

Joanna REDUTKO¹, Arkadiusz SZAREK¹, Krzysztof WRONA²

¹Zakład Bioinżynierii i Obróbki Plastycznej, Instytut Technologii Mechanicznych, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Informatyki, Politechnika Częstochowska

²RADIS 2010

BADANIE JAKOŚCI WYDRUKU ELEMENTÓW WYKONANYCH TECHNIKĄ DLP PRZY WYKORZYSTANIU TOMOGRAFII WIĄZKI STOŹKOWEJ ORAZ TOMOGRAFII KONWENCJONALNEJ

Streszczenie: Artykuł zawiera ocenę jakości wydruku elementów wykonanych w technice druku DLP, poprzez analizę projekcji otrzymanych z tomografu wolumetrycznego i konwencjonalnego. Podczas analizy określono czy możliwym jest wykonanie fantomu do CBCT z wydruku światłoutwardzalnego przy pomocy drukarki DLP. Badania tomograficzne miały na celu określenie obecności wtrąceń materiałowych i pęcherzy powietrza, mogących dawać efekt odbicia promieni rentgenowskich. Przeanalizowano ilość pochłanianej wiązki promieniowania poprzez pomiary wartości jednostek Hounsfielda dla wielu obszarów próbek.

Słowa kluczowe: druk 3D, DLP, tomografia wolumetryczna, CBCT, CT

1. WSTĘP

Technologia druku 3D to złożone zagadnienie zyskujące coraz to nowe przykłady aplikacji w dzisiejszym świecie. Jej ogromną zaletą jest znaczne unowocześnienie procesów produkcyjnych poprzez usprawnienie przejścia od fazy prototypowania do fazy testowania produktu, a także większa liczba zastosowań w dziedzinie biomedycyny i bioinżynierii.

Początki druku przestrzennego określa się na lata 80-te XX wieku, kiedy to Charles Hull opatentował stereolitografię jako pierwszą metodę przyrostową [5]. Obecnie najlepiej znana jest metoda FDM (Fused Deposition Modeling), wykorzystująca termoplastyczny polimer w formie żyłki nawiniętej na szpulę. Kolejnymi metodami addytywnymi są: SLA, DLP (Digital Light Processing), SLS (Selective Laser Sintering), PolyJet (PPP), LOM (Laminated Object Manufacturing) i inne [2,9,12]. Należy wspomnieć również o zyskującym coraz większą sławę biodrukowaniu, polegającym na wydrukowaniu biokompatybilnej konstrukcji 3D, na której zaszczipione zostają komórki macierzyste [10].

Wykorzystane w badaniu drukowanie addytywne metodą DLP to technologia nie znana jeszcze tak dobrze jak druk z użyciem filamentu, lecz ma ona szerokie grono zwolenników, głównie ze względu na dużą dokładność, z jaką uzyskiwany jest pożądaný przedmiot [7]. W tej metodzie wykorzystywanym materiałem jest żywica światłoczuła umieszczona w zbiorniku z przezroczystym dnem, tak aby skierowane światło bez przeszkód utwardzało kolejne części wydruku [12].

Jako moduł kontrolujący padanie światła laserowego zastosowano projektor oparty o technologię Digital Mirror Device, składający się z szeregu mikroluster, które mogą obracać

się w sposób niezależny od siebie, precyzyjnie skupiając wiązkę światła [15]. Ogromną zaletą tego systemu jest czas, w jakim uzyskiwany jest wydruk - jest on znacznie krótszy w porównaniu z innymi podobnymi metodami, gdyż cała warstwa polimeru jest utwardzana jednocześnie [9,14,15].

Metoda ta ma jednak pewne wady, do których należy: bardzo ograniczona ilość materiałów, z jakich można wykonać model, ich wysoka cena oraz dodatkowa obróbka wydrukowanego modelu [3].

Druk DLP wykorzystywany jest przez jubilerów, techników stomatologicznych, protetyków słuchu oraz na potrzeby przemysłu elektronicznego. Dzięki tej metodzie można otrzymać również modele kompozytowe (pozwalają na to drukarki posiadające kilka pojemników z fotopolimerami) cechujące się zmiennością właściwości zarówno wytrzymałościowych, jak i efektami wizualnymi [8,16].

2. METODYKA BADAŃ

Dobra jakość wydruku uzyskiwana dzięki technologii DLP umożliwia wytwarzanie elementów o skomplikowanych kształtach, pozwalając jednocześnie na realistyczne odwzorowanie struktur (np. zeskanowanych przy pomocy skanera 3D). Nie można jednakże wizualnie ocenić jak wygląda wewnętrzna struktura modelu bez odpowiednio przeprowadzonych badań i testów. Należy pamiętać, że drukowanie z płynnej żywicy przeprowadzać należy w pomieszczeniu specjalnie do tego przygotowanym, zabezpieczonym przed działaniami czynników zewnętrznych, m.in.: przed nadmiernym promieniowaniem słonecznym oraz drobkami kurzu unoszącymi się w powietrzu, które mogłyby wpłynąć na jakość materiału. W celu oceny jednorodności materiału oraz obecności wtrąceń materiałowych i pęcherzy powietrza, a także analizy stopnia pochłaniania promieniowania rentgenowskiego wykonano badanie tomografem konwencjonalnym oraz tomografem wiązki stożkowej.

2.1. Tomografia wolumetryczna i konwencjonalna

Ocena wydruków uzyskanych w procesie druku 3D przeprowadzona została w oparciu o projekcje uzyskane z tomografu wolumetrycznego (Cone Beam Computed Tomography) oraz tomografu konwencjonalnego. Tomografia konwencjonalna (CT), często wykorzystywana w klinicznej praktyce diagnostycznej, niestety ma pewne wady: stosunkowo wysoki koszt badania, duże gabaryty urządzenia oraz wysoka dawka promieniowania na jaką wystawiony jest pacjent. Wychodząc naprzeciw tym ograniczeniom stworzono CBCT, który pozwala na precyzyjne obrazowanie struktur kostnych twarzoczaszki, ułatwiając procedury diagnostyczne lekarzom laryngologom, stomatologom oraz implantologom [6,13]. Tomograf wolumetryczny wykorzystuje wiązkę promieniowania rentgenowskiego w postaci stożka lub ostrosłupa, dzięki czemu przy mniejszej dawce promieniowania (porównując do tomografu konwencjonalnego, który opiera się na wiązce promieniowania w postaci wachlarza) uzyskiwany jest obraz przedstawiający pożądane struktury.

Badane modele prześwietlone zostały tomografem wolumetrycznym firmy iCat oraz konwencjonalnym tomografem Siemens Somatom Sensation 40, wykorzystując parametry ekspozycji stosowane klinicznie do obrazowania głowy, stosując gotowe protokoły dla tkanek miękkich oraz kości twarzoczaszki (dla CT: FOV 95mm×95mm, 65mA, 120kV; CBCT:FOV 80mm×90mm, 5mA, 120kV).

2.2. Technologia wytwarzania fantomu

Prototypy fantomów wytworzono w postaci wydruków z drukarki Rapid Shape D20 II służącą do przetwarzania żywic biokompatybilnych (stworzoną z przeznaczeniem dla techników stomatologicznych do produkcji modeli dentystycznych) [18].

Tabela 4. Parametry techniczne drukarki Rapid Shape D20 II

Rozmiar komory roboczej	130 × 75 × 110mm
Grubość warstwy	50, 10 μ m
Rozdzielczość wydruku	34 μ m
Źródło światła	385 nm UV LED

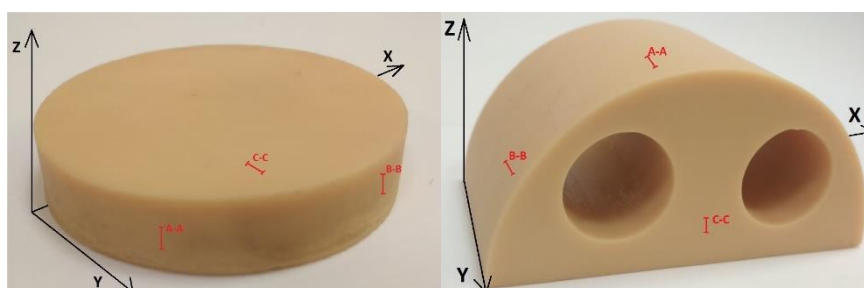
2.3. Materiał badawczy

Na potrzeby badania zaprojektowano w programie Autodesk Inventor 2016 dwa rodzaje fantomów: walec o wysokości 10 mm i średnicy 50 mm oraz fantom w kształcie połowy walca o wysokości 45 mm i średnicy 80 mm z dwoma otworami w płaszczyźnie poprzecznej o średnicy 20 mm (fantom wydrukowano orientując je płaszczyznami XY na stole drukarki). Parametry konwersji modeli komputerowych do formatu stl. przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 5. Parametry konwersji modeli komputerowych do formatu stl. Opcje zapisu pliku stl. wykonano w formacie binarnym, jako jednostkę podstawową oznaczono milimetr

Parametr konwersji	Rozdzielczość	Odchyłka powierzchni	Odchyłka normalna	Maksymalna długość krawędzi	Współczynnik proporcji
Wartość parametru	Wysoka	0,003579	10	71,414284	21,50

Fantomy otrzymano w technologii DLP przy pomocy drukarki Rapid Shape D20 II z atestowanej, biogodnej, żywicy metakrylowej FotoDent Model 385 nm/405 nm. Zdjęcia wydrukowanych fantomów przedstawiono na rysunku 1 [17].



Rys. 1. Fantomy wykonane na drukarce Rapid Shape D20 II. Na rysunku oznaczono miejscami odcinkowego pomiaru chropowatości (kolorem czerwonym)

Parametry procesu drukowania:

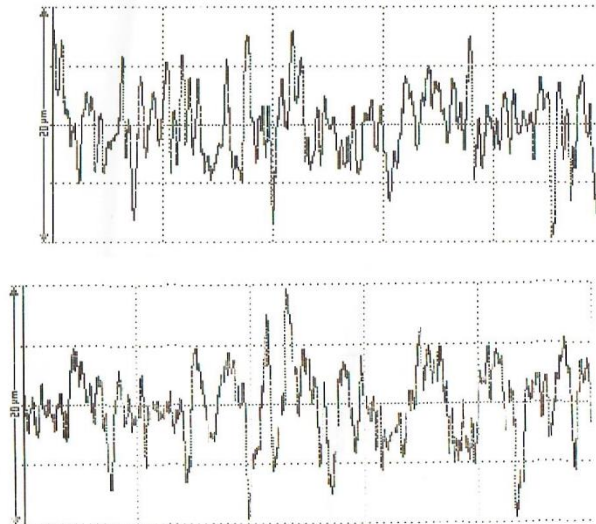
- Współczynnik wypalania: 200%
- Utwardzanie: 100%
- Szerokość podstawy: 150 μ m
- Przesunięcie: 0 μ m
- Skurcz: 0%
- Kompensacja po osi Z: 0 μ m

Otrzymane projekcje analizowano korzystając z programu RadiAnt DICOM Viever 4.6.9 poprzez określenie występowania artefaktów, zmiany kształtu i pęcherzy powietrza oraz także poprzez określanie wartości jednostek Hounsfielda (HU) kilku warstw projekcji w wielu obszarach próbek. Kontrola wartości HU badanego materiału miała na celu ocenę stopnia pochłaniania promieniowania przez materiał w poszczególnych częściach elementów, porównując wartości uzyskane dzięki CBCT oraz CT [11].

3. WYNIKI

Wstępem do badania była wizualna ocena otrzymanych w procesie drukowania 3D modeli. Oczyszczone izopropanolem z pozostałości płynnej żywicy oraz utwardzone w lampie UV fantomy miały jednolite powierzchnie górne, natomiast na bocznych powierzchniach widoczne były drukowane warstwy. Nie miały one jednak wpływu na ogólną ocenę wydruku.

Dodatkowo przy użyciu chropowatościomierza DIAVITE DH-5 wykonano po 3 odcinkowe pomiary chropowatości powierzchni bocznych fantomów (miejsca wykonania pomiarów oznaczono na rysunku 1). Otrzymane parametry oraz wykresy chropowatości maksymalnych otrzymanych wartości są widoczne w tabeli 2 oraz na rys. 2.



Rys. 2 Wykresy chropowatości powierzchni fantomów

Tabela 6. Wartości parametrów chropowatości powierzchni fantomów

Fantom walca: Odcinek B-B	Parametry chropowatości	Fantom z otworami: Odcinek A-A
2,39 µm	R _a	2,36 µm
14,0 µm	R _z	14,4 µm
3,03 µm	R _q	2,99 µm
19,2 µm	R _t	17,7 µm

Badanie wstępne wykonane przy użyciu tomografii konwencjonalnej charakteryzuje się rozdzielczością urządzenia na poziomie woksela 0,7mm (dla użytego protokołu badania). Fantom ustawiono na stole tomografu płaszczyzną XY. Modele są wyraźnie widoczne na obrazach, nie ma na nich rozmazanych, trudnych do oceny miejsc. W analizowanych modelach nie zaobserwowano znaczących błędów wydruku. Widoczny jest niewielki pęcherzyk powietrza w modelu z otworami (widoczny jedynie na dwóch warstwach)

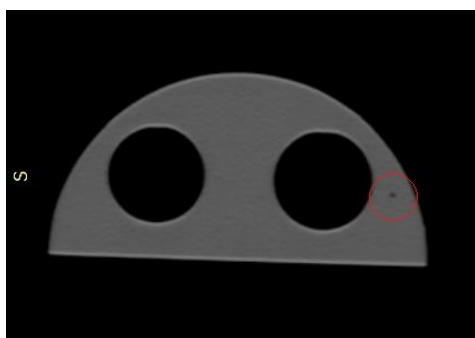
oraz błąd wydruku otworów (spłaszczenie krawędzi okręgu). Nie zauważono żadnych artefaktów w postaci smug czy poświaty, jednakże widoczne jest rozjaśnienie elementów na ich krawędziach.

W ramach badania wykonano także analizę stopnia pochłaniania promieniowania rentgenowskiego poprzez losowe oznaczenie obszarów zainteresowania (ROI) oraz określenie maksymalnych, minimalnych i średnich wartości jednostek Hounsfielda, które zaobserwowano dla badanej żywicy fotoutwardzalnej. Wyniki pomiarów HU dla trzech warstw każdego z fantomów przedstawiono w tabelach 2-4, a przykładowe obrazy poddane analizie z oznaczonymi obszarami zainteresowania przedstawiono na rys. 2,3.

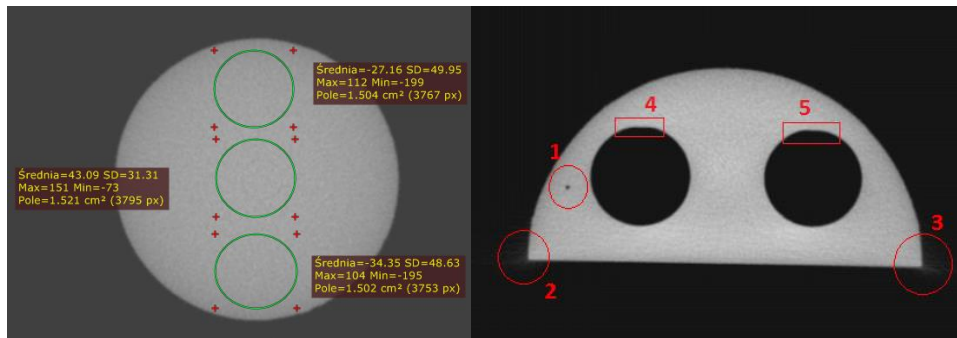
Tabela 4. Wartości HU dla trzech warstw modelu w kształcie połowy walca z otworami projekcji CT

Położenie warstwy w fantomie	Max HU	Min HU	Średnia HU	Pole ROI (cm ²)
Warstwa najdalej stołu tomografu	141	74	108,75	0,8787
	154	75	113,48	0,8787
	146	75	109,30	0,877
Warstwa w środkowej części fantomu	162	80	119,50	0,8795
	170	72	122,10	0,8795
	160	78	118,28	0,8795
Warstwa najbliższej stołu tomografu	162	84	124,95	0,8795
	172	72	122,77	0,8787
	187	77	122,36	0,8795

Analizując wartość HU obszaru zainteresowania ROI modelu bez otworów zauważyć można, że maksymalne i minimalne wartości zawierają się w przedziale jaki według literatury powinien przyjmować polimetakrylan metylu. Materiał ten, często wykorzystywany jest przez producentów sprzętu dodatkowego dla pracowni diagnostyki obrazowej jako osnowa fantomów do testów kontroli jakości projekcji. Przykładowe obrazy warstw projekcji z tomografu konwencjonalnego oraz tomografu wolumetrycznego przedstawiono na rysunkach 3,4 [5].



Rys. 3. Obraz przykładowej warstwy projekcji CT fantomu z widocznym pęcherzem powietrza



Rys. 4. Obraz przykładowej warstwy projekcji tomografu konwencjonalnego fantomu w kształcie walca z oznaczonymi obszarami zainteresowania ROI oraz przykładowej warstwy projekcji tomografu wolumetrycznego fantomu z otworami z widocznym pęcherzem powietrza (nr.1) artefaktami (nr.2 i 3) oraz oznaczonymi błędami wydruku otworów (nr. 4,5)

Modele prześwietlono także tomografem CBCT, w celu uzyskania dokładniejszej oceny wykonanych fantomów, a następnie przeanalizowano warstwy otrzymanych projekcji (pole obrazowania FOV 80x90mm, wielkość woksela 0,2 mm dla tomografu iCat), aby dokładnie określić czy w próbkach obecne są rozwarstwienia, pęcherze powietrza i by ocenić widoczność artefaktów.

W fantomie o kształcie walca nie zaobserwowano żadnych nieciągłości materiału w projekcji CBCT. W kilku pierwszych (w pobliżu badanego modelu) warstwach zarówno próbki bez otworów, jak i modelu o kształcie połowy walca widoczna jest poświata, związana z wzmocnieniem wiązki promieniowania rentgenowskiego. Dotyczy to ok. 12 warstw w obu prześwietlanych elementach.

W modelu o postaci połowy walca dostrzeżono niedokładność w wydruku otworów. Można to określić jako spłaszczenie krawędzi okręgu, zauważalne na około 80% warstw analizowanej projekcji CBCT.

W części z otworami zaobserwowano obecność niewielkiego pęcherza powietrza oraz niewielkie artefakty na krawędziach elementu. Pęcherzyk powietrza widoczny jest na 8 warstwach omawianej projekcji. Przykładowy obraz warstwy z oznaczonymi defektami przedstawiono na Rys. 4. Nie zauważono innych nieciągłości materiału ani zmian zniekształcających projekcję i utrudniających jej prawidłowe odczytanie.

Maksymalne wartości HU dla tomografii wolumetrycznej przyjmowały średnią wartość około 100HU, minimalne osiągały wartość średnio -130HU. Wartości średnie utrzymywały się w okolicy 0HU. Nie odnotowano znaczących różnic wartości pomiędzy fantomami.

Należy podkreślić, że powietrze podczas badań tomograficznych uzyskuje wartości około -1000HU, a woda destylowana w granicach 0HU. Różnice w pomiarach jednostek Hounsfielda dla losowych ROI w analizowanych warstwach mieściły się w granicach norm nadanych przez producenta dla testów eksploatacyjnych z wykorzystaniem dedykowanego przez producenta fantomu [5].

Tabela 5. Wartości HU dla trzech warstw wydrukowanego modelu w kształcie walca projekcji CBCT

Położenie warstwy w fantomie	Max HU	Min HU	Średnia HU	Pole ROI (cm ²)
Warstwa najdalej stołu tomografu	143	-115	17,28	1,491
	154	-105	21,2	1,504
	132	-156	-0,212	1,508
Warstwa w środkowej części fantomu	140	-142	22,68	1,491
	116	-128	10,31	1,571
	134	-139	3,455	1,464
Warstwa najbliższej stołu tomografu	114	-173	-36,48	1,528
	88	-140	-31,33	1,519
	79	-171	-43,5	1,519

Tabela 6. Wartości HU dla trzech warstw modelu w kształcie połowy walca z otworami projekcji CBCT

Położenie warstwy w fantomie	Max HU	Min HU	Średnia HU	Pole ROI (cm ²)
Warstwa najdalej stołu tomografu	43	-153	-53,12	0,807
	124	-128	2,836	0,806
	46	-128	2,836	0,806
Warstwa w środkowej części fantomu	52	-149	-48,84	0,807
	107	-105	9,919	0,806
	47	-162	-54,93	0,806
Warstwa najbliższej stołu tomografu	49	-153	-60,15	0,807
	105	-122	3,348	0,804
	65	-160	-47,13	0,807

Wartości otrzymane podczas analizy HU odpowiadają wartościom dla tkanek miękkich według producenta tomografu wiązki stożkowej (podczas fantomowych testów kontroli jakości wartości, jakie powinien przyjmować polimetakrylan metylu mieszczą się w zakresie: $-50 \div 200$ HU) [5].

4. PODSUMOWANIE

Drukowanie addytywne technologią DLP staje się coraz bardziej popularne w środowisku zajmującym się stomatologią. Należy więc określić czy uzyskiwane w ten sposób elementy, nie powodują dodatkowych problemów związanych z diagnostyką pacjentów mających np. drukowane części implantów zębowych.

Przedstawione badania pozwoliły ocenić przydatność obrazowania medycznego do oceny jakości druku DLP. Potwierdzono, że metoda ta umożliwia uzyskanie elementów o dużej dokładności nie tylko powierzchni, ale również struktury wewnętrznej.

Obecność jednego pęcherza powietrza w modelu o kształcie połowy walca spowodowana jest brakiem możliwości wytworzenia próżni w komorze drukarki. Pęcherze takie mogą wpływać na jakość i wytrzymałość wydruków, należy więc zaprojektować model z dużą dokładnością, oraz dobrać parametry wydruku tak, aby tego typu błędy nie wpływały na efekt końcowy.

Na obrazach uzyskanych dzięki CBCT zauważyć można niewielkie artefakty na krawędziach modeli oraz na górnych i dolnych płaszczyznach. Ich występowanie powodowane jest przez stosowanie niewielkich dawek promieniowania rentgenowskiego, które dodatkowo ulegają miejscowemu wzmocnieniu wiązki, co może wpływać na dokładność oceny powierzchniowej.

Wartości jednostek Hounsfielda zmierzone na obrazach z tomografu konwencjonalnego przyjmują wartości wyższe w porównaniu do wyników otrzymanych z tomografii wiązki stożkowej. Średnie wartości HU wyniosły w tym przypadku od 108 do 124 jednostek Hounsfielda, Wartości maksymalne zawierały się w przedziale od 141 do 187 HU, natomiast minimalne od 72 do 84 HU.

Zarówno dla tomografii wolumetrycznej jak i konwencjonalnej nie zaobserwowano znacznych różnic w wartościach HU dla poszczególnych warstw modelu. Jednakże porównując wyniki tych badań zauważono różnicę o około 100 jednostek Hounsfielda pomiędzy CT i CBCT. Nie jest to jednak różnica mająca znaczenie w ocenie parametrów urządzenia diagnostycznego, ponieważ wszystkie otrzymane wyniki mieszczą się w granicach przewidzianych w literaturze dla polimetakrylanu metylu. Różnice HU warstw fantomów nie wynikają z zastosowanej metody jego wytwarzania, spowodowane są natomiast przez parametry wiązki promieniowania rentgenowskiego. Zastosowanie CT

do badań wstępnych oraz tomografii wiązki stożkowej do precyzyjnej diagnostyki jest jak najbardziej zasadne.

Przedstawione analizy stanowią wstęp do dalszych badań, umożliwiających wykonanie powtarzalnych fantomów do testów eksploatacyjnych na podstawie wydruków uzyskanych techniką DLP.

LITERATURA

- [1] Bagińska J., Piszczatowski S.: Możliwości zastosowania różnych metod rentgenowskiej tomografii komputerowej w endodoncji- przegląd piśmiennictwa. *Czas. Stomatol.* 2010, 63, 1, 41-50
- [2] Groth C., Kravitz N., Jones P., Graham J., Redmond R.: Three-Dimensional Printing Technology. *Jurnal of Clinical Orthodontics*, 2014, vol. 48, no. 8, p. 475-485.
- [3] Hazeveld A., Huddleston Slater J., Ren Y.: Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;145:108-115.
- [4] Hull, C.W.: UVP Inc. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography, US 4575330 A.
- [5] iCat Podręcznik użytkownika 990400_pl Rev C, 2011.
- [6] Katsumata A. et al. (2007). Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104, 829-36.
- [7] Li S., Duan W., Zhao T., Han W., Wang L., Dou R., Wang G.: The fabrication of SiBCN ceramic components from preceramic polymers by digital light processing (DLP) 3D printing technology, *Jurnal of the European Ceramic Society* 2018;38:4597-4603.
- [8] Mu Q., Wang L., Dunn C., Kuang X., Duan F., Zhang Z., Qi H., Wang T.: Digital Light Processing 3D printing of conductive complex structures, *Additive Manufacturing* 2017; 18:74-83.
- [9] Ngo T., Kashami A., Imbalzano G., Nguyen K., Hui D.: Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges, *Composites Part B* 2018;143: 172-196.
- [10] Shafiee A., Atala A.: Printing Technologies for Medical Applications, *Trends in Molecular Medicine*, 2016, vol. 22, no.3, p. 254-265.
- [11] Skrzyński W., Testy kontrolne aparatów rentgenowskiej tomografii komputerowej, Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii- Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Warszawa 2004.
- [12] Stansbury J., Idacavage M.: 3d printing with polymers: Changes among expanding options and opportunities. *Dental Materials* 2016;32:54-64.
- [13] Torgersen G.R., Hol C., Møystad A., Hellén-Halme K., Nilsson M.: A phantom for simplified image quality control of dental cone beam computed tomography units. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 2014; 118: 603-611.
- [14] Varghese G., Moral M., Castro-Garcia M., Lopez-Lopez J., et al.: Fabrication and characterisation of ceramics via low-cost DLP 3D printing, *Boletín De Sociedad Española De Cerámica y Vidrio*, 2018;57:9-18.
- [15] Wu G., Hsu S., Review: Polymeric-Based 3D Printing for Tissue Engineering, *J. Med. Biol. Eng.*, 2015; 35:285-292,.
- [16] <http://www.rapidshape.de/> (12.02.2019).
- [17] <https://dentamidshop.dreve.de/dentamiden/fotodentr-model-385-405-nm-3962.html/> (12.02.2019).
- [18] <https://drukarki3d.pl/oferta/rapid-shape-d20/> (12.02.2019).

PRINT QUALITY TEST OF ELEMENTS MADE BY DLP PRINTING TECHNIQUE USING CONE BEAM CT AND CONVENTIONAL CT

Abstract: The article has been devoted to an evaluation of the print quality of elements made in the DLP printing technique, which was obtained as a result of the analysis of the projection from the volumetric and conventional CT. During this analysis the presence of air bubbles, material inclusions and other artifacts, which may give the effect of X-ray reflection, was determined. The amount of absorbed radiation beam was also analysed by measuring the Hounsfield unit values for many sample areas.