

Jan BUREK, Anna BAZAN, Marcin PŁODZIEN, Paweł TUREK

POLITECHNIKA RZESZOWSKA,
Al. Powstańców Warszawy 12, 35-959 Rzeszów

Optyczna metoda rekonstrukcji geometrii zębów – Focus Variation

Dr hab. inż. Jan BUREK

Profesor w Katedrze Techniki Wytwarzania i Automatyki Politechniki Rzeszowskiej. Zajmuje się problematyką związaną z technikami wytwarzania, w szczególności obróbką ubytkową powierzchni złożonych.



e-mail: jburek@prz.edu.pl

Mgr inż. Anna BAZAN

Asystent w Katedrze Techniki Wytwarzania i Automatyki Politechniki Rzeszowskiej. Zajmuje się problematyką związaną z metrologią wielkości geometrycznych, w szczególności pomiarami oraz analizą topografii powierzchni.



e-mail: abazan@prz.edu.pl

Mgr inż. Marcin PŁODZIEN

Absolwent Wydziału Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej. Pracę dyplomową "Dobór frezów do wysokowydajnej obróbki stopów aluminium" obronił w 2010 r. Asystent w Katedrze Techniki Wytwarzania i Automatyki. Zajmuje się problematyką dotyczącą systemów CAD/CAM i obróbki ubytkowej.



e-mail: plodzien@prz.edu.pl

Mgr inż. Paweł TUREK

Absolwent Wydziału Budowy Maszyn i Lotnictwa Politechniki Rzeszowskiej. Asystent w Katedrze Techniki Wytwarzania i Automatyki. Zajmuje się problematyką związaną z dokładnością rekonstrukcji modeli w szczególności medycznych.



e-mail: pturek@prz.edu.pl

Streszczenie

W artykule przedstawiono innowacyjną i niezależną optyczną metodę pomiaru geometrii Focus Variation, jako alternatywę dla aktualnie stosowanych rozwiązań wykorzystywanych w pomiarach biomodeli. Opisana metoda pomiarowa, umożliwiła rekonstrukcję obiektów o niewielkich gabarytach i o skomplikowanej geometrii powierzchni. Dokonano analizy dokładności wykonania rekonstrukcji geometrii na przykładzie koron zębów. Uzyskane wyniki w ponad 80 procentach mieszczą się w granicach $\pm 71 \mu\text{m}$ co świadczy o przydatności metody w zastosowaniach denty-stomatologicznych.

Słowa kluczowe: metrologia, optyka, ostrość, pomiar, implant, ząb, korona.

Optical method of reconstruction of tooth's geometry

Abstract

This paper describes the principle of operation of the focus variation method used for optical 3D measurements. The goal of investigations was to analyse the quality of surface reconstruction of the tooth crown geometry and the usefulness of the method in the dental industry. The focus variation method combines the small depth of focus of an optical system with vertical scanning to provide topographical and colour information resulting from the variation of focus [5]. Fig. 2 shows the schematic diagram of a measuring system based on the focus variation method. It is possible to measure surface points with high trueness using coordinate measuring machines (CMMs). However, limitation in the scanning speed as well as not accurate enough measurement of freeform surfaces such as fissure lines and interproximal areas make the access of the measuring probe to these places impossible. The measurement inaccuracy is due to the geometric size and shape of the tip of the stylus (probe) [3]. The results of the report (Fig. 5) are satisfactory for modeling so small and complex surfaces which are free crowns of the teeth. The focus variation method introduces new, more accurate scanning capabilities of the premises used in the dental industry.

Keywords: metrology, optical, focus variation, measurement, implant, tooth, crown.

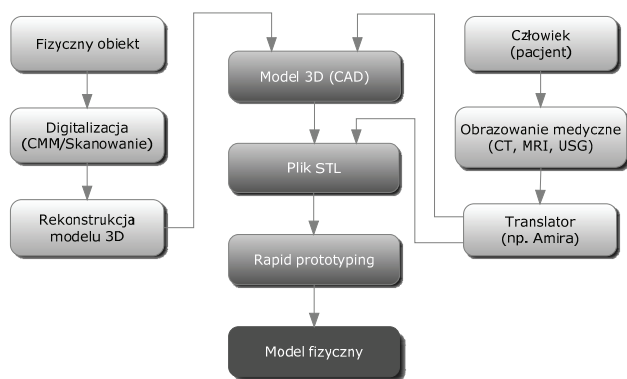
1. Wprowadzenie

Tradycyjne modelowanie komputerowe realizowane jest za pomocą systemów CAD, które obecnie są powszechnie używane w projektowaniu wyrobów przemysłowych. Wszystko zaczyna się od pomysłu konstruktora, który przedmiot modeluje w środowisku wirtualnym. Ostatnim etapem całego procesu jest urzeczywistnienie koncepcji projektanta, poprzez wykonanie przedmiotu dostępnymi metodami wytwarzania [1].

Problem pojawia się w momencie kiedy nie dostępna jest dokumentacja techniczna, która mogłaby posłużyć do odtworzenia interesującego nas modelu. W przypadku modeli biomedycznych np. korony i trzonu zęba jest to zupełnie niemożliwe. Dlatego w coraz częściej obserwuje się zastosowanie inżynierii odwrotnej (reverse engineering RE) w budowie cyfrowych modeli denty-stycznych, która umożliwia odtworzenie już istniejącego obiektu. W procesie RE wykorzystuje się zarówno metody pomiarowe dotykowych jak też optyczne, których celem jest zdigitalizowanie obiektu fizycznego.

W projektowaniu modeli biomedycznych wyróżnia się dwie odrębne metody przygotowywania trójwymiarowych modeli. Pierwszy sposób polega na wykonywaniu modeli na podstawie zeskanowanych przedmiotów, zazwyczaj przez tworzenie powierzchni składającej się z chmury punktów otrzymanej w wyniku procesu pomiarowego. Druga metoda polega na przygotowaniu modeli w specjalnych programach, pozwalających na tworzenie trójwymiarowych obiektów na podstawie obrazów wykonanych za pomocą tomografu komputerowego lub rezonansu magnetycznego [2]. Główną zaletą tych programów jest umiejętność odczytywania plików pochodzących z urządzeń obrazowania medycznego, które zapisywane są w formacie DICOM. Format ten zawiera informacje o wielkości pikseli, wymiarach zdjęcia oraz grubości przekroju znajdującego się na pojedynczym obrazie. Rozmiar odtworzonego obrazu, a dokładniej jego macierz, jest dostosowana do konkretnej rozdzielczości. Każdy element utworzonego obrazu jest reprezentowany przez średni współczynnik osłabienia promieniowania, w elemencie objętości tkanki obrazowanej warstwy. Taką wartość liczbową w powszechnie używanej tomografii komputerowej definiuje się w skali Hounsfielda (HU). W obu przypadkach moż-

na uzyskać model w formacie STL, który jest rozpoznawalny m. inn. przez urządzenia RP (rapid prototyping RP).



Rys. 1. Etapy projektowania modeli biomedycznych
Fig. 1. Stages of designing biomedical models

W przypadku częściowej lub całkowitej utraty uzębienia, istotne jest precyzyjne odtworzenie koron zębów w celu uniknięcia u pacjenta problemów związanych ze zgryzem. Stworzenie cyfrowej bazy danych zeskanowanych modeli, mogłoby w dużym stopniu ułatwić lekarzowi dobór uzębienia dla konkretnego pacjenta. Z dostępnych na rynku metod digitalizacji, najlepiej sprawdzają się metody dotykowe. Jednak w przypadku pomiarów modeli biomedycznych już nie jest to tak oczywiste. Bardzo mała geometria korony zęba i skomplikowana powierzchnia ze szczelinami utrudnia pomiar. Dodatkowo geometria głowicy pomiarowej nie jest dostosowana do pomiaru tego typu elementów. Stąd też taki pomiar obarczony jest najczęściej niewystarczającą jakością odwzorowania powierzchni, a także długim czasem pomiaru [3]. Dlatego też poszukuje się nowych bezstykowych metod skanowania, które pozwalają w miarę dokładnie odwzorowywać tak małe powierzchnie. W ostatnim czasie opracowano nowatorską optyczną metodę pomiaru focus variation, która została zastosowana w poniżej przedstawionych pomiarach.

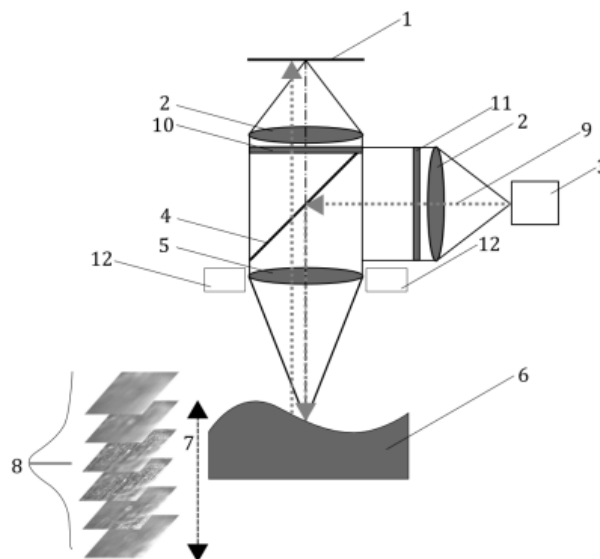
2. Metoda Focus Variation

Focus variation to innowacyjna i niezależna technika przyjęta do bieżącego projektu nowej normy ISO 25178 w celu standaryzacji optycznych urządzeń pomiarowych. Ta nowa norma po raz pierwszy obejmuje obok dotykowych również optyczne metody postępowania jak również definicję parametrów powierzchni w celu obszernej charakterystyki powierzchni.

Niska głębia ostrości optyki jest stosowana do ekstrakowania informacji o głębokości powierzchni. W tym celu jest dokonywany pomiar zmiany ostrości, zależnej od topografii powierzchni. Podstawowymi elementami wchodzącymi w skład całego urządzenia są (rys. 2) :

- system optyczny do wykrywania zmiany głębokości i kontroli ostrości,
- źródła oświetlenia,
- sensor CCD,
- system napędów.

Analizowany element jest oświetlany modulowanym światłem białym. Oświetlenie współosiowe jest osiągane poprzez skierowanie światła do optyki i zogniskowanie go poprzez obiektyw na próbkę za pomocą półprzezroczystego zwierciadła. Światło jest odbijane przez próbkę, a obraz jest rzutowany za pomocą precyzyjnej optyki na cyfrowy czujnik. W zależności od wybranego obiektywu istnieje możliwość realizacji różnych rozdzielczości lateralnie lub pionowo. Forma otrzymanego obrazu jest zbliżona do konwencjonalnej mikroskopii świetlnej, ponieważ wykazuje jedynie niewielką głębię ostrości.



Rys. 2. Schemat typowego układu do pomiaru metodą focus variation:
1. sensor CCD, 2. soczewki, 3. źródło światła białego, 4. półprzezroczyste zwierciadło, 5. obiektyw, 6. próbka, 7. skan pionowy realizowany przez system napędów, 8. krzywa ogniskowania, 9. wiązka światła, 10. kontroler, 11. polaryzator, 12. oświetlenie pierścieniowe
Fig. 2. Schematic diagram of a typical measurement device based on the focus variation method: 1. sensor CCD, 2. lenses, 3. white light source, 4. beam splitter, 5. objective, 6. specimen, 7. vertical scan, 8. focus curve, 9. light beam, 10. analyzer, 11. polarizer, 12. ring light

Następnie następuje zmiana odległości między próbką a obiektywem przy stałym rejestrowaniu obrazów. Dla każdej pozycji głębokości są odzwierciedlane ostro lub nieostro – w zależności od struktury 3D – różne obszary próbki. Zasadnicze znaczenie ma tutaj poprawne ustawienie modulowanego oświetlenia i pionowego przesuwu, realizowane za pomocą rozwiniętej technologii SmartFlash® Alicona. Ostatecznie, dla każdej pozycji obiektu jest wyliczana odzwierciedlona ostrość. Następnie, w celu wyliczenia głębokości jest stosowana wariacja wartości ostrości. W ten sposób jest uzyskiwany szczegółowy widok 3D powierzchni.

Zakres skanowania w kierunku pionowym wynosi od 3.2 mm do 22 mm natomiast rozdzielczość pionowa zależy od wybranego obiektywu i może osiągnąć wartość nawet 10 nm. Obszar pomiaru w płaszczyźnie x-y dla pojedynczego skanu zależy również od wybranego obiektywu i wynosi od 0.14mm × 0.1mm do 5mm × 4 mm (w przypadku specjalnych algorytmów można ten obszar rozszerzyć do 100mm × 100mm) [5].

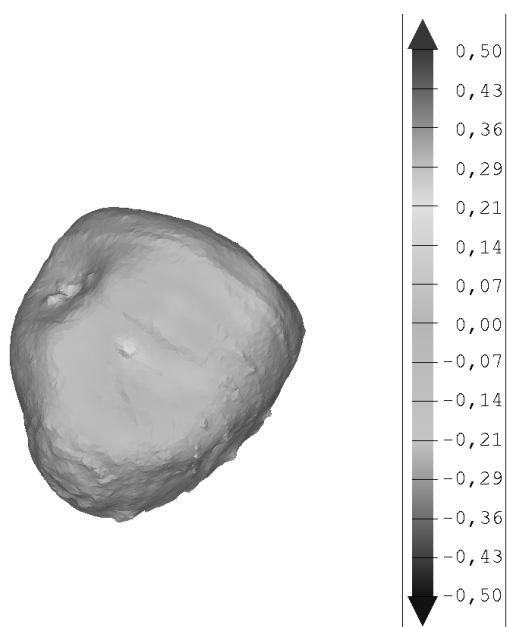
3. Rekonstrukcja koron zębów

Poniżej przedstawiono dwa typy rekonstrukcji koron zębów. Pierwsza polegała na uzyskaniu modelu odniesienia (nominalnego). W tym celu wykorzystano dane DICOM uzyskane w wyniku pomiaru pacjenta na tomografie stożkowym. Uzyskane dane charakteryzowały się rozmiarem piksela 0,2 mm × 0,2 mm oraz grubością warstwy 0,2 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. Następnie w procesie segmentacji, uzyskiwana jest z obrazów tomograficznych powierzchni 3D metodami renderingu powierzchniowego (algorytm maszerujących sześciątów). Utworzony model cyfrowy, został następnie wytworzony metodą RP i ponownie zeskanowany przy użyciu urządzenia Alicona, które wykorzystuje metodę pomiaru focus variation (rys.3). W przypadku pomiaru geometrii korony zęba, wykorzystano obiektyw o powiększeniu 2,5x. Zakres rozdzielczości dla tego obiektywu wynosi w pionie od 132,51 μm do 2,3 μm, a w poziomie od 58,71 μm do 6,92 μm.



Rys. 3. Mikroskop InfiniteFocus Real 3D
Fig. 3. InfiniteFocus Real 3D microscope

Uzyskany cyfrowy model został poddany dodatkowej obróbce danych. Polegała ona na usunięciu szumów pomiarowych, powstałych w wyniku działania czynników zewnętrznych [4]. Proces dopasowania modelu nominalnego (uzyskanego z pomiarów na tomografie stożkowym), oraz analizowanego (uzyskanego w przy użyciu metody focus variation) został przeprowadzony przy wykorzystaniu algorytmu best fit, który umożliwia najlepsze dopasowanie w celu wyświetlenia globalnej odchyłki. Proces zestawienia modeli odbywa się interaktywnie przez minimalizację kwadratów odległości między obiektami.

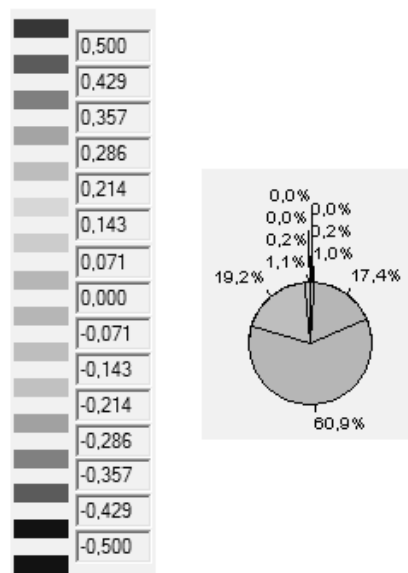


Rys. 4. Raport odwzorowania korony zęba numer 4
Fig. 4. Mapping raport of tooth crown number 4

Analizie poddano kilka koron zębów. Dopasowanie chmury punktów metodą best fit, zostało przeprowadzone z dokładnością do 1 μm .

Poniżej przedstawiono raport z przeprowadzonych badań. Końcowe wyniki pomiarów uśredniono (rys. 5). Maksymalna odchyłka górna wynosi +0,246 mm, a dolna - 0,305 mm. Największa procentowa ilość punktów chmury mieści się w przedziale od - 71 μm do 71 μm i wynosi ponad 80 procent. Średnia odchyłka

w całym zakresie danych wyniosła 40 μm , a odchylenie standardowe 45 μm . Należy uwzględnić również, że raport dokładności odwzorowania koron zębów oprócz błędów pomiaru, zawiera dodatkowo błędy wytwarzania modelu które według producenta wynoszą $\pm 0,1$ mm.



Rys. 5. Raport odwzorowania koron zębów
Fig. 5. Mapping raport of tooth crowns

4. Podsumowanie

Uzyskane wyniki z raportu są satysfakcjonujące w przypadku modelowania tak małych i skomplikowanych powierzchni swobodnych jakimi są korony zębów. Metoda focus variation wprowadza nowe bardziej dokładniejsze możliwości skanowania obiektów wykorzystywanych w przemyśle dentystycznym i stomatologicznym.

5. Literatura

- [1] Karbowski K.: Podstawy rekonstrukcji elementów maszyn i innych obiektów w procesie wytwarzania. Seria Mechanika, s.11-12, 2008.
- [2] Lambrecht J. Th., Berndt D. C., Schumacher R., Zehnder M.: Generation of three-dimensional prototype models based on cone beam computed tomography. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, s. 175-180, 2009.
- [3] DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH.: Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. Journal of Dental Research, s. 438-442, 2003.
- [4] Kero T., Söderberg R., Andersson M., Lindkvist L.: A Method for Improving Dental Crown Fit-Increasing the Robustness. World Academy of Science, Engineering and Technology, 2010.
- [5] Danzl R., Helml F., Scherer S.: Focus Variation – a Robust Technology for High Resolution Optical 3D Surface Metrology. Journal of Mechanical Engineering, s. 245-256, 2011.

otrzymano / received: 03.07.2013

przyjęto do druku / accepted: 02.09.2013

artykuł recenzowany / revised paper