał i metody: Przedstawiono proces odtworzenia ciągłość żuchwy, polegający na nastawieniu oraz zrekonstruowaniu powierzchni w miejscu złamania, a także wytworzenia modelu metodą przyrostową

Wyniki: Proces rekonstrukcji szczęki przeprowadzono za pomocą specjalistycznego oprogramowania *Amira* z danych pochodzących z tomografu komputerowego. Dzięki wykonanemu modelowi żuchwy oraz przeprowadzonym badaniom, lekarz jest w stanie w znaczny sposób zminimalizować czas trwania zabiegu.

Wniosek: Technologia generatywna umożliwia z dużą dokładnością odwzorowywać model o tak skomplikowanych kształtach jakim jest szczęka dolna. Zastosowanie oprogramowania *CAD*, pozwala w sposób szybki rekonstruować miejsca złamania i edytować powierzchnie złamania. Umożliwia to zaprojektowanie modeli zindywidualizowanych implantów dla konkretnego pacjenta np. szyny usztywniające w miejscach złamania.

Słowa kluczowe: Żuchwa człowieka, model, tomografia komputerowa, złamania, rekonstrukcja.
(Otrzymano: 11.11.2012; Zrecenzowano: 20.11.2012; Zaakceptowano: 31.11.2012)

NUMERICAL RECONSTRUCTED MANDIBLE BREAKAGE AREA

Abstract

Introduction and aim: The thesis presents method of the lower mandible reconstruction, on the basis of data acquired by means of *Amira* software from CT (computer tomography).

Material and methods: It demonstrates the process of mandible continuity reconstruction, which was about proper setting and reconstructing the surface where the fracture occurred. The analysis of manufacturing accuracy of the mandible, produced with incremental method, was performed.

Results: The jaw reconstruction was carried out using specialized *CAD* software *Amira* from computer tomography data. Due to created mandible model and conducted researches the surgeon is able to significantly reduce the time of surgical treatment.

Conclusion: Generative technology enables to reproduce accurately model complex shapes like this which is the lower jaw. The use of *CAD* software, allows you to quickly reconstruct the fracture and the fracture surfaces edit. This enables the design of customized implants for models of the particular patient, e.g. stiffening rails in the fracture.

Keywords: Human mandible, model, computed tomography, fractures, reconstruction.

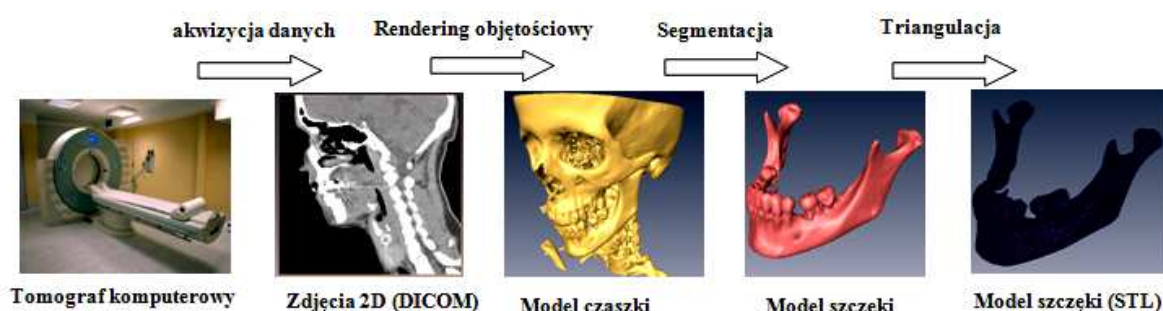
(Received: 11.11.2012; Revised: 20.11.2012; Accepted: 31.11.2012)

1. Wprowadzenie

Żuchwa jest jedyną ruchomą kością czaszki twarzowej poddawaną wielokierunkowym obciążeniom dynamicznym podczas żucia. Poza zadaniami czynnościowymi niemniej ważna jest jej rola polegająca na podtrzymywaniu tkanek dolnego piętra twarzy oraz dna jamy ustnej. Mięśnie nadgnykowe, pozbawione swojego przyczepu żuchwowego zapadają się, powodując upośledzenie drożności dróg oddechowych. Z kolei kikuty żuchwy pozostawione bez zespolenia przemieszczają się ku górze i przyśrodkowo na skutek działania mięśni skrzydłowych, skroniowych i żwaczy. Powyższe zmiany prowadzą do istotnego upośledzenia drożności dróg oddechowych, zaburzeń połykania, mowy i żucia oraz zniekształcenia dolnego odcinka twarzy. Taki stan znacząco pogarsza jakość życia pacjenta [1].

W oparciu o jej trójwymiarową strukturę oraz zróżnicowane kierunki działania i natężenie sił czynnościowych, ubytki i złamania żuchwy zostały podzielone na 3 podstawowe grupy: przednią – pomiędzy otworami bródkowymi, boczną – od otworu bródkowego do połowy wysokości gałęzi żuchwy i kłykciową – górna połowa gałęzi żuchwy z wyrostkiem kłykciowym i dziobiastym. Opisane w powyższy sposób ubytki ciągłości żuchwy mogą współistnieć ze sobą w różnej konfiguracji (np. przednio-boczny, boczno-kłykciowy, boczno-przednio-boczny) [1].

W celu zwiększenia komfortu leczenia, lekarze coraz bardziej współpracują z kadrami naukowymi. Stąd też w ostatnim czasie obserwuje się coraz większe wykorzystanie technologii inżynierii odwrotnej (*ang. reverse engineering RE*) w budowie modeli medycznych. Proces inżynierii rekonstrukcyjnej polega na zastosowaniu wszelakiego typu metod pomiarowych (dotykowych lub optycznych), których celem jest zdigitalizowanie obiektu fizycznego, następnie jego obróbkę i wytworzenie metodami przyrostowymi bądź ubytkowymi.



Rys. 1. Etapy rekonstrukcji szczęki dolnej pacjenta

Zródło: Opracowanie Autorów

Fig. 1. Stages of the patient's lower jaw reconstruction

Source: Elaboration of the Authors

2. Rekonstrukcja żuchwy

2.1 Akwizycja danych

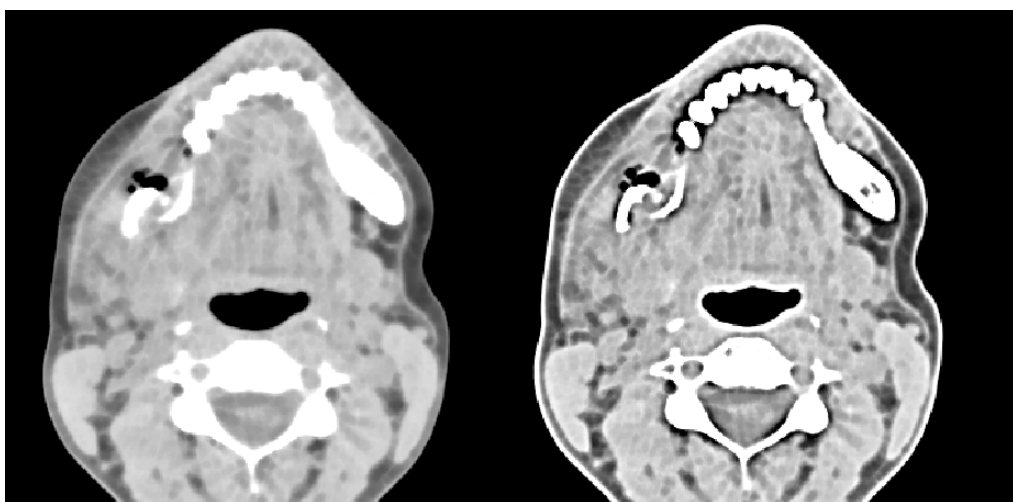
Jakość powstawania obrazu uzyskanego metodami tomografii komputerowej, zależy od wielu czynników. W pierwszym etapie surowe dane rejestrowane w detektorach aparatu podlegają wstępnej korekcie – kompensacji niejednorodności i korekcji efektów utwardzania wiązki promieniowania. Rekonstrukcja obrazu zaczyna się od ustalenia pola obrazowania. Pole widzenia to maczyca punktów (pixeli), obecnie stosowane są maczyce 512×512. Pixel jest najmniejszą jednostką obrazu dwuwymiarowego, jego przestrzennym odpowiednikiem jest voxel – trójwymiarowy prostopadłościenny wycinek badanej warstwy obiektu. W dalszej kolejności wyznaczany jest współczynnik osłabienia promieniowania dla każdego punktu (pixela) obrazu – poprzez obliczenie średniej wartości dla wszystkich promieni wiązki które prze-

biegały przez ten pixel (metoda projekcji wstecznej – back projection). Rozdzielczość przestrzenna determinowana jest rozmiarami voxela, tj. wymiarami pixela rekonstruowanego obrazu i szerokością warstwy obrazowania. Należy pamiętać, że wartość współczynnika osłabienia dla pojedynczego pixela odpowiada średniej gęstości całego elementu przestrzennego (voxela) czyli pojedynczy obraz widoczny na monitorze jest uśrednieniem warstwy o określonej grubości (zwykle w granicach 0,6 do 10 mm).

Z tego wynika efekt uśredniania objętościowego (*ang. partial volume effect*) fałszujący wartości pomiaru współczynnika w przypadku gdy element objętościowy zawiera struktury o znacznie różniące się gęstości, np. powietrze / tkanka płucna. Ostateczny obraz powstaje w wyniku matematycznej filtracji poprawiającej zarysy krawędzi (*splot, convolution*). Algorytm filtracji decyduje o ostatecznym obrazie. Do obrazowania narządów o dużym kontraście struktur wewnętrznych np. płuca kości używany jest algorytm „twardy”, o wysokiej rozdzielczości - wzmacniający krawędzie. Do oceny narządów o mniejszym kontraście struktur wewnętrznych stosowany jest algorytm „miękki” – w tym przypadku algorytm „twardy” zwiększyłby poziom szumów i utrudnił rozróżnienie struktur o mniejszym kontraście [7]. Oprócz samej edycji danych zebranych z tomografu komputerowego, na ich jakość bezpośredni wpływ ma także sam pacjent podlegający skanowaniu. Każde nieświadome ruchy pacjenta oraz uderzenia podczas zbierania danych wprowadzają dodatkowe błędne odczyty. Dane wykorzystane w artykule charakteryzowały się rozmiarem pixela 0,434×0,434 oraz grubością warstwy 0,4.

2.2 Przetwarzanie danych

Dzięki nowym technologiom obrazy z tomografii komputerowej wykorzystywane są do rekonstrukcji modeli 3D przedstawiających struktury anatomiczne (Rys. 1). W tym celu tomograf komputerowy składa zdjęcia w jedną całość przez rozmieszczenie obrazów 2D w odległościach, w jakich były robione. Następnie nadaje pikselom trzeci wymiar i tworzy voxele i rekonstruuje wirtualny model 3D (Rys. 3). Aby można było przeprowadzić taką rekonstrukcję potrzebne jest kilkadziesiąt, a niekiedy nawet kilkaset obrazów 2D z tomografu komputerowego lub innego urządzenia do diagnostyki obrazowej. Wszystkie te zdjęcia są macierzami pikseli, a każdy z nich ma przypisany pewny kolor. Kolor ten jest zależny od ilości zaabsorbowanego w CT, czy emitowanego przez ten obiekt w badaniu MRI promieniowania.

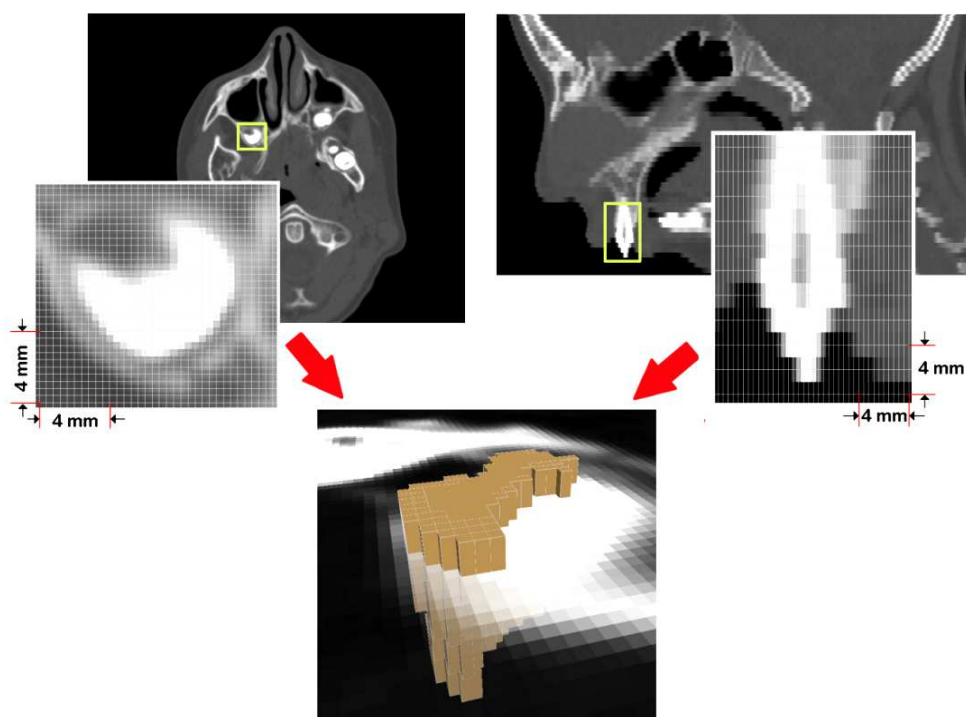


Rys. 2. Cyfrowa filtracja
Źródło: Opracowanie Autorów
Fig. 2. Digital filtration
Source: Elaboration of the Authors

Najpopularniejszą jednak metodą generowania modeli 3D jest budowanie ich z przekrojów skanowanego obiektu w specjalnych programach (np.: Amira, Mimics, BioBuild), pozwalających przekształcać zestaw obrazów 2D w trójwymiarowy model. Każdy z tych przekrojów jest zapisany w typowym dla obrazów medycznych formacie DICOM i posiada określoną grubość.

Odcień pikseli jest odpowiednikiem uśrednionego pomiaru pewnej właściwości (natężenia emisji promieniowania lub adsorpcji promieniowania w zależności od badania rodzaju badania) w danym punkcie skanowanego obiektu.

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 szerokości pojedynczego piksela na obrazie. Cyfrowa filtracja ma na celu poprawienie procesu segmentacji interesującej nas tkanki kostnej. Przeprowadzono proces filtracji zaszumienia oraz wyostrenia krawędzie w obrębie szczęki dolnej pacjenta (Rys. 2).



Rys. 3. Zamiana pikseli na voxele [8]

Fig. 3. Change pixel to Vogel [8]

Do odwzorowania modelu objętościowego oprogramowanie medyczne *Amira* wykorzystuje algorytmy rekonstrukcyjne (min. maszerujących sześcianów). W celu wyodrębnienia z modelu jego fragmentu stosuje się różne metody segmentacji. Opierają się one na dobraniu odpowiedniego zakresu lub wartości w skali Hounsfielda (HU).

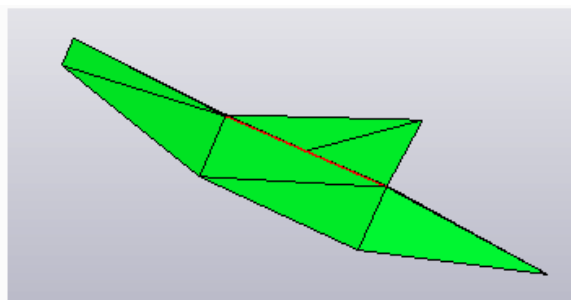
Do najbardziej popularnych należą: *thresholding* (w całym modelu wyodrębniane są wszystkie voxele o wartościach HU z zadanego przedziału) oraz *region growing* (w sąsiedztwie wskazanego woksela lub zbioru woksela wyodrębniane są tylko te którym przypisano wartość HU zbliżoną do wskazanej). Następnie przeprowadzany jest proces triangulacji na wyodrębnionej szczęce. Polega on na stworzeniu tzw. powierzchni fasetkowej składającej się z siatki trójkątów. Powierzchnię taką zapisuje się w formacie STL, który jest rozpoznawalny przez oprogramowania CAD jak i rapid prototyping (RP).

Wygenerowana powierzchnia składa się z ponad 62 tys. punktów, będących wierzchołkami dla blisko 130 tys. trójkątnych ścian. Ze względu na tak dużą liczbę trójkąty te rozróżnialne są jedynie na bardzo dużym powiększeniu.

Ze względu na niejednorodność otrzymanej siatki przeprowadzono testy przecinania ścian oraz proporcjonalności trójkątów. W wykonanym modelu test przecinania się ścian nie wykrył żadnych nachodzących się ścian, natomiast test proporcjonalności trójkątów znalazł trójkąty o powierzchniach znacznie większych od sąsiednich.

Na rysunku 4 przedstawiono fragment podsumowania testów oraz przykładowy fragment powierzchni zawierający trójkąt o bardzo dużym współczynniku proporcjonalności. Jeden z jego boków ma tak małą długość, że jest praktycznie niewidoczny, a pozostałe dwa boki pokrywają się. Współczynnik proporcjonalności dla tego trójkąta wynosił 23174,5.

```
Found 0 intersections
triangle aspect ratio: 23174.5
triangle aspect ratio: 22351.3
triangle aspect ratio: 21884.8
triangle aspect ratio: 18754
triangle aspect ratio: 17285.7
triangle aspect ratio: 9477.02
triangle aspect ratio: 8620.75
```



Rys. 4. Podsumowanie testu proporcjonalności

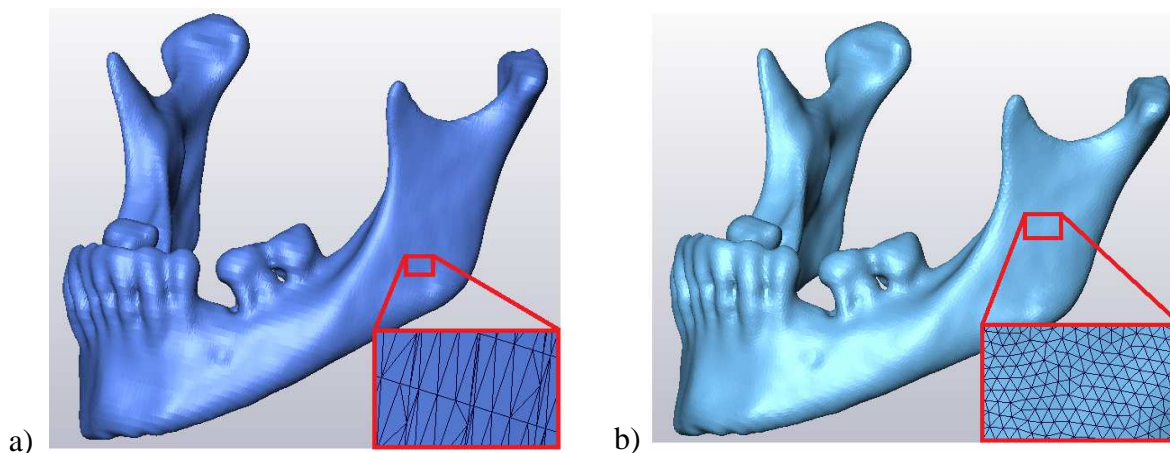
Źródło: Opracowanie Autorów

Fig. 4. Summary proportionality test

Source: Elaboration of the Authors

Na rysunku 5a widać, że wygenerowana siatka trójkątów jest nieregularna, a trójkąty mają podłużny kształt dlatego ważnym zabiegiem jest poprawienie powierzchni i utworzenie siatki złożonej z bardziej regularnych trójkątów, gdyż zapobiega to powstawaniu błędów w plikach STL. Czynność ta, to tzw. remeshing.

Po tej operacji liczba punktów spadła do 30 tys., a liczba trójkątów do 60 tys. bez widocznego pogorszenia jakości powierzchni. Mimo mniejszej liczby trójkątów, ich rozmieszczenie widoczne jest tylko na powiększeniu. Dodatkowo, po remeshingu największy współczynnik proporcjonalności spośród wszystkich trójkątów wynosi 11. Utworzona w ten sposób powierzchnia jest więc znacznie lepsza jakościowo od powierzchni pierwotnej (Rys. 4b).



Rys. 5. Cyfrowa rekonstrukcja powierzchni

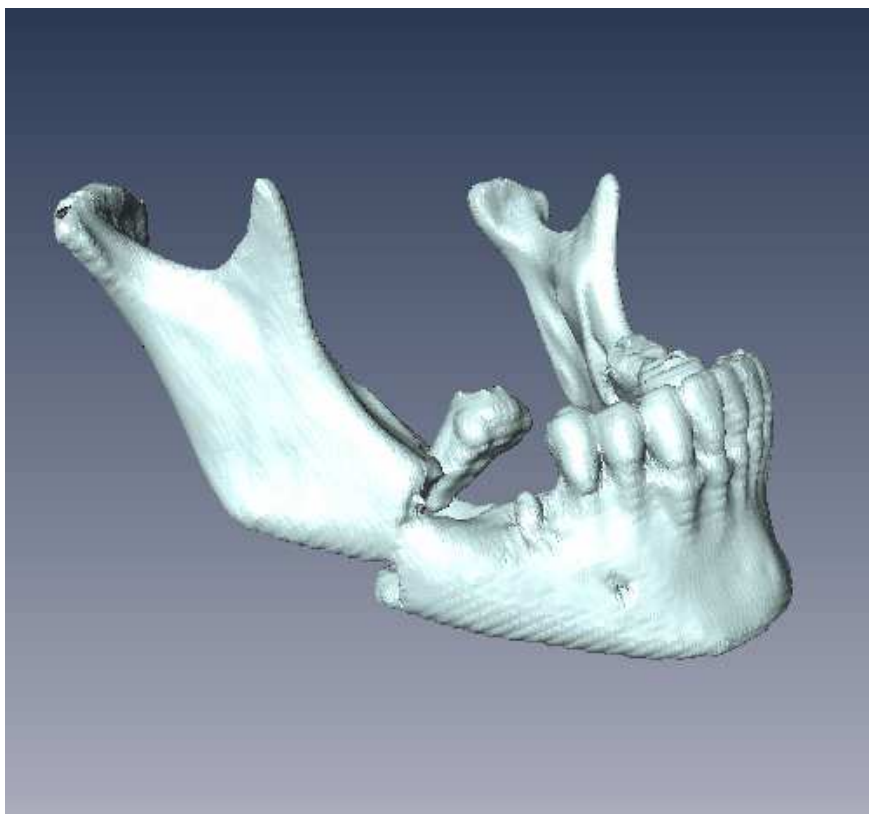
Źródło: Opracowanie Autorów

Fig. 5. Numerical surface reconstruction

Source: Elaboration of the Authors

2.3 Cyfrowe odtworzenie ciągłości żuchwy

W wyniku wypadku pacjent został poddany skanowaniu na tomografie komputerowym. Otrzymane dane w postaci zdjęć 2D oraz wygenerowany model CAD 3D potwierdzają iż pacjent ma złamaną szczękę z przesunięciem w odcinku bocznym (Rys. 6).



Rys. 6. Widok na uszkodzoną część żuchwy

Źródło: Opracowanie Autorów

Fig. 6. View of the damaged part of the mandible

Source: Elaboration of the Authors

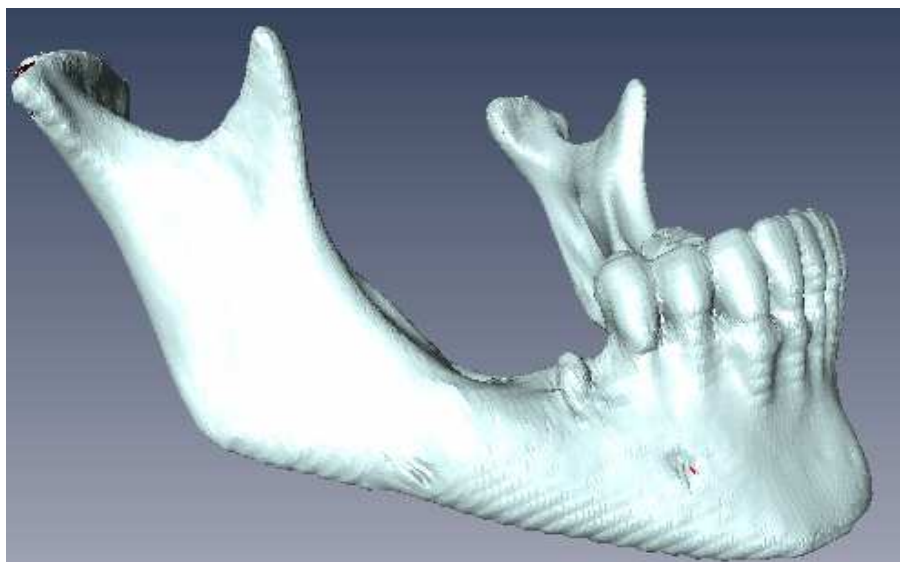
W celu nastawienia złamania oraz zrekonstruowania powierzchni przeniesiono model do oprogramowania *Focus RE* i *Focus Inspection*. Proces przeprowadzony został dwuetapowo. W pierwszej części usunięto ząb a także uszkodzoną powierzchnię w miejscu złamania.

Drugi etap polegał na dopasowaniu części złamanej do całego modelu szczęki. Zastosowano dodatkowo algorytm, na podstawie którego dopasowuje się obiekty o 6 stopniach swobody (*ang. BestFit*). Proces ten odbywa się interaktywnie przez minimalizację kwadratów odległości między obiektem stałym (szczęką) a dopasowywanym (część złamana). Trwa on tak długo, aż zostanie osiągnięta zgodność tego warunku, a tym samym najlepsze dopasowanie.

Po wykonaniu tej części przeprowadzono proces mostkowania. Polega on na rekonstrukcji powierzchni złamania pomiędzy dwoma przerwany krawędziami (Rys. 7).

2.4 Wytworzenie modelu metodą generatywną: Fused Deposition Modelling (FDM)

Metody generatywne opierają się na zasadzie dodawania materiału warstwa po warstwie formując w ten sposób pożądany kształt. Elementem wyjściowym jest model 3D w formacie STL, który przed wykonaniem rzeczywistego obiektu, zostaje podzielony na warstwy o grubości nie przekraczającej 1 mm.



Rys. 7. Widok na zrekonstruowaną część żuchwy

Źródło: Opracowanie Autorów

Fig. 7. View of the reconstructed part of the mandible

Source: Elaboration of the Authors

Proces ten odbywa się przy pomocy oprogramowania, które steruje urządzeniem używanym do wytworzenia prototypu. Następnie materiał jest nakładany warstwowo, aż do uzyskania kompletnego modelu. W zależności od technologii wytwarzania, wymiarów przedmiotu oraz jego stopnia skomplikowania wytwarzanie modeli technologiami rapid prototyping może trwać kilka godzin a nawet kilka dni. Powoduje to, że ta technologia wytwarzania nadaje się głównie do produkcji jednostkowej.

Model fizyczny szczęki dolnej wykonano na drukarce Fortus 360 mc metodą FDM (*ang. Fused Deposition Modelling*). Metoda ta polega na osadzaniu topionego materiału, jakim jest tworzywo sztuczne ABS (poliakrylo-nitryl-co-butadien-co-styren).

Proces odbywa się przy zastosowaniu dwóch dysz. Przez pierwszą dyszę przedostaje się materiał budulcowy, a drugą – materiał na podporę wspierającą proces budowy modelu (*ang. support*). Dysze kontrolują przepływy materiałów według instrukcji sterowania. W celu wykonania dokładnego wydruku zastosowano dyszę o najmniejszej średnicy drukującej. Grubość każdej nakładanej warstwy wynosiła 0,127 mm [5].



Rys. 8. Wydrukowany model żuchwy

Źródło: Opracowanie Autorów

Fig. 8. The printed model of the jaw

Source: Elaboration of the Authors

3. Wniosek

Z przedstawionych badań wynika, że technologia generatywna umożliwia z dużą dokładnością odwzorowywać model o tak skomplikowanych kształtach jakim jest m.in. szczęka dolna. Zastosowanie oprogramowania CAD, pozwala w sposób szybki rekonstruować miejsca złamania i edytować powierzchnie złamania. Umożliwia to zaprojektowanie modeli zindywidualizowanych implantów bądź szablonów chirurgicznych dla konkretnego pacjenta.

LITERATURA

- [1] Dąbrowski J., Przybysz J., Pietka T., Domański W., Chloupek A., Krzymański G.K.: *Tytanowe płyty rekonstrukcyjne w odtwarzaniu ciągłości zuchwy*, Czasopismo Stomatologii, 2010, Nr 63, Z. 11, s. 663-671.
- [2] Gonera K., Kurzac J., Rusińska M., Drybała B.: *Metody CAx w aplikacjach medycznych przy wytwarzaniu technologiami generatywnymi*, Instytut Technologii Maszyn i Automatyzacji Politechniki Wrocławskiej, Artykuł autorski z VIII Forum Inżynierskiego ProCAx 2009.
- [3] Oczóś K.E.: *Rosnące znaczenie rapid manufacturing w przyrostowym kształtowaniu wyrobów*, Mechanik, 2008, Nr 81, Z. 4, s. 241-257.
- [4] Karbowski K.: *Podstawy rekonstrukcji elementów maszyn i innych obiektów w procesach wytwarzania*, Wyd. Politechniki Krakowskiej, Kraków 2008.
- [5] Oczóś K.E.: *Intensywna ekspansja rapid - technologii*, Mechanik, 2007, Nr 80, Z. 7, s. 539-545.
- [6] Nowak M.: *Procedura przygotowania modelu kości promieniowej i ramiennej człowieka*, Czasopismo techniczne, Z. 1. - Mechanika Z. 1-M., Wyd. Politechniki Krakowskiej, Kraków 2010.
- [7] Siczek M: *Tomografia komputerowa i rezonans magnetyczny dla studentów kierunku informatyka*, Uniwersytet Marii Curie-Skłodowskiej, Lublin 2011
- [8] Zachow S., Zilske M., Hege H.: *3D reconstruction of individual anatomy from medical image data: Segmentation and geometry processing*, Congress Center Dresden 2007, Germany.