

**Prof. PRz dr hab. inż. Grzegorz BUDZIK<sup>b</sup>, Prof. PRz dr hab. inż. Jan BUREK<sup>a</sup>,  
dr inż. Tomasz DZIUBEK<sup>b</sup>, dr inż. Olimpia MARKOWSKA<sup>c</sup>, mgr inż. Paweł TUREK<sup>a</sup>**

<sup>a</sup> 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

<sup>b</sup> Politechnika Rzeszowska, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Katedra Konstrukcji Maszyn  
Rzeszow University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering and Aeronautics, Department of Mechanical Engineering

<sup>c</sup> Politechnika Rzeszowska, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Katedra Odlewnictwa i Spawalnictwa  
Rzeszow University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering and Aeronautics, Department of Casting and Welding

## ZASTOSOWANIE METOD RAPID PROTOTYPING W PROCESIE KSZTAŁTOWANIA SKOMPLIKOWANYCH STRUKTUR KOSTNYCH

### Streszczenie

**Wstęp i cel:** W pracy oceniono wpływ zastosowanej metody Rapid Prototyping w procesie kształtowania skomplikowanych struktur kostnych.

**Materiał i metody:** Przedstawiono 6 urządzeń do kształtowania przyrostowego (*SLS, SLA, FDM, 3DP, PolyJet* oraz *Bioplotter*). Oceniono wpływ wymienionych metod na użyteczność zastosowania ich w procesie wykonania gotowych biomodeli.

**Wyniki:** W wyniku przeprowadzonych badań stwierdzono iż każda metoda wydruku 3D ma swoje wady i zalety, które związane są z różnymi właściwościami materiałów, sposobami i czasem wykonania modeli oraz wymaganiami stawianymi gotowym modelom

**Wniosek:** Pomimo różnorodności i dostępności wielu metod, żadna z nich nie dominuje w zastosowaniach medycznych.

**Słowa kluczowe:** Rapid Prototyping, model biomedyczny, *SLA, SLS, FDM, Bioplotter, PolyJet, 3DP*.

(Otrzymano: 01.03.2014; Zrecenzowano: 15.10.2014; Zaakceptowano: 31.11.2014)

## *RAPID PROTOTYPING METHODS IN THE PROCESS OF MANUFACTURING BIOMODELS*

### *Abstract*

***Introduction and aim:*** The aim of this study was assessed the effect of the method of Rapid Prototyping in the process of manufacturing biomodels.

***Material and methods:*** It demonstrates six Rapid Prototyping methods (*SLS, SLA, FDM, 3DP, PolyJet* and *Bioplotter*) and assessed influence this methods for manufacturing biomodels.

***Results:*** The research found that each method of 3D printing has its advantages and disadvantages that are associated with the different properties of the materials, methods of manufacturing models and requirements for the finished models

***Conclusion:*** Despite the diversity and availability of a variety of Rapid Prototyping methods, none of them dominates in medical applications.

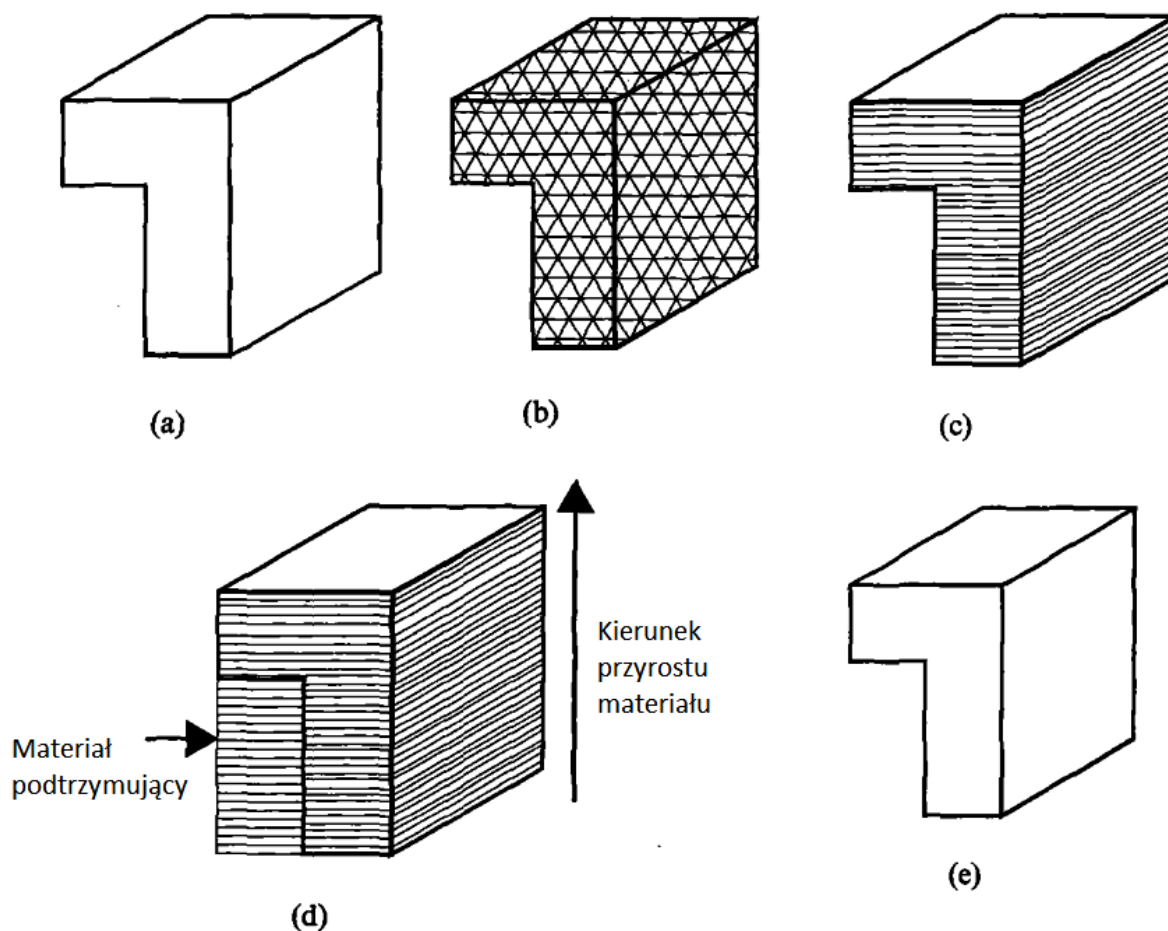
***Keywords:*** Rapid Prototyping, biomodel, *SLA, SLS, FDM, Bioplotter, PolyJet, 3DP*.

(Received: 01.03.2014; Revised: 15.10.2014; Accepted: 31.11.2014)

## 1. Wprowadzenie

Ze względu na skomplikowaną budowę oraz unikalną geometrię struktury biomodeli, a zwłaszcza scaffoldów, zastosowanie do ich wytwarzania metod ubytkowych jest bardzo trudne lub najczęściej niemożliwe. Powoduje to, że metody *Rapid Prototyping* (RP) są idealną alternatywą dla wytwarzania tego typu modeli.

Metody te opierają się na zasadzie dodawania materiału warstwa po warstwie formując w ten sposób pożądaną kształt (Rys. 1).



Rys. 1. Proces RP: a) model CAD, b) model STL, c) model warstwowy, d) model 3D wraz z materiałem podtrzymującym, e) gotowy przedmiot [9]

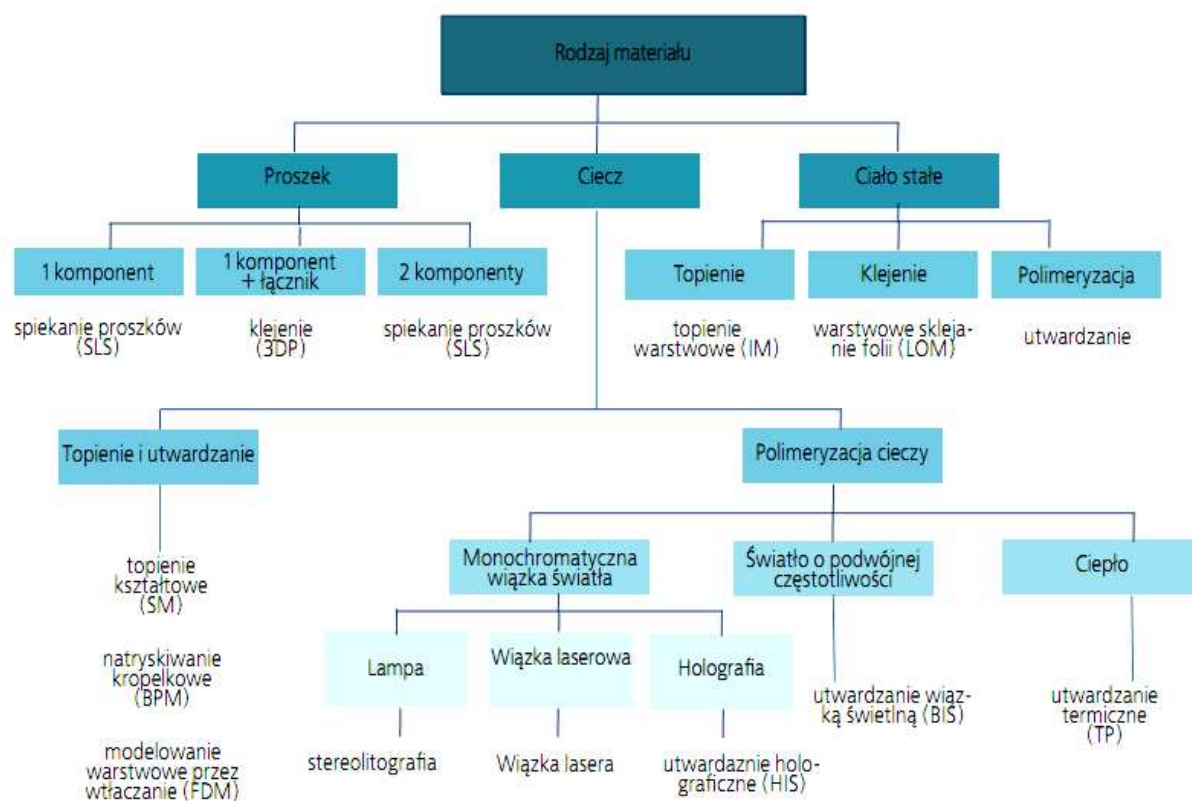
Fig. 1. Process RP: a) model CAD, b) model STL, c) layered model, d) 3D model with support, e) finished model [9]

Elementem wyjściowym jest model 3D w formacie STL, który przed wykonaniem rzeczywistego obiektu, zostaje podzielony na warstwy o grubości nie przekraczającej 1 mm. 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 technikami *Rapid Prototyping* może trwać kilka godzin a nawet kilka dni. Powoduje to, że ta technologia wytwarzania nadaje się głównie do produkcji jednostkowej.

Technologie przyrostowe dzieli się ze względu na rodzaj zastosowanego budulca (Rys. 2). Wyróżnia się metody wykorzystujące materiał w formie proszku oraz takie, gdzie występuje on w formie płynnej bądź też półpłynnej.

Wszystkie techniki są jednak podobne do siebie i opierają się na przyrostowej zasadzie budowania przedmiotów. Są one przeciwieństwem klasycznych metod wytwarzania, w których kształtowanie przedmiotu realizowane jest przez mechaniczne usuwanie materiału [3].



Rys. 2. Podział technologii RP ze względu na rodzaj zastosowanego materiału [2]

Fig. 2. Division of RP technologies due to the nature of the material [2]

Obecnie na rynku istnieje duża różnorodność urządzeń i sposobów kształtowania modeli bazujących na metodach generatywnych. Różnice w ich funkcjonowaniu występują głównie w sposobie tworzenia kolejnych warstw. Każde urządzenie używane w RP posiada określone charakterystyki oraz wymagania, co do warunków pracy (materiał, warunki środowiskowe, temperatura procesu, obróbka wykończeniowa modelu) [9].

Pomimo różnorodności i dostępności wielu metod, żadna z nich nie dominuje w zastosowaniach medycznych, głównie ze względu na różne właściwości używanych materiałów, sposobów wytwarzania oraz wymagań stawianym gotowym modelom.

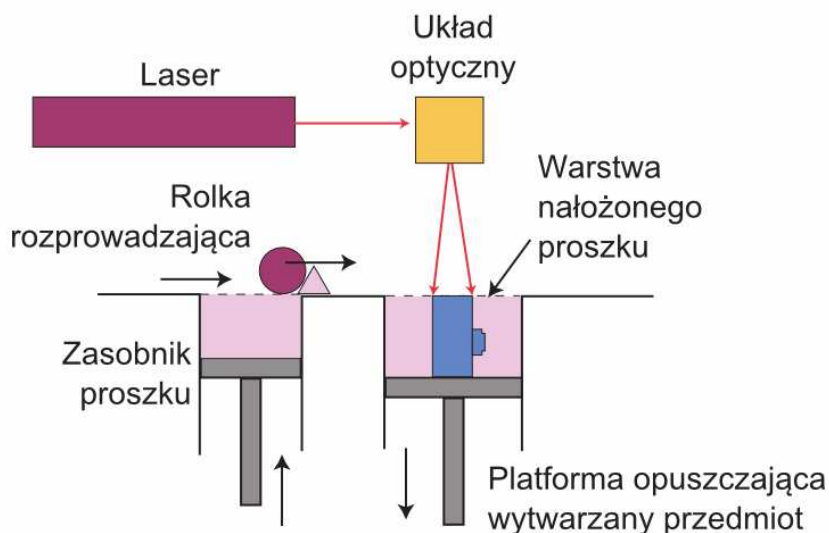
## 2. Charakterystyka wybranych technik RP

Według badań przeprowadzonych w ramach europejskiego projektu Phidias, w którym wzięło udział około 40 ośrodków medycznych w jedenastu krajach w Europie, najczęściej wykorzystywane w dziedzinie medycyny są: *Stereolithography (SLA)*, *Fused Deposition Modelling (FDM)*, *Selective Laser Sintering (SLS)*, 3D printing (3DP) oraz *PolyJet*. Przegląd metod RP ograniczono do technik najbardziej rozpowszechnionych oraz mogących znaleźć zastosowanie w wykonywaniu prototypów implantów kości [7].

### 2.1. SLS - Selektywne spiekanie laserem (*Selective Laser Sintering*)

Jest to technologia mikrometalurgii proszków, która została opracowana na Uniwersytecie Austin w USA. Polega ona na nanoszeniu kolejnych warstw sproszkowanego materiału oraz jego punktowym przetapianiu wiązką lasera (Rys. 3). W trakcie tego procesu następuje naświetlanie wybranych ziaren materiału zgodnie z geometrią wytwarzanego przedmiotu. Wzajemne oddziaływanie cząsteczek materiału z wiązką lasera powoduje podniesienie temperatury proszku. Po osiągnięciu temperatury topnienia, następuje deformacja i łączenie się sąsiadujących ze sobą ziaren.

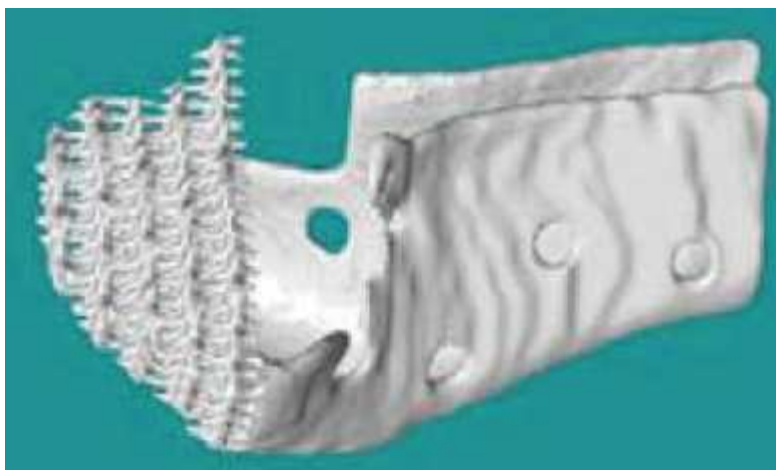
Utworzona warstwa jest opuszczana na platformie, a następne warstwy modelu tworzone są z proszku naniesionego za pomocą rolek bezpośrednio na poprzednie warstwy, co daje połączenie w całej objętości przedmiotu. Czynności te są wykonywane, aż do utworzenia kompletnego modelu. Niespalony materiał pełni funkcję podtrzymywania powstających elementów, pochyleń czy powierzchni zamykających, dzięki czemu nie jest wymagane konstruowanie dodatkowych elementów podtrzymujących. W celu zabezpieczenia przed łączeniem się cząsteczek proszku z zanieczyszczeniami proces prowadzony jest w obecności gazu szlachetnego.



Rys. 3. Schemat technologii SLS [4]

Fig. 3. Schematic SLS technology [4]

Technologia SLS umożliwia wytwarzanie modeli z proszków metali (stale, stopy tytanu, kobaltu), ceramicznych oraz materiałów polimerowych. Znalazła dzięki temu zastosowanie w medycynie. Kolejną zaletą tej metody jest wysoka dokładność i precyzja wykonania nawet najbardziej skomplikowanych modeli. W zależności od rozmiaru ziaren proszku możliwa do uzyskania dokładność jest w granicach 0,02 mm - 0,2 mm.



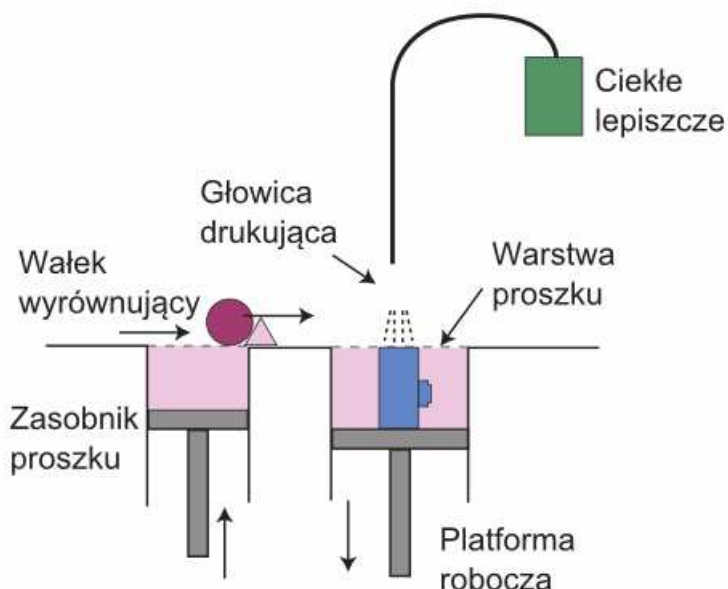
Rys. 4. Model wykonany w technologii SLS [4]

Fig. 4. Model made with SLS technology [4]

## 2.2. 3DP - Drukowanie trójwymiarowe (*Three-Dimensional Printing*)

Technologia 3DP opracowana została w Massachusetts Institute of Technology (MIT) w Cambridge. Jest ona jedną z najbardziej zbadanych technik generatywnych wykorzystywanych w inżynierii tkankowej. Jej największą zaletą jest to, że nie wymaga występowania specjalnych warunków środowiskowych.

Zasada działania 3DP bazuje na dodawaniu kolejnych warstw materiału w formie proszku na platformę budowniczą (Rys. 5).



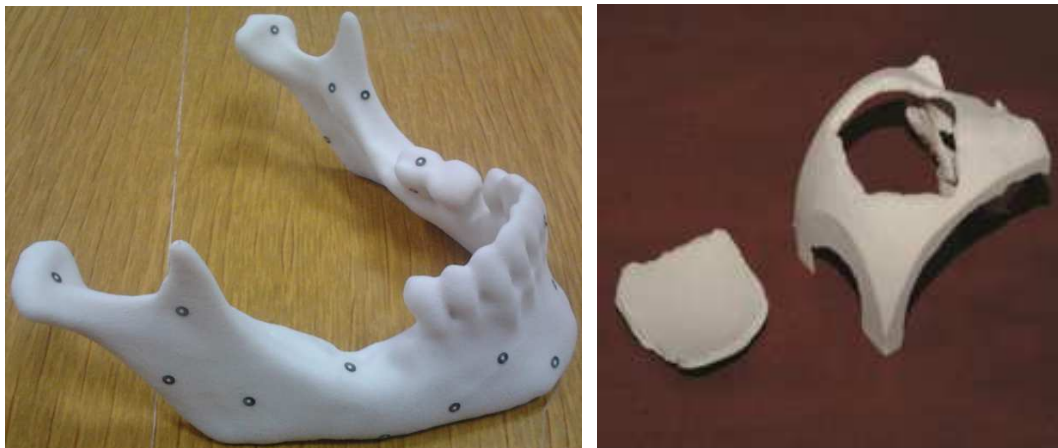
Rys. 5. Schemat technologii 3DP [4]

Fig. 5. Schematic 3DP technology [4]

Grubość warstw jest zdeterminowana przez rozmiar ziaren wykorzystywanego proszku, które zazwyczaj mieszczą się w przedziale 80  $\mu\text{m}$  - 250  $\mu\text{m}$ .

Substancją łączącą ziarna zgodnie z danym przekrojem modelu jest dozowane przez dysze drukujące, ciekłe lepiszcze. Po jej naniesieniu nanoszona jest następna warstwa czystego proszku. Czynności te są powtarzane, aż do ukończenia budowy przedmiotu.

Podobnie jak w SLS, niespojony proszek stanowi materiał podtrzymujący. Otrzymany w ten sposób model jest porowaty, a cząsteczki proszku łączą się ze sobą niewielkimi mostkami spoiwa co znacznie wpływa na trwałość, a w szczególności na kruchość przedmiotu. W celu zwiększenia wytrzymałości poddaje się go dodatkowej obróbce wykańczającej, która polega na utwardzeniu powierzchni modelu.



Rys. 6. Modele wykonane w technologii 3DP [6]

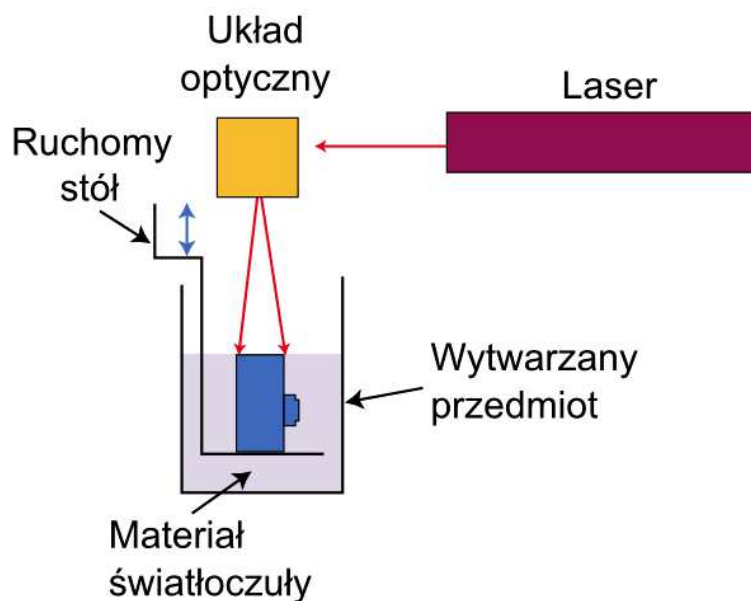
Fig. 6. Model made with 3DP technology [6]

Technologia 3DP może być stosowana do wytwarzania scaffoldów wszczepianych do żywych organizmów, jednak wymaga doboru odpowiednich materiałów oraz dodatkowej, postprocesowej obróbki modelu. Znaczący rozwój inżynierii materiałowej przyczynił się do powstania nowych sproszkowanych biomateriałów oraz do ich rozpowszechnienia. Najpopularniejszy materiałem stosowanym w 3DP jest hydroksyapatyt lub jego mieszanki z fosforami wapnia, czy proszkami ceramicznymi. Modele ceramiczne są zazwyczaj poddawane procesom wygrzewania, w trakcie których odparowuje spoiwo, a cząsteczki proszku łączą się ze sobą.

### 2.3. SLA - Stereolitografia (*Stereolithography*)

Stereolitografia jest uznawana za najstarszą komercyjną metodę *Rapid Prototyping*. Była ona pierwszym systemem opatentowanym w 1986 i wprowadzonym na rynek dwa lata później przez firmę 3D Systems Inc. Technologia ta działa na zasadzie krzepnięcia światłoczułego polimeru pod wpływem wiązki lasera ultrafioletowego, który skanując powierzchnię płynnego materiału powoduje jego utwardzenie (Rys. 7). Przedmiot jest budowany przez przesuwającą się wiązkę lasera po powierzchni, zgodnie z konturem danej warstwy, kierowanego przez zespół lusterek napędzanych silnikami.

Kolejne warstwy modelu są tworzone bezpośrednio na oraz minimalnie pod powierzchnią płynnego materiału. Po wykonaniu całej warstwy następuje obniżenie platformy na której budowany jest model. Proces ten jest powtarzany dla każdej warstwy, aż do uzyskania kompletnego przedmiotu. Technologia SLA wymaga budowy podpór, które zapobiegają zniekształceniom podczas procesu oraz przy późniejszej obróbce modelu. Po wykonaniu modelu jest on suszony i dodatkowo utwardzany światłem UV. Nieregularne powierzchnie oraz powierzchnie pozostałe po podporach są dodatkowo wykańczane przez ich wygładzanie. Grubość warstw możliwych do wykonania technologią SLA jest zdeteminowana rozdzielczością posuwu windy z platformą (około 1,3  $\mu\text{m}$ ), a także wielkością plamki lasera (80  $\mu\text{m}$  - 50  $\mu\text{m}$ ).



Rys. 7. Schemat technologii SLA [4]  
Fig. 7. Schematic SLA technology [4]

Ze względu na dostępność materiałów (żywice epoksydowe lub akrylowe), zastosowanie technologii SLA w wytwarzaniu modeli biomedycznych było ograniczone głównie do przygotowywania pokazowych modeli anatomicznych.

Pozostałe materiały fotoutwardzalne wykazywały znaczne kurczenie podczas obróbki postprocesowej, co wpływało na znaczny spadek dokładności. Przy wyciąganiu i dalszej obróbce obiektów o delikatnej konstrukcji (zwłaszcza niewielkich rozmiarów), pojawiały się dodatkowe deformacje powodujące wykluczenie tej metody.

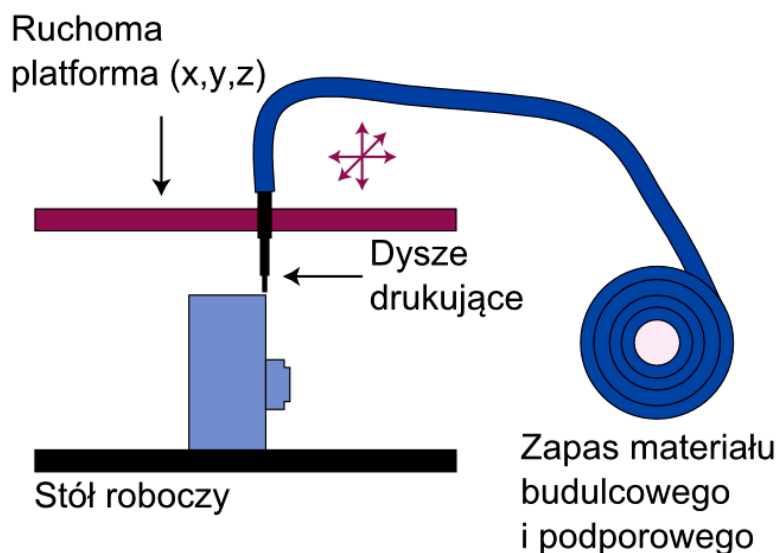


Rys. 8. Modele wykonane metodą SLA [6], [10]  
Fig. 8. Model made with SLA technology [6], [10]

Duże ograniczenie zastosowania SLA w inżynierii tkankowej jest związana z niewielką liczbą fotoutwardzalnych biomateriałów spełniających wymagania dotyczące biodegradowalności, biotolerowalności czy właściwości mechanicznych.

## 2.4. FDM - Osadzanie topionego materiału (Fused Deposition Modelling)

W technologii FDM modele są budowane z półciekłych, roztopionych materiałów, znajdujących się bezpośrednio na platformie. Głównymi elementami urządzenia pracującego w technologii FDM są: poruszający się kartridż, pojemnik w którym podgrzewany jest materiał oraz platforma, na której budowany jest model (Rys. 9).



Rys. 9. Schemat technologii FDM [4]

Fig. 9. Schematic FDM technology [4]

Podgrzany do temperatury topnienia materiał z pojemnika jest transportowany pod wpływem ciśnienia do kartridża poruszającego się w płaszczyźnie XY, zgodnie z danymi z programu sterującego. Po przemieszczeniu włókna materiału przez kartridż na platformę jest ona obniżana w osi Z o zadaną wartość.



Rys. 10. Modele wykonane metodą FDM [1]

Fig. 10. Model made with FDM technology [1]

Konstrukcja urządzenia składa się z kartridża połączonego z podgrzewanym pojemnikiem, w którym materiał jest podgrzewany do temperatury topnienia, poruszającego się w płaszczyźnie XY. Zespół podgrzewający ma za zadanie roztopić, a następnie przemieścić pod wpływem ciśnienia przez poruszający się zgodnie z danymi z programu kartridż włókno materiału bezpośrednio na platformę, która po ukończeniu kolejnej warstwy jest opuszczana w dół o zadaną wartość.

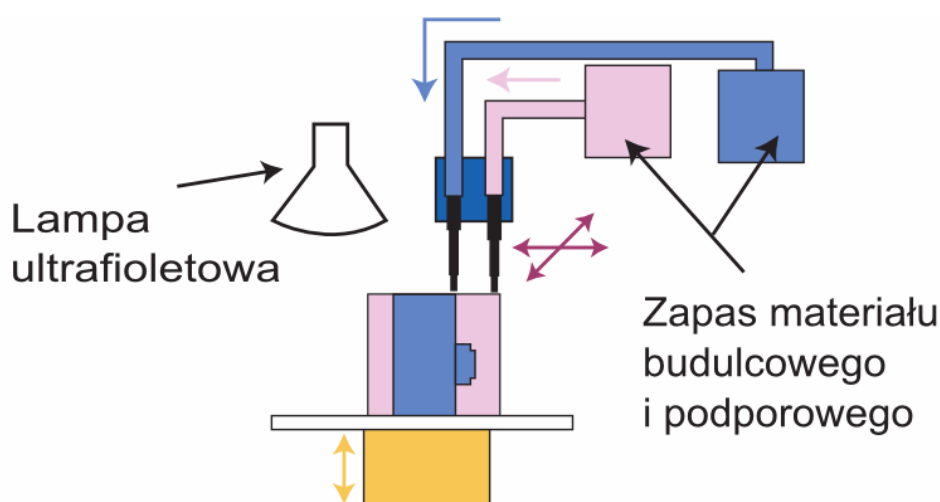


Jedną z zalet technologii FDM jest to, że model jest wytwarzany w jednym kroku. W przeciwieństwie do SLA nie jest wymagane dodatkowe czyszczenie ani naświetlanie promieniowaniem UV przez co znacznie skraca się czas jego wytwarzania [8].

Zastosowanie technologii FDM niestety ograniczone jest tylko do materiałów termoplastycznych, które zachowują wymagane właściwości po zakończeniu procesu topienia. Konieczność stosowania wysokich temperatur w trakcie procesu powoduje, że w trakcie budowy scaffoldów żywe komórki nie mogą być aplikowane.

## 2.5. PolyJet

*PolyJet* to metoda wytwarzania polegająca na warstwowej budowie modeli z ciekłych, fotoutwardzalnych materiałów. Podczas tego procesu są nanoszone cienkie warstwy żywicy, które na bieżąco (bezpośrednio po nałożeniu) są utwardzane przez naświetlanie lampą UV (Rys. 11).



Rys. 11. Schemat technologii PolyJet [4]

Fig. 11. Schematic PolyJet technology [4]

Eliminuje to konieczność dodatkowego naświetlania modelu, które jest wymagane przez inne technologie. Materiały są dozowane z 2 do 8 dysz drukujących. Połowa z nich dozuje materiał budujący, natomiast pozostałe materiał podtrzymujący (tzw. support). Materiał właściwy odwzorowuje przekrój poprzeczny modelu, a pozostałą przestrzeń wypełnia materiał wspierający tworząc gładką powierzchnię. Po wykonaniu jednej warstwy platforma obniża się o grubość warstwy, a następnie rozprowadzana jest kolejna porcja materiału.

W trakcie utwardzania warstwy promieniami UV, jest ona jednocześnie łączona z poprzednią, tworząc w ten sposób cały model. Stosowane materiały (wspierający oraz budulcowy) różnią się czułością na promieniowanie ultrafioletowe. Support, wykonany z nietoksycznego, żelopodobnego, fotopolimeru, jest utwardzany tylko w stopniu koniecznym do podpięcia modelu. Dzięki temu, że materiał ten rozpuszcza się w wodzie, po wykonaniu wszystkich warstw jest on usuwany strumieniem wody [3].

Ze względu na dużą dokładność, technologia *PolyJet* znajduje zastosowanie przy wytwarzaniu scaffoldów tkanek miękkich. Materiałami używanym w tej metodzie są przede wszystkim hydrożele. Ich wytwarzanie opiera się zazwyczaj na stabilizowaniu ich struktury używając foto-inicjatorów i promieni UV. Materiały te ze względu na właściwości fizyczne i chemiczne doskonale nadają się na zastosowanie w technologii *PolyJet* [3].



Rys. 12. Modele wykonane metodą *PolyJet* [6]

Fig. 12. Model made with *PolyJet* technology [6]

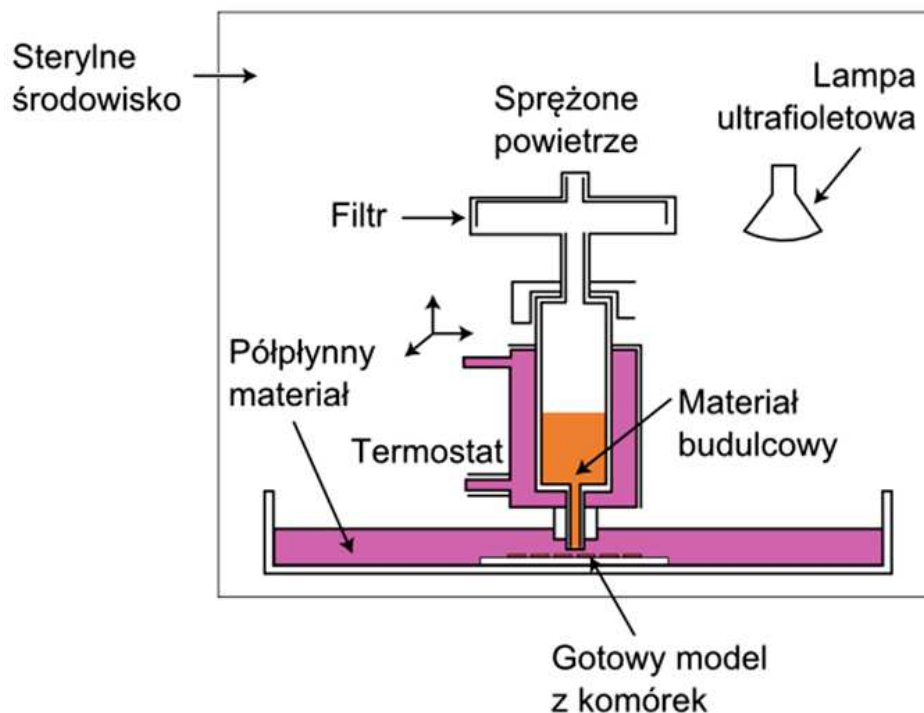
## 2.6. BioPlotter

BioPlotter jest jedną z najbardziej zaawansowanych technologii stosowanych w inżynierii tkankowej. Służy ona głównie do wytwarzania scaffoldów. Urządzenie to zostało zaprojektowane przez naukowców z zespołu profesora Rolfa Mülhaupta, głównie do zastosowań biomedycznych w Freiburg Materials Research Center. Urządzenie 3D Bioplotter wykorzystywane jest do wytwarzania scaffoldów z różnych materiałów biochemicznych.

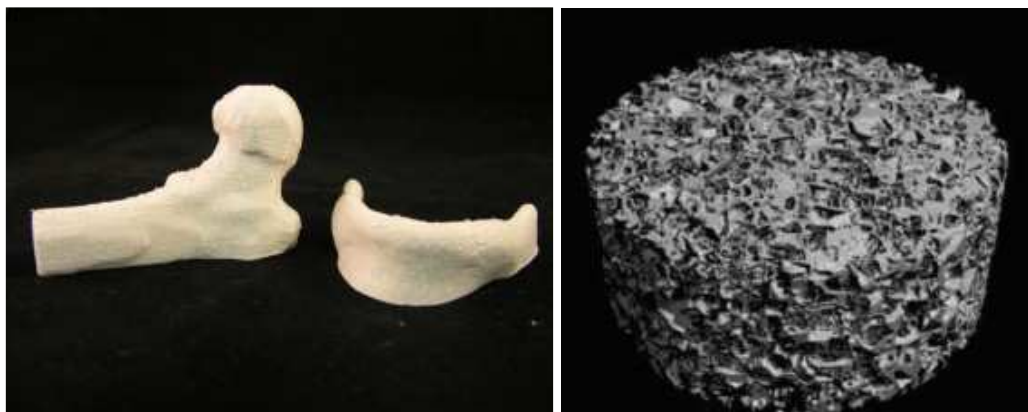
Jego dodatkową cechą jest możliwość przetwarzania żywych komórek. Działanie tego urządzenia jest oparte na ekstrakcji materiału w formie półpłynnej w postaci wąskich włókien, które z kolei tworzą scaffold. Platforma, na której znajduje się wytwarzany model jest nieruchoma (Rys. 13). Kartridż z materiałem wykorzystywanym przez BioPlotter jest natomiast napędzany przez trójwymiarowy zespół napędów, które są sterowane kodem NC.

Zaletą wytwarzania technologią BioPlotter jest możliwość budowy scaffoldów bezpośrednio w medium. Medium może spełniać rolę podtrzymującą konstrukcję, ale jednocześnie wchodzi w reakcję chemiczną z materiałem. W związku z tym 3D Bioplotter łączy w sobie różnorodne techniki obróbki materiału przy zastosowaniu tego samego kartridża. Jest to plutowanie chemiczne, obróbka materiałów topliwych i roztworów.

Urządzenie to ma bardzo wiele zastosowań, z których najważniejszym jest możliwość bezpośredniego włączenia do wytwarzanych scaffoldów żywych komórek. Inną istotną cechą urządzenia BioPlotter jest możliwość wykorzystywania wielu różnych materiałów takich jak: ceramika, degradowalne polimery oraz hydrożele, a także włókna kolagenowe [3]-[5].



Rys. 13. Schemat technologii Bioplotter [4]  
Fig. 13. Schematic Bioplotter technology [4]



Rys. 14. Modele wykonane w technologii Bioplotter [4]  
Fig. 14. Model made with Bioplotter technology [4]

### 3. Wyniki i wnioski

W wyniku przeprowadzonych badań stwierdzono iż każda metoda wydruku 3D ma swoje wady i zalety, które związane są z różnymi właściwościami materiałów, sposobami i czasem wykonania modeli oraz wymaganiami stawianymi gotowym modelom

Pomimo różnorodności i dostępności wielu metod, żadna z nich nie dominuje w zastosowaniach medycznych.

## Literatura

- [1] Burek J., Turek P.: *Dokładność kształtu modelu szczęki dolnej wykonanego metodą technologii przyrostowej*. Mechanik, 5-6/2012.
- [2] Chlebus E.: *Techniki komputerowe CAx w inżynierii produkcji*, WNT, Warszawa 2000, s. 240, 249.
- [3] Gonera, K., Kurzac, J., Rusińska, M., Dybała, B.: *Metody CAx w aplikacjach medycznych przy wytwarzaniu technologiami generatywnymi*. Mechanik, 2/2010.
- [4] Hollister S. J.: *Porous scaffold design for tissue engineering*. Nature materials, 4/2005.
- [5] Kowalska-Bany K., Krokosz J.: *Szybkie Prototypowanie - Rys Historyczny*. Odlewnictwo współczesne – Polska i Świat, 2008.
- [6] Markowska O., Budzik G.: *Innowacyjne metody wytwarzania implantów kostnych za pomocą inżynierii odwrótej (RE) oraz technik szybkiego prototypowania (RP)*. Mechanik, 2/2012.
- [7] Markowska O., Budzik G.: *The analysis of the accuracy of bone defects implants in the numerical and physical reconstruction process*. Kraków 2012.
- [8] Meakin J. R., Shepherd D., Hukins D.: *Fused deposition models from CT scans*. British Journal of Radiology 77/2004.
- [9] Nather A.: *Bone grafts and bone substitutes*. World Scientific Publishing, 2005.
- [10] Urbanik A., Miechowicz S., Chrzan R.: *Zastosowanie stereolitografii do wytwarzania modeli medycznych*. Polish Journal of Radiology 2005,70(2), s. 42-46.