

I Krajowa Konferencja Naukowa
Szybkie prototypowanie
Modelowanie - Wytwarzanie - Pomiar
 Rzeszów - Pstrągowa, 16 - 18 września 2015



Organizatorzy:



CENTRUM NAUKOWO TECHNICZNE

KLASTER SZYBKIEGO PROTOTYPOWANIA
RAPIDROM

Analiza dokładności odwzorowania geometrii 3D elementów szkieletu człowieka na podstawie pomiarów wykonanych na tomografii medycznej i współrzędnościowym skanerze optycznym

Analysis of 3D geometry reconstruction accuracy of human skeleton elements on the basis of measurement on medical CT and optical 3D scanner

MIROSLAW GRZELKA
 MICHAŁ JAKUBOWICZ
 LIDIA MARCINIĄK-PODSADNA
 KRZYSZTOF ŚREMSKI*

DOI:10.17814/mechanik.2015.12.564

Niniejszy artykuł porusza temat wykorzystania wyników badań tomograficznych w procesie budowy wirtualnego modelu badanego obiektu. Pytaniami często stawianymi w próbach wykonywania tego typu rekonstrukcji są: czy na podstawie wyników badań tomograficznych można stworzyć model wirtualny wiernie odzwierciedlający obiekt rzeczywisty, czy wykonany model będzie użyteczny w jakikolwiek sposób oraz czy jego dokładność wymiarowa i geometryczna będzie wystarczająco wysoka. Celem przeprowadzanych badań było odtworzenie geometrii badanego obiektu, którym jest kość pochodzenia zwierzęcego. Wdrożenie wyników tego typu badań może w znacznym stopniu przyczynić się do powstania nowych zaawansowanych metod diagnostycznych, oraz pozwolić na przyspieszenie i uproszczenie procesu budowy implantów oraz protez elementów układu chrzęstno-szkieletowego z wykorzystaniem technologii Rapid Prototyping.

SŁOWA KLUCZOWE: Tomografia komputerowa, Rapid Prototyping, Optyczny Skaner Współrzędnościowy.

The paper raises the issue of the use of results obtained from computed tomography in the process of building an object virtual model. There are three main questions with which it need to be faced with in this type of research. First of all, researchers wonder if it is possible to create reliable virtual model that truly represent real object on the basis of mea-

surement on CT. Secondly, could the obtained model be useful in any way, and finally, is dimensional and geometric accuracy of the model high enough. The purpose of research was to reproduce the geometry of the object which is an animal bone. Implementation of this type of research results can make a significant contribution to the emergence of new advanced methods of diagnosis, and allow to accelerate and simplify the process of construction of implants and prosthetic components cartilage and skeletal system using rapid prototyping technology

KEYWORDS: Computer Tomography, Rapid Prototyping, Optical Measuring Scanner.

Wstęp

W dzisiejszych czasach tomograf komputerowy jest na wyposażeniu większości placówek medycznych zarówno w Polsce jak i na świecie. Wraz z badaniami rentgenowskimi tomografia komputerowa stanowi podstawę diagnostyki obrazowej. Z powodzeniem technika ta wykorzystywana jest również w wielu innych dziedzinach życia, na przykład w archeologii, kryminalistyce, budownictwie, walce z terroryzmem, budowie maszyn, oraz wielu innych zastosowaniach przemysłowych. Ciągły rozwój tej technologii nastawiony jest na minimalizację dawki promieniowania i jednocześnie poprawę jakości wyników badania. Jest to innowacyjna i dynamicznie rozwijająca się gałąź techniki stwarzająca ogromne możliwości zarówno w medycynie jak i innych dziedzinach nauki.

*dr inż. Mirosław Grzelka (miroslaw.grzelka@put.poznan.pl), mgr inż. Michał Jakubowicz (michal.jakubowicz@put.poznan.pl), dr inż. Lidia Marciniak-Podsadna (lidia.marciniakpodsadna@gmail.com), Krzysztof Śremski (krzysztofsremski@o2.pl)

W wynikach badań tomograficznych dla lekarzy najważniejszymi aspektami są czytelność zdjęcia i dokładność odwzorowania kształtu. Mniejszą rolę odgrywa wierność wymiarowa, dlatego wyniki badań nie są opatrzone skalą odniesienia i na ich podstawie trudno jest oszacować dokładne wymiary obiektu. W ostatnich czasach zagadnieniami skupiającymi dużo uwagi jest ciągle ulepszanie procesów diagnostycznych, tak, aby były one bardziej czytelne a ich wyniki mogły służyć nie tylko do postawienia trafnej diagnozy, lecz również do innych celów [1, 3, 4, 5].

Niniejszy artykuł porusza temat wykorzystania wyników badań tomograficznych w procesie budowy wirtualnego modelu badanego obiektu. Pytaniami często stawianymi w próbach wykonywania tego typu rekonstrukcji są: czy na podstawie wyników badań tomograficznych można stworzyć model wirtualny wiernie odzwierciedlający obiekt rzeczywisty, czy wykonany model będzie użyteczny w jakikolwiek sposób oraz czy jego dokładność wymiarowa i geometryczna będzie wystarczająco wysoka [2].

Celem przeprowadzanych badań jest odtworzenie z jak najwyższą dokładnością geometrii badanego obiektu, którym jest kość pochodzenia zwierzęcego. Danymi wyjściowymi w procesie są obrazy tomograficzne analizowanego elementu, na podstawie których, zbudowany zostanie model wirtualny odzwierciedlający jego geometrię. Aby potwierdzić dokładność zaproponowanej metody w badaniach wykorzystany został wysokiej klasy współrzędnościowy skaner optyczny, dzięki któremu możliwe było opracowanie modeli referencyjnych badanego elementu charakteryzujących się wysoką dokładnością [5]. Na każdym etapie procesu rekonstrukcyjnego wykorzystane zostało specjalistyczne oprogramowanie CAD.

Badania tego typu przeprowadzane były wcześniej na Politechnice Poznańskiej przez pracowników naukowych Zakładu Metrologii i Systemów Pomiarowych, a ich wyniki przedstawione zostały na konferencji „Modelowanie i pomiary w medycynie” w 2009r. Materiały z konferencji są jedynymi publikacjami w języku polskim opisującymi dane zagadnienie [9]. Na temat optycznych współrzędnościowych systemów pomiarowych w literaturze można znaleźć szereg artykułów i opracowań dotyczących budowy, zasady działania oraz różnych aplikacji pomiarowych [5, 7].

Badania tego typu mogą w znacznym stopniu przyczynić się do powstania nowych zaawansowanych metod diagnostycznych, oraz pozwolić na przyspieszenie i znaczne uproszczenie procesu budowy implantów i protez elementów układu chrzęstno-szkieletowego.

Czynniki wpływające na jakość obrazu w pomiarach z zastosowaniem Tomografii Komputerowej (CT)

Obrazy otrzymywane przy pomocy rentgenowskiej tomografii komputerowej znacznie przewyższają jakością obrazy uzyskiwane za pośrednictwem innych technik tomograficznych. Jednak na jakość obrazów wpływ ma kilka istotnych czynników które mogą sprawić że stają się one nieczytelne lub mało dokładne. Często parametry te zależą od zastosowanego urządzenia oraz techniki pomiaru. Do opisu jakości obrazów tomograficznych stosuje się parametry:

Kontrast określa zdolność rozróżniania szczegółów różnego rozmiaru od otaczającego je tła, szczególnie w warunkach gdy różnica poziomów szczegółów i tła jest mała. Kontrast jest zdefiniowany wzorem:

$$c = \frac{|h-b|}{h+b}, \quad (1)$$

gdzie h – jest wartością w jednorodnym obiekcie; a , b – jest wartością jednorodnego tła [4].

Przestrzenna zdolność rozdzielcza określa zdolność rozróżniania małych obiektów o dużym kontraście. Parametr ten jest zdeterminowany przez: geometrię pomiaru, rozmiar ogniska lampy rentgenowskiej, przestrzenną rozdzielczość matrycy detektorów promieniowania, liczbę detektorów, dyskretyzację, i filtr rekonstrukcyjny [4].

Liniiowość. Parametr określa liniowość przetwarzania wartości współczynnika osłabiania promieniowania przez system obrazujący [4].

Jednorodność. Parametr ten opisuje niezależność jakości obrazu od położenia. Mierząc obiekt jednorodny oczekujemy, że system obrazujący uzyska jednorodny obraz obiektu. W tomografii rentgenowskiej najczęściej występuje niejednorodność brzegów względem środka obrazu, która jest spowodowana niedokładną korekcją efektu utwardzania wiązki [4].

Dokładność. Parametr opisuje dokładność wyznaczania bezwzględnej wartości współczynnika osłabiania promieniowania przez system obrazujący. Jest to szczególnie istotny parametr, gdyż często istnieje potrzeba bezwzględnego pomiaru gęstości (np. pomiar gęstości kości przy podejrzaniu osteoporozy) [4].

Zakłócenia obrazu tomograficznego nazywane są „artefaktami”. Są to zakłócenia w postaci systematycznych wzorów lub innych zniekształceń nie pochodzących od szumów głównie powodowane przez [4]:

- ruchy pacjenta, również te spowodowane oddychaniem oraz ruchy narządów wewnętrznych,
- brak kalibracji detektorów (występowanie okręgów na ekranie),
- różne położenia środków rekonstrukcji i obrotu,
- obecność materiału, który ma bardzo wysoki współczynnik osłabiania promieniowania,
- błąd odczytu aparatury medycznej.

Grubość przekroju. Parametr określa grubość warstwy, która ma wpływ na powstający obraz. Jest to wielkość większa od grubości przekroju wybieranej podczas ustawiania parametrów ekspozycji. Określa w jakim stopniu warstwy sąsiednie do wybranej wpływają na jakość obrazu. Na skutek uśrednienia informacji pogarszają rozdzielczość przestrzenną w rekonstruowanej warstwie [4].

Wydajność dawki. Parametr określa efektywność wykorzystania dawki promieniowania jaką został obciążony pacjent [4].

Wszystkie wymienione parametry mają znaczący wpływ na jakość obrazów tomograficznych, dlatego zawsze należy brać pod uwagę ich wpływ. Parametry te wpływają nie tylko na dokładność dwuwymiarowych zdjęć przekrojów lecz również pośrednio na zrekonstruowane na ich podstawie modele 3D. Mają one znaczący wpływ na dokładność odwzorowania geometrii i wymiarów badanego elementu.

Parametry tomografu użytego w badaniach

W badaniach użyto tomografu Hitachi ECLOS 16 (rys. 1. tabela 1.) udostępnionego przez firmę KIE Sp. z o.o. Jest to tomograf medyczny powszechnie stosowany w praktyce klinicznej. Urządzenie to daje duży wybór czasów skanowania od 0,8 do 3 sekund, oraz grubości warstw od 0,625mm (grubość warstwy w wykonywanych badaniach) aż do 10mm. Czas rekonstrukcji obrazu wynosi ok. 0,2 s. co daje możliwość oglądania obrazów w trakcie ich powstawania oraz podjęcia natychmiastowych decyzji w przypadku złego przebiegu badania. Zastosowane rozwiązania technologiczne w zakresie zasilania i budowy lampy rentgenowskiej pozwalają na ciągłą pracę systemu oraz maksymalne

zmniejszenie dawki promieniowania co korzystnie wpływa na stan organizmu pacjenta [12].



Rys. 1. Tomograf Hitachi ECLOS 16 [12, 13]

Tabela 1. Podstawowe parametry tomografu [12, 13]

Hitachi ECLOS 16	
Gantry	
Wymiary	199x184x87,5 cm
Ciężar	1320kg
Średnica otworu pacjenta	70cm
Moc generatora	48kW, stałe wysokie napięcie 100,120 i 130kV, prąd anodowy lampy rtg. 10 – 350mA
Lampa rentgenowska	5.0 MHU
Typ detektora	stały, ceramiczny HSCS, 18048 elementów
Stół pacjenta	
Materiał blatu stołu	kompozyt z włókien węglowych
Wymiary	211x61x100 cm
Ciężar	300kg
Maksymalne obciążenie	225kg
Zakres ruchu wzdłużnego	147cm
Obszar skanowania	125cm
System komputerowy	
Pojemność dysku twardego	500GB (200000 obrazów)
Pojemność dysku DVD	9,4 GB (16000 obrazów)
Czas rekonstrukcji	0,2s/obraz w matrycy 512x512
Ilość filtrów rekonstrukcyjnych	powyżej 250
Funkcje i parametry obrazowania	
Matryca obrazów	1280 x 1024
Skala szarości	256 poziomów (8 bitów)
Zmiana szerokości okna	1 – 6000 HU
Zmiana poziomu	-2000 do +4000 HU
Zmiana skali szarości	liniowa/nieliniowa
Zmiana okna	pojedyncze/podwójne
Przerzut obrazu	lewo/prawo
Wybór ROI	elipsa, dowolny kształt ręcznie

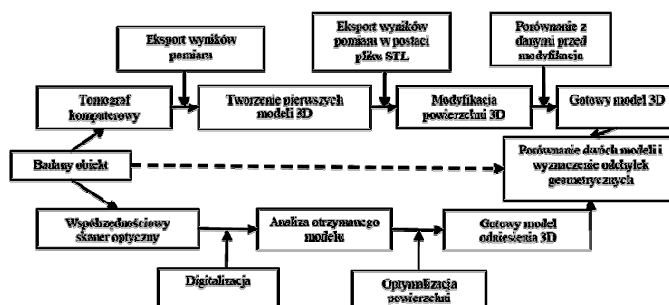
Optyczna technika współrzędnościowa

Optyczna współrzędnościowa technika pomiarowa umożliwia szybkie i dokładne przeniesienie trójwymiarowej geometrii badanych elementów do pamięci komputera w postaci chmury punktów pomiarowych. Modele te mogą być edytowane lub przetwarzane przez szereg różnorodnych progra-

mów CAD/CAM. Czas pomiaru w stosunku do technik stykowych jest bardzo krótki. Skanery optyczne są urządzeniami mobilnymi, i z łatwością można stosować je w trudnych warunkach przemysłowych.

Skanery współrzędnościowe światła strukturalnego wykorzystują metodę projekcji znanej struktury światła na obiekt i użycie kamer CCD do zebrania danych pomiarowych. Technika ta wykorzystuje efekt zniekształcenia linii w postaci promienia światła oświetlającego powierzchnię przedmiotu. Skanery fotogrametryczne są urządzeniami bazującymi na standardowej fotografii. Zasadą ich działania jest wykonywanie wielu obrazów obiektu ręcznie lub automatycznie i następnie wskazywanie wspólnych punktów odniesienia na poszczególnych zdjęciach. W wielu typach skanerów optycznych wykorzystywane jest również światło laserowe. Przykładem są skanery triangulacji laserowej gdzie wykonuje się projekcję linii lasera na badany obiekt i następnie wykrywa się ich odbicie przez sensory. Laserowe skanery czasu odbicia mierzą czas pomiędzy emisją i detekcją emitowanego światła pulsacyjnego odbijającego się od obiektu. Skanery przesunięcia fazy działają podobnie do skanerów czasu odbicia lecz mierzą dodatkowo przesunięcie w fazie w celu zwiększenia dokładności pomiaru.

Metodyka badań



Rys. 2. Schemat przeprowadzanych badań

Opis badanych obiektów

Obiektem, którego geometria zostanie odtworzona jest kość pochodzenia zwierzęcego. Jest to kość udowa tylna świni – nazywana również „kością szynkową” o długości ok. 20cm (rys. 3).



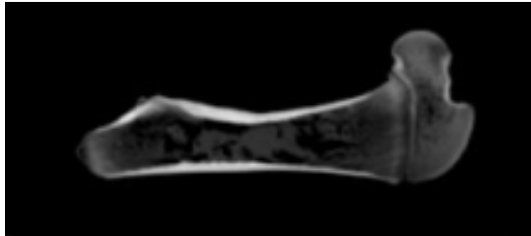
Rys 3. Kość udowa tylnia świni (widok z przodu i z tyłu)

Celem przeprowadzanych badań (rys.2) jest określenie dokładności, z jaką można odtworzyć geometrię badanego obiektu na podstawie zdjęć tomograficznych. Aby tego dokonać potrzebne są dwa modele, które zostaną ze sobą porównane: model odniesienia oraz model porównawczy. Modelem, którego odchyłki chcemy poznać jest model opracowany z obrazów tomograficznych. Zostanie on porównany

z dokładnym modelem odniesienia zmierzonym przy użyciu współrzędnościowego skanera optycznego.

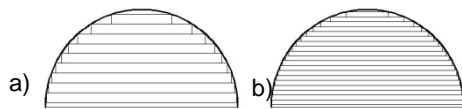
Budowa modelu 3D na podstawie wyników badań tomograficznych

Pierwszym etapem tworzenia modelu na drodze tomografii są pomiary kości za pomocą rentgenowskiego tomografu komputerowego (rys. 4). Bardzo ważnym aspektem wpływającym na dokładność odtworzonej geometrii podczas tego typu badań jest kierunkowość obrazowania, grubość badanej warstwy oraz dawka promieniowania.



Rys. 4. Obraz tomograficzny badanej kości

Kolejnym etapem w procesie rekonstrukcji obiektów jest opracowanie modeli 3D na podstawie obrazów otrzymanych z badania tomograficznego (rys. 7). Model zbudowany z kolejnych warstw charakteryzuje się efektem zwanym potocznie „schodkowością” powierzchni. Jest to podstawowe źródło odchyłek i błędów w dalszych etapach rekonstrukcji. Zmniejszenie tego efektu można uzyskać poprzez zmianę grubości warstwy podczas badania tomograficznego (rys. 5.) [9, 10].



Rys. 5. Wpływ grubości warstwy na dokładność modelu a). warstwy grubości 2 mm, b). warstwy grubości 1 mm [8]



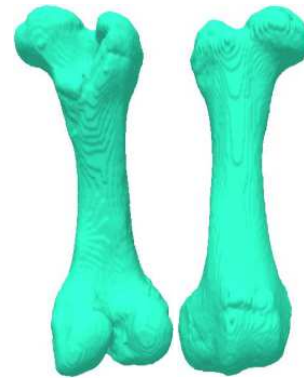
Rys. 6. Metody wygładzania modeli warstwowych, a) tolerancja ujemna, b) tolerancja mieszana, c) tolerancja dodatnia [9, 10]

Podczas wygładzania powierzchni modeli warstwowych możemy zastosować jeden z trzech algorytmów rekonstrukcyjnych: wygładzania z tolerancją dodatnią (rys. 6 a), z tolerancją mieszaną (rys. 6 b) oraz z tolerancją ujemną (rys. 6 c). Efektem jest model przedstawiony na rysunku 8.

Budowa modelu 3D przy użyciu skanera optycznego ATOS

Modele powstające przy użyciu skanera optycznego charakteryzują się wysoką dokładnością, dlatego użyto właśnie tej metody do opracowania modeli referencyjnych. Proces pozyskiwania geometrii obiektu przy pomocy skanera optycznego nazywany jest digitalizacją gdyż powierzchnia opisywana jest za pomocą chmury punktów. Każdy pojedynczy pomiar poprzez projekcję prążków na powierzchnię badanego elementu uzupełnia wirtualny model obiektu o kilka tysięcy nowych punktów. Po zakończeniu pomiarów uzyskany zostaje wirtualny model 3D badanego obiektu.

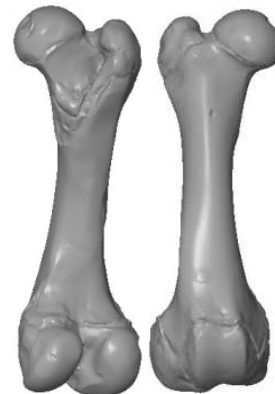
Wyniki badań



Rys. 7. Kość – model wstępny stworzony ze zdjęć tomografu komputerowego



Rys. 8. Kość – model stworzony ze zdjęć tomografu komputerowego po operacjach optymalizacji powierzchni

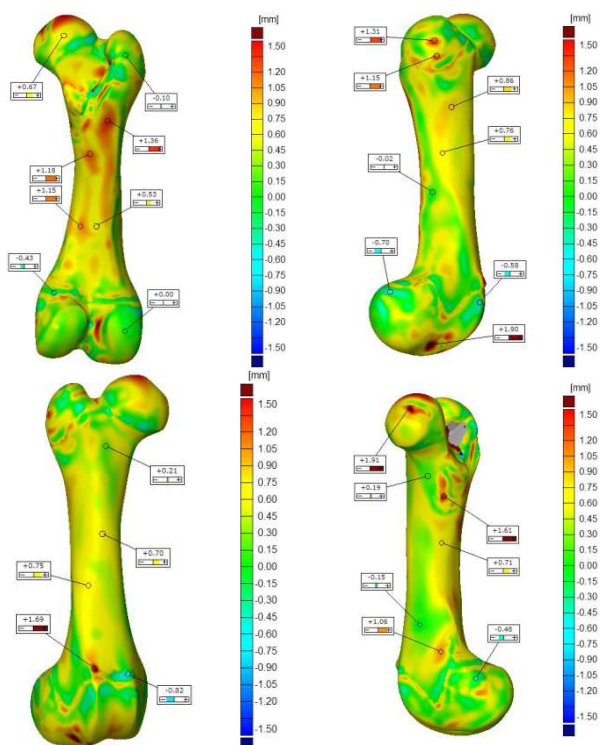


Rys. 9. Kość – model opracowany na podstawie pomiarów współrzędnościowym skanerem pomiarowym

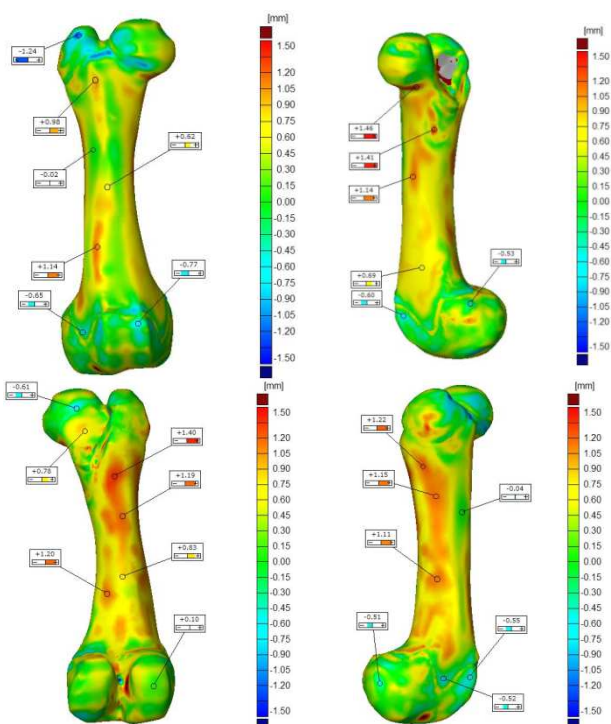
Po przeprowadzeniu wygładzania powierzchni modelu stwierdzono znaczną poprawę jej jakości. Warstwowa struktura oraz przeprowadzenie operacji optymalizacji powierzchni spowodowało odfiltrowanie szczegółów na poziomie grubości warstwy oraz geometrii o niewielkich rozmiarach. Zachowane zostały jednak zasadnicze cechy geometrii obiektu.

Przedstawiony na rysunku 9 model kości wykonany na podstawie pomiarów skanerem optycznym charakteryzuje się wysoką dokładnością. Wiernie odzwierciedla geometrię powierzchni prawdziwej kości oraz charakteryzuje się wysoką dokładnością poszczególnych szczegółów mierzonego elementu. Zostanie on w dalszej części badań wykorzystany jako model odniesienia dla modelu powstałego na bazie pomiarów tomografem komputerowym.

Porównanie wyników badań



Rys. 10. Mapa odchyłek modelu kości wykonanej na podstawie pomiarów tomografem metodą zdjęć wykonanych równoległe do osi kości



Rys. 11. Mapa odchyłek modelu kości wykonanej na podstawie pomiarów tomografem metodą zdjęć wykonanych prostopadłe do osi kości

Mapy odchyłek przedstawione na rysunku 10 przedstawiają dokładność odwzorowania geometrii kości dla modelu zbudowanego ze zdjęć wykonanych w płaszczyznach równoległych do osi kości. Odchyłki trzonu utrzymują się na stałym poziomie natomiast odchyłki dla nasady wykazują

większe wahania wartości, można stwierdzić, że w tych okolicach osiągają one wartości ekstremalne. Miejsca te charakteryzuje również wysoka zmienność wartości (odchyłki gwałtownie przechodzą z wartości ujemnych na dodatnie). Mała dokładność występuje w miejscach gdzie w obiekcie rzeczywistym powierzchnia charakteryzowała się wysoką szczegółowością natomiast w punktach gdzie geometria była prosta i nie występowała duża szczegółowość odchyłki są mniejsze i utrzymują się na podobnym poziomie.

Na podstawie zamieszczonych map odchyłek dla modelu kości zbudowanego z zdjęć prostopadłych do osi można stwierdzić (rys. 11), że w tym przypadku znacznie wyższą dokładność odtworzenia uzyskano dla nasad, niż dla trzonu kości. Podobnie jak w poprzednim przypadku odchyłki dla trzonu zmieniają się w sposób łagodny natomiast dla nasad ze względu na większą szczegółowość powierzchni obiektu ich zmiany zachodzą w sposób bardziej dynamiczny. Rzeczą na którą należy zwrócić uwagę jest to, że dokładność modelu nie jest wyższa od modelu poprzedniego (zbudowanego ze zdjęć równoległych do osi) zbudowanego ze zdjęć prostopadłych.

Wnioski

Analiza procesu rekonstrukcji kości oraz dokładności jej modelu uproszczonego z wykorzystaniem tomografu komputerowego, specjalistycznego oprogramowania CAD oraz współrzędnościowego skanera optycznego ATOS pozwala na sformułowanie następujących wniosków:

- Używając zaproponowanej metody można dokonywać rekonstrukcji kości.
- Badania modelu uproszczonego wykazały, że na dokładność odwzorowania geometrii znaczący wpływ ma kierunkowość obrazowania tomograficznego. O wiele wyższą dokładność uzyskano dla modelu utworzonego ze zdjęć prostopadłych do osi kości niż dla modelu zbudowanego z warstw równoległych do osi kości.
- Dla modelu kości zbudowanego ze zdjęć równoległych do osi dokładność odtworzenia geometrii trzonu wyniosła $\pm 1,5\text{mm}$ natomiast nasad $\pm 1,9\text{mm}$. W przypadku tym zaznaczyć należy, że odchyłka taka wystąpiła jedynie w pojedynczych punktach na powierzchni i znacznie odbiega od innych wartości. Przyczyną tak wysokiej odchyłki jest błąd popełniony w wyniku odfiltrowania pewnych gęstości na etapie badania tomograficznego i generowania wyników. Tkanki chrzęstne o mniejszej gęstości występujące w niektórych miejscach powierzchni mogą zostać odfiltrowane podczas budowy modelu. W trakcie badania skanerem optycznym tkanki chrzęstne są równorzędnie traktowane z tkankami kostnymi i ich powierzchnia zostaje opisana jako powierzchnia kości. W miejscach gdzie struktura chrzęstna nie została dokładnie usunięta lub nie można było jej usunąć, odchyłki są znacznie większe i fałszują wartość rzeczywistej dokładności jaka jest możliwa do uzyskania.
- Analizując mapy odchyłek modelu kości zbudowanego na podstawie zdjęć wykonanych prostopadłe do osi stwierdzić można, że jego dokładność wacha się w granicach $\pm 1,5\text{mm}$ zarówno dla trzonu jak i nasad. Podobnie jak we wcześniejszym przypadku – odchyłki mogłyby być niższe i zamykać się w przedziale $\pm 1\text{mm}$, ponieważ popełniony został ten sam błąd.
- Dla modelu kości zbudowanego ze zdjęć równoległych do osi większą dokładność uzyskano dla trzonu kości natomiast w przypadku modelu zbudowanego na podstawie zdjęć wykonanych prostopadłe do osi wyższą dokładnością charakteryzowały się nasady.

- Modele opracowane ze zdjęć tomograficznych charakteryzują się występowaniem szeregu defektów. Nie wszystkie z nich dają się usunąć, i to one są podstawowym źródłem odchyłek.
- Proces rekonstrukcji wymaga ciągłego kontrolowania poprawności modelu na każdym etapie jego powstawania, tak aby wykonać odpowiednią ilość zabiegów optymalizacji powierzchni. W przypadku wykonania dużej ilości modyfikacji może dojść do zbyt dużych uproszczeń przez co wzrosną odchyłki modelu końcowego. Przy wykonaniu zbyt małej ilości operacji na powierzchni widoczne mogą być defekty będące pozostałością warstwowej struktury modelu.
- Szczególnie ważnym aspektem w procesie rekonstrukcji jest odpowiednie przygotowanie zdjęć tomograficznych. Ustawienie odpowiedniej ostrości oraz kontrastu ma kluczowy wpływ na dokładność modelu końcowego.

Przedstawiona metoda z powodzeniem może znaleźć zastosowanie w analizie geometrii oraz rekonstrukcji elementów układu kostnego, które można zbadać jedynie metodą nieinwazyjną.

- Modele opracowane zgodnie z zaproponowaną metodyką służyć mogą jako pomoc diagnostyczna lub być użyte w procesie modelowania protez i implantów kości. Tego typu rekonstrukcje dają pełną informację wymiarową i geometryczną kości, pokazują rzeczywiste gabaryty w przeciwieństwie do innych metod diagnostyki obrazowej, które prezentują obrazy bez skali odniesienia.
- Przeprowadzone badania udowadniają, że aparaty tomograficzne będące na wyposażeniu większości polskich szpitali mogą być wykorzystywane w tego typu procesach rekonstrukcyjnych.
- Opracowana metoda w połączeniu technikami Rapid Prototyping może posłużyć do szybkiego wytwarzania modeli elementów układu szkieletowego, lub gotowych elementów protez z różnych materiałów.

optycznych", materiały z konferencji Modelowanie i pomiary w medycynie, Krynica, 10-14 maja 2009.

10. Grzelka M., Marciniak L., Gapiński B., Budzik G., Trafarski A., Augustyn – Pieniżek J., Gaca M., Accuracy of the element geometry mapping using non – invasive computer tomography method, Journal of Automation, Mobile Robotics & Intelligent Systems, JAMRIS, vol. 6, n 3, 2012

11. <http://astrophysics.fic.uni.lodz.pl/medtech/pakiet6/pakiet6.html>

12. <http://kie.com.pl>

13. <http://www.hitachi-medical-systems.eu>

LITERATURA

1. Cierniak R.: „Tomografia komputerowa. Budowa urządzeń CT. Algorytmy rekonstrukcyjne”, Warszawa, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2005.
2. Tadeusiewicz R. red., Augustyniak P. red.: „Podstawy inżynierii biomedycznej”, Kraków, Wydawnictwa AGH, 2009.
3. Rumiński J.: „Rentgenowska tomografia komputerowa”, Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, pod red M. Nałęcz, Tom 8 „Obrazowanie biomedyczne”, Warszawa, Akademicka Oficyna Wydawnicza, 2003, s. 241-305.
4. Smolik W. : „Tomografia rentgenowska”, Biuletyn *Wojskowej Akademii Technicznej*, (2000)4, s. 63-91.
5. Ratajczyk E.: „Tomografia komputerowa CT w zastosowaniach przemysłowych” *Mechanik*, nr. (2011)2, str. 112-117
6. Wieczorowski M.: „Wykorzystanie skanera optycznego w produkcji narzędzi”, *OBERON* (2006)1, str.8-9.
7. Wieczorowski M., Radke M.: „Inżynieria odwrotna i kontrola jakości w pomiarach form i elementów z tworzyw sztucznych”, *OBERON* (2007)1, str.6-7.
8. Wieczorowski M.: „Weryfikacja pierwszej sztuki na przykładzie obudowy telefonu komórkowego”, *OBERON* (2008)4, str.44-45.
9. Grzelka M., Trafarski A.: „Metrologiczna analiza dokładności odtworzenia kształtu badanego elementu nieinwazyjną metodą tomografii komputerowej z wykorzystaniem współrzędnościowych pomiarów