

УДК 602, 681.5

© А. В. Миронов, О. А. Миронова, В. К. Попов

ЛАБОРАТОРНАЯ СИСТЕМА ТРЕХМЕРНОЙ СТРУЙНОЙ ПЕЧАТИ ПОРОШКОВЫХ МАТЕРИАЛОВ

В работе представлены результаты разработки и тестирования лабораторного струйного 3D принтера с открытой архитектурой. На ряде модельных соединений различной химической природы показано, что с его помощью на основе цифровых трехмерных моделей можно формировать объемные структуры заданной архитектуры из порошков со средним размером частиц 50–150 мкм при использовании в качестве связующего вещества жидкостей с рН от 2 до 9 и с вязкостью от 1 до 1000 мПа·с. При этом характерная разрешающая способность разработанной системы по X, Y, Z координатам составляет 100 мкм, что сопоставимо с разрешением коммерчески доступных порошковых струйных трехмерных принтеров.

Кл. сл.: 3D принтер, аддитивные технологии, струйная печать, лабораторное оборудование

ВВЕДЕНИЕ

За время своего существования технологии трехмерной (3D) печати прошли долгий путь развития от методов быстрого прототипирования физических объектов на основе компьютерных 3D моделей до полноценного аддитивного производства готовых изделий сложной структуры и формы из различных материалов. В современном мире 3D печать все чаще становится полноценным технологическим решением в различных производственных (проектирование и строительство, машиностроение и инженерия, аэрокосмическая промышленность и др.) и научных (физика, материаловедение, тканевая инженерия и др.) областях [1].

Одним из базовых подходов к аддитивному формированию трехмерной структуры заданной архитектуры, является метод "струйной 3D печати", основанный на нанесении микрокапель растворов или расплавов. К его преимуществам относятся относительно низкая стоимость технологического оборудования (3D принтеров), высокое разрешение и скорость печати, а также широкий выбор исходных материалов для печати (порошковые материалы [2–4], суспензии живых клеток [5, 6], полупроводники [7, 8]). Аппаратная платформа таких струйных принтеров обычно базируется на коммерчески доступных компонентах, основным из которых является печатающее устройство, содержащее матрицу пьезоэлектрических, термальных или акустических микроинжекторов, скомбинированных с соплом определенного профиля и диаметра [5]. Каждый отдельный микроинжектор приводится в действие импульсом электрического тока. Во время процесса печати

на подготовленную поверхность материала последовательно инжектируются фиксированные количества жидкости ("адгезива" или "связующего"), при отверждении которой формируется структура заданной геометрии. Данный процесс может быть повторен для послойного формирования произвольной трехмерной структуры. Выбором типа печатающего устройства, частотой, формой и амплитудой импульса тока размер капли связующего может быть от 1 до 300 пл, а скорость печати до 10 000 капель в секунду. Типичное разрешение печати составляет 100 мкм [9].

Существенным преимуществом использования струйной печати является возможность изготовления изделий сложной формы из порошковых материалов, переработка которых другими методами (например, нанесением расплава или селективным лазерным спеканием [10]) затруднена. К таким материалам, в частности, относится керамика, минеральные составляющие живых тканей, гипс, полисахариды и др.

Несмотря на большое количество различных вариантов коммерчески доступных 3D принтеров, они не всегда подходят для решения конкретных научных задач. Высокая цена, ограниченный выбор материалов и технологических параметров 3D печати затрудняют их применение в исследовательской работе. Зачастую коллективы специалистов вынуждены разрабатывать собственные 3D принтеры, специализированные для определенных материалов и технологий 3D печати [11–16]. Требования к таким лабораторным системам 3D печати принципиально отличаются от требований к промышленным или домашним 3D принтерам. Вместо большого рабочего объема и скорости

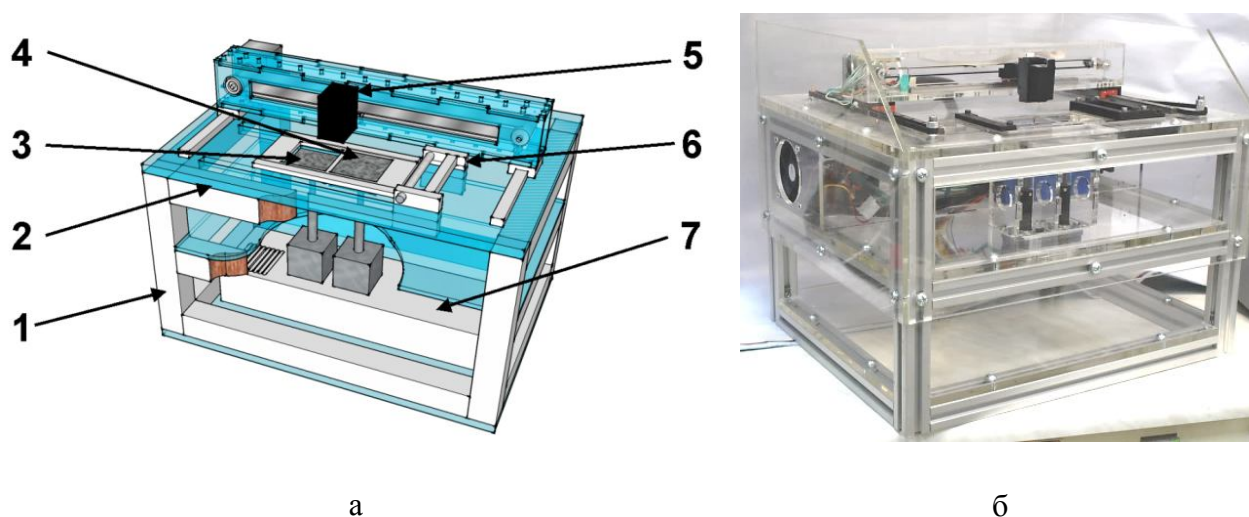


Рис. 1. Схема (а) и общий вид (б) 3D принтера для изучения процессов струйной порошковой печати. На схеме (а): 1 — рама установки; 2 — корпус установки; 3 — рабочий столик; 4 — загрузочный столик; 5 — печатающее устройство; 6 — разравниватель; 7 — блок питания и управления

печати коммерческих установок на первый план выходят компактность, функциональность, универсальность, и, что особенно важно, простота и доступность аппаратной и программной платформ.

В настоящей работе представлены результаты по разработке конструкции и изготовлению компактного лабораторного струйного 3D принтера с открытой архитектурой. Также приведены результаты его тестирования на реакционно-твердеющей системе трикальцийфосфат / раствор солей ортофосфорной кислоты.

КОНСТРУКЦИЯ 3D ПРИНТЕРА

Основой конструкции порошкового 3D принтера является двухкоординатная система позиционирования, установленная на алюминиевом шасси (1 на рис. 1, а). Основные конструктивные элементы принтера выполнены из поликарбоната (2 на рис. 1, а). Внешние параметры 3D принтера 50×40×32 см.

Рабочая зона установки состоит из двух рабочих камер (3, 4 на рис. 1, а) с поршнями с шаговым приводом, объемом 125 мм³ (3, 4 на рис. 1, а). Загрузка и формирование слоев порошковых материалов обеспечивается при помощи разравнивающего устройства (6 на рис. 1, а), представляющего собой полый полированный вал, выполненный из коррозионностойкой стали 12Х13.

Печатающее устройство для струйной печати (5 на рис. 1, а) основано на коммерчески доступном картридже HP C6602 (*Hewlett-Packard*) с матрицей из двенадцати термoeлектрических сопел. Каждое сопло приводится в действие однополярными импульсами электрического тока, форма и длительность которых задается сигналами основного микроконтроллера принтера. Сила тока регулируется за счет изменения напряжения питания, обеспечиваемого регулируемым повышающим преобразователем напряжения (LM2577, *Texas Instruments, США*) в диапазоне 12–32 В. Внутри корпуса размещен первичный преобразователь питания, обеспечивающий всю установку линиями питания +5 В и +12 В с током не менее 20 А, а также основной микроконтроллер принтера, описание которого приведено ниже (7 на рис. 1, а).

Разработанный 3D принтер может быть модифицирован под систему селективного лазерного спекания с применением лазерных модулей с оптоволоконным выводом излучения (например, система ЛС 1.9 производства ООО НТО "ИРЭ-Полус", рис. 2).

Принцип работы 3D принтера основан на послойном выращивании трехмерного объекта. В качестве исходного материала предполагается использование полимерного или неорганического порошкового материала с дисперсностью 5–300 мкм. На первом этапе тонкий (30–300 мкм) слой исходного материала переносится на рабочий поршень с загрузочного (рис. 3, а, б) при помощи

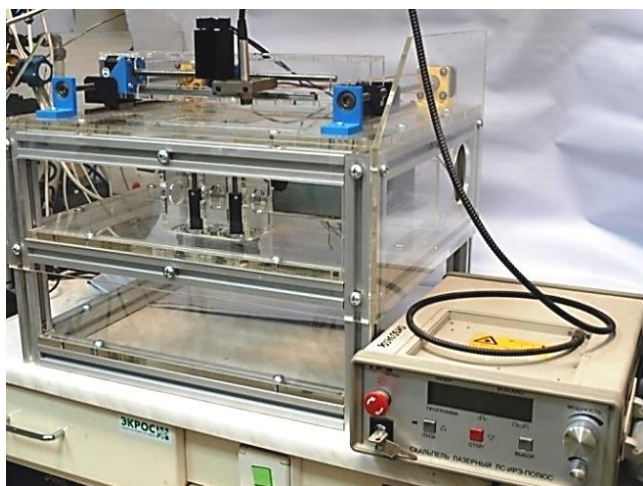


Рис. 2. Система селективного лазерного спекания на базе 3D принтера для трехмерной струйной печати

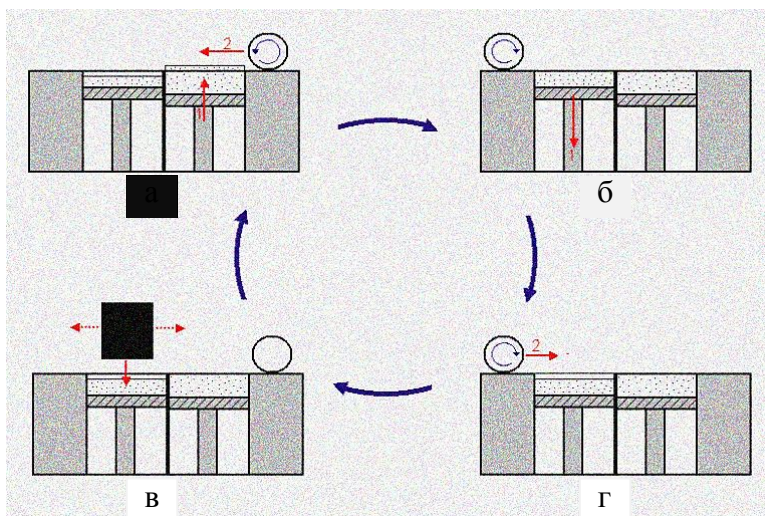


Рис. 3. Принципиальная схема работы 3D принтера для порошковых материалов

разравнивающего вала, задающего постоянный уровень поверхности порошка относительно печатающего модуля установки. Далее с целью обеспечения оптимального режима печати рабочий столик понижает свой уровень на толщину слоя (рис. 3, в). На полученную поверхность из печатающего устройства наносится связующее вещество (рис. 3, г), обеспечивающее формирование двухмерной структуры, соответствующей цифровой модели. Такой подход позволяет получить трехмерную структуру практически любой геометрии, ограничиваясь только дисперсностью исходного материала и разрешающей способностью самого процесса печати.

Комплекс программного обеспечения порошкового принтера состоит из микропрограммы принтера, выполняемой на микроконтроллере Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 (или анало-

ге), обеспечивающей непрерывный прием, буферизацию и трансляцию управляющего кода в управляющие сигналы для электроприводов принтера. Управляющее программное обеспечение принтера, предназначенное для выполнения на IBM-совместимых компьютерах, осуществляет преобразование исходной трехмерной модели в набор двухмерных сечений с заданным шагом, автоматическое генерирование и передачу управляющего кода для трехмерного принтера.

РЕЗУЛЬТАТЫ ТЕСТИРОВАНИЯ 3D ПРИНТЕРА

Разработанная система 3D печати была успешно протестирована на различных типах инжектируемых жидкостей (дистиллированная вода, этиловый спирт, водные растворы солей неорганиче-

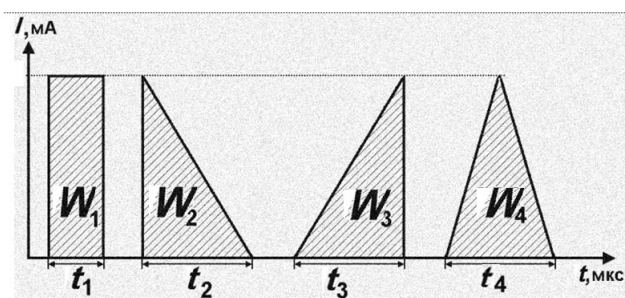


Рис. 4. Форма сигналов, использованных в экспериментах по микродозированию растворов солей ортофосфорной кислоты

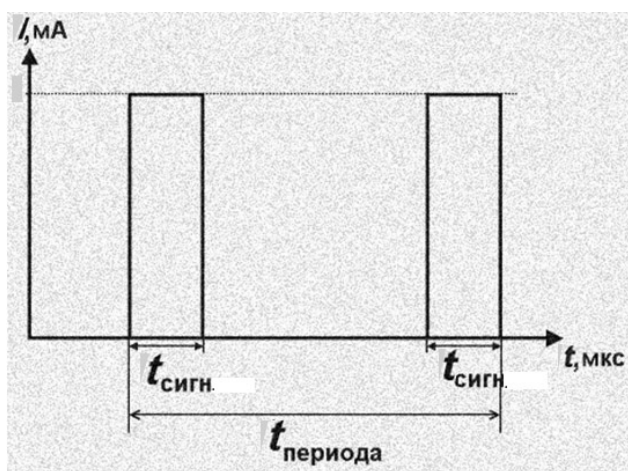


Рис. 5. Типичная диаграмма управляющих импульсов прямоугольной формы

ских кислот и щелочей) с диапазоном вязкостей 1–100 мПа·с и диапазоном температур кипения 40–190 °С.

Экспериментальным путем было установлено влияние формы, амплитуды и длительности электрического импульса на количество инжектируемой жидкости. Эксперименты проводились с 4 типами однополярных импульсов — прямоугольным, треугольным с передним фронтом, треугольным с задним фронтом и треугольным симметричным (рис. 4).

Энергия каждого импульса тока W была рассчитана по экспериментальным данным при помощи интеграла Джоуля

$$W = \int_0^{t_{\text{сигн.}}} P(t) dt,$$

где P — мгновенная мощность, $t_{\text{сигн.}}$ — длительность сигнала.

Пороговая энергия, обеспечивающая стабильную инжекцию воды и водных растворов солей

ортофосфорной кислоты с концентрациями до 100 мг/г, была получена для импульсов прямоугольной формы и составила $6 \cdot 10^{-6}$ Дж. Длительности импульсов другой формы подбирались таким образом, чтобы соответствовать условию $W_1 = W_2 = W_3 = W_4$ (рис. 4). Пиковая амплитуда сигнала во всех экспериментах сохранялась равной 320 мА, что соответствует пиковой мощности нагревателя сопла $P = 6$ Вт ($U = 19$ В). В результате было установлено, что для используемых термоэлектрических сопел изменение формы импульсов практически не оказывает влияния на процесс инжектирования водной микрокапли либо приводит к незначительному снижению его стабильности.

Изменение амплитуды (250–500 мА) и длительности (1–10 мкс) импульса тока позволяло варьировать объем инжектируемых капель от 70 до 200 пл при частоте инъекции до 3 кГц. Однако увеличение коэффициента заполнения сигнала ($t_{\text{сигн.}} / t_{\text{периода}}$) свыше 0.03 (рис. 5) либо увеличение амплитуды импульса свыше 330–350 мА приводило к нарушению теплового режима сопла и его выходу из строя из-за выгорания нагревательного элемента.

Исходя из полученных результатов, для инъекции растворов ортофосфорной кислоты были выбраны импульсы прямоугольной формы длительностью 1–2 мкс и коэффициентом заполнения сигнала 0.03, что позволило инжектировать микрокапли объемом 130–170 пл. Следует отметить, что для жидкостей с отличающейся вязкостью, теплоемкостью, температурой кипения данные параметры нуждаются в существенной корректировке.

Разработанная система 3D печати была успешно протестирована в экспериментах по струйной печати различных порошковых материалов, в частности, на мелкодисперсных (50 мкм) порошках, моно- и дисахаридах, двухводном сульфате кальция, а также в реакционно-отверждаемой системе трикальцийфосфат (порошок)—раствор солей фосфорной кислоты (связующее). Характерные фотографии полученных образцов приведены на рис. 6.

Проведенные эксперименты показали, что разрешение струйной печати может достигать 100 мкм в горизонтальной плоскости при толщине слоя от 80 до 200 мкм в зависимости от дисперсности и смачивания материала, что соответствует точности печати коммерческих принтеров.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе представлена конструкция лабораторного струйного 3D принтера. Она была успешно

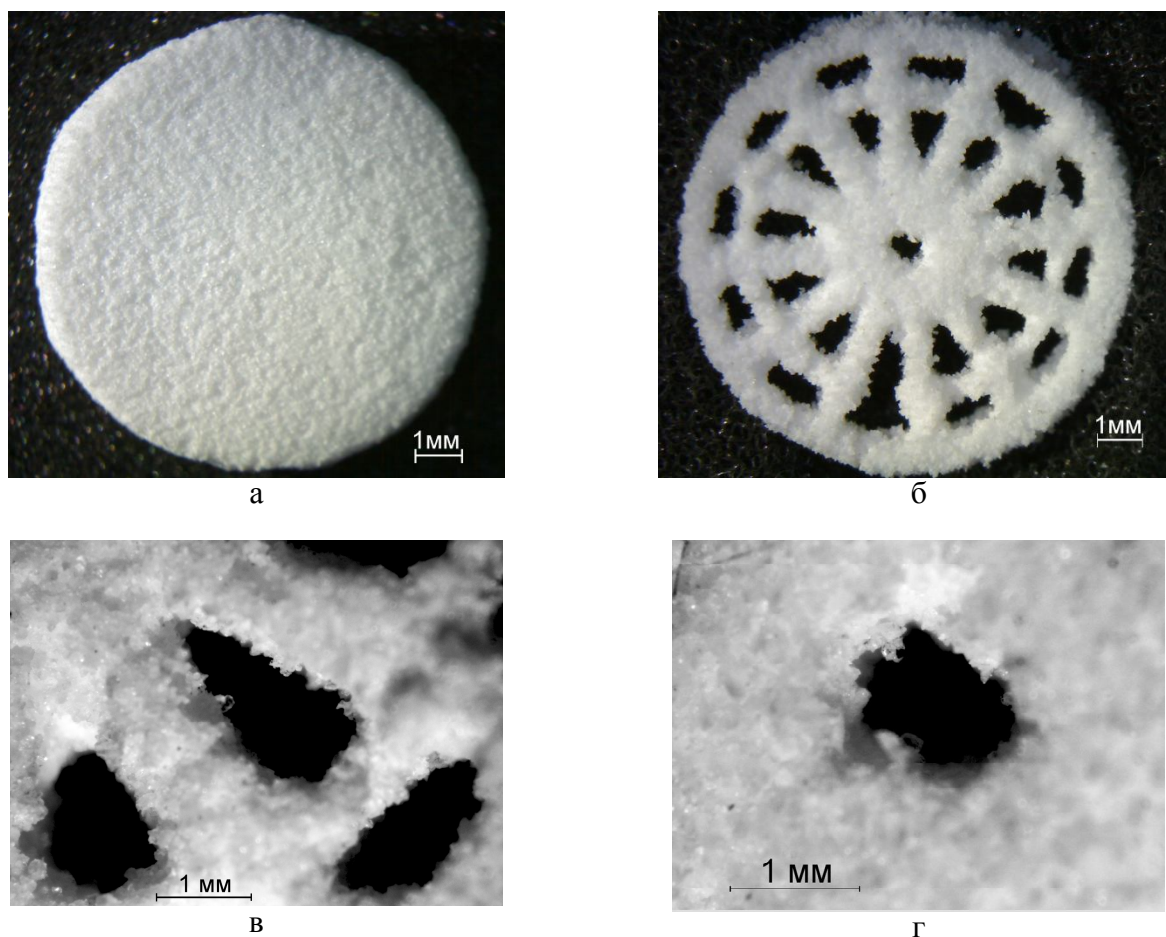


Рис. 6. Образцы, полученные на струйном 3D принтере. Материал — реакционно-твердеющая система трикальцийфосфат / раствор солей ортофосфорной кислоты

испытана на различных порошковых материалах с характерным размером частиц (дисперсностью) 30–80 мкм. В качестве рабочего раствора (связующего) в ней могут быть использованы жидкости с вязкостью от 1 мПа·с до 1 сПа·с. Пространственное разрешение печати разработанной установки составляет порядка 100 мкм, что практически не уступает большинству коммерчески доступных 3D принтеров. Представленная установка уже была успешно использована при изготовлении индивидуальных биоактивных имплантов из мелкодисперсных порошков трикальцийфосфата [2].

Благодарности

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (соглашение № 007-ГЗ/Ч3363/26) в части изучения и оптимизации микродозирования жидкостей и Российского фонда фундаментальных исследований (грант

16-29-11722 офи м) в части разработки оборудования и изучения процесса трехмерной печати кальцийфосфатных соединений.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Lee J.-Y., An J., Chua Ch.K. Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials // *Applied Materials Today*. 2017. Vol. 7. P. 120–133. Doi: 10.1016/j.apmt.2017.02.004.
2. Barinov S.M., Vakhrushev I.V., Komlev V.S., Mironov A.V., Popov V.K., Teterina A.Yu., Fedotov A.Yu., Yarygin K.N. 3D Printing of ceramic scaffolds for engineering of bone tissue // *Inorganic Materials: Applied Research*. 2015. Vol. 6. P. 316–322. Doi: 10.1134/S207511331504005X.
3. Bertol L.S., Schabbach R., Santos L.A.L. Different post-processing conditions for 3D bioprinted α -tricalcium phosphate scaffolds // *Journal of Materials Science: Mate-*

- rials in Medicine. 2017. Vol. 28, no 10. Art. 168. Doi: 10.1007/s10856-017-5989-1.
4. Schrepfer I., Wang X.H. Progress in 3D printing technology in health care // Organ Manufacturing. Nova Science Publishers Inc., Hauppauge, N.Y., USA, 2015. P. 29–74.
 5. Gudapati H., Dey M., Ozbolat I. A comprehensive review on droplet-based bioprinting: Past, present and future // Biomaterials. 2016. Vol. 102. P. 20–42. Doi: 10.1016/j.biomaterials.2016.06.012.
 6. Gao G., Yonezawa T., Hubbell K., Dai G., Cui X. Inkjet-bioprinted acrylated peptides and PEG hydrogel with human mesenchymal stem cells promote robust bone and cartilage formation with minimal printhead clogging // Biotechnol. J. 2015. Vol. 10, no. 10. P. 1568–1577. Doi: 10.1002/biot.201400635.
 7. Yun I. Printed electronics: current trends and application. 2016. 146 p. URL: <http://www.ebook777.com/printed-electronics-current-trends-applications/>.
 8. Kamyshny A., Steinke J., Magdassi S. Metal-based inkjet inks for printed electronics // The Open Applied Physics Journal. 2011. Vol. 4. P. 19–36. Doi: 10.2174/1874183501104010019.
 9. Wang X., Ao Q., Tian X., Fan J., Wei Y., Hou W., Tong H., Bai S. 3D bioprinting technologies for hard tissue and organ engineering // Materials. 2016. Vol. 9, no. 10. Art. 802. Doi: 10.3390/ma9100802.
 10. Kruth J-P., Mercelis P., Van Vaerenbergh J., Froyen L., Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting // Rapid Prototyping Journal. 2005. Vol. 11. P. 26–36. Doi: 10.1108/13552540510573365.
 11. Budding A., Vaneker T.H.J., Winnubst A.J.A. Open source powder based rapid prototyping machine for ceramics // Procedia CIRP. 2013. Vol. 6. P. 533–538. Doi: 10.1016/j.procir.2013.03.101.
 12. Lee J., Kim K.E., Bang S., Noh I., Lee C. A desktop multi-material 3D bio-printing system with open-source hardware and software // International journal of precision engineering and manufacturing. 2017. Vol. 18. P. 605–612. Doi: 10.1007/s12541-017-0072-x.
 13. Kinstlinger I.S., Bastian A., Paulsen S.J., Hwang D.H., Ta A.H., Yalacki D.R., Schmidt T., Miller J.S. Open-source selective laser sintering (open SLS) of nylon and biocompatible polycaprolactone // PLoS ONE. 2015. Vol. 11. Art. e0147399. Doi: 10.1371/journal.pone.0147399.
 14. Gao Q., He Y., Fu J.Z., Liu A., Ma L. Coaxial nozzle-assisted 3D bioprinting with built-in microchannels for nutrients delivery // Biomaterials. 2015. Vol. 61. P. 203–215. Doi: 10.1016/j.biomaterials.2015.05.031.
 15. Bégin-Drolet A., Dussault M.A., Fernandez S.A., Larose-Dutil J., Leask R.L., Hoesli C.A., Ruel J. Design of a 3D printer head for additive manufacturing of sugar glass for tissue engineering applications // Additive Manufacturing. 2017. Vol. 15. P. 29–39. Doi: 10.1016/j.addma.2017.03.006.
 16. Kun K. Reconstruction and development of a 3D printer using FDM technology // Procedia Engineering. 2016. Vol. 149. P. 203–211. Doi: 10.1016/j.proeng.2016.06.657.

Институт фотонных технологий Федерального научно-исследовательского центра "Кристаллография и фотоника" РАН, Москва

Контакты: Миронов Антон Владимирович,
scftlab@gmail.com

Материал поступил в редакцию 8.06.2018

LABORATORY INJECT 3D PRINTER FOR POWDER MATERIALS

A. V. Mironov, O. A. Mironova, V. K. Popov

*Institute of Photonic Technologies, Federal Scientific Research Centre "Crystallography and Photonics",
RAS, Moscow, Russia*

The paper presents the results of development and testing of a laboratory 3D inkjet printer with an open architecture. The ability of designed 3D printer to forming structures with defined architectonics from different powder substances with an average particle size of 50–150 μm were shown. Installed drop-on-demand system allows dispensing dropwise liquids with a pH of 2 to 9 and a viscosity of 1 to 1000 mPa·s as a binder components. The printing resolution of the developed system is 100 microns, which is comparable to the resolution of commercially available powder 3D inkjet printers.

Keywords: 3D printer, additive techniques, rapid prototyping, drop-on-demand, laboratory equipment

REFERENCES

1. Lee J.-Y., An J., Chua Ch.K. Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials. *Applied Materials Today*, 2017, vol. 7, pp. 120–133. Doi: 10.1016/j.apmt.2017.02.004.
2. Barinov S.M., Vakhrushev I.V., Komlev V.S., Mironov A.V., Popov V.K., Teterina A.Yu., Fedotov A.Yu., Yarygin K.N. 3D Printing of ceramic scaffolds for engineering of bone tissue. *Inorganic Materials: Applied Research*, 2015, vol. 6, pp. 316–322. Doi: 10.1134/S207511331504005X.
3. Bertol L.S., Schabbach R., Santos L.A.L. Different post-processing conditions for 3D bioprinted α -tricalcium phosphate scaffolds. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2017, vol. 28, no 10, art. 168. Doi: 10.1007/s10856-017-5989-1.
4. Schrepfer I., Wang X.H. Progress in 3D printing technology in health care. *Organ Manufacturing*, Nova Science Publishers Inc., Hauppauge, N.Y., USA, 2015, pp. 29–74.
5. Gudapati H., Dey M., Ozbolat I. A comprehensive review on droplet-based bioprinting: Past, present and future. *Biomaterials*, 2016, vol. 102, pp. 20–42. Doi: 10.1016/j.biomaterials.2016.06.012.
6. Gao G., Yonezawa T., Hubbell K., Dai G., Cui X. Inkjet-bioprinted acrylated peptides and PEG hydrogel with human mesenchymal stem cells promote robust bone and cartilage formation with minimal printhead clogging. *Bio-technol. J.*, 2015, vol. 10, no. 10, pp. 1568–1577. Doi: 10.1002/biot.201400635.
7. Yun I. *Printed electronics: current trends and application*. 2016. 146 p. URL: <http://www.ebook777.com/printed-electronics-current-trends-applications/>.
8. Kamyshny A., Steinke J., Magdassi S. Metal-based inkjet inks for printed electronics. *The Open Applied Physics Journal*, 2011, vol. 4, pp. 19–36. Doi: 10.2174/1874183501104010019.
9. Wang X., Ao Q., Tian X., Fan J., Wei Y., Hou W., Tong H., Bai S. 3D bioprinting technologies for hard tissue and organ engineering. *Materials*, 2016, vol. 9, no. 10, art. 802. Doi: 10.3390/ma9100802.
10. Kruth J-P., Mercelis P., Van Vaerenbergh J., Froyen L., Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*, 2005, vol. 11, pp. 26–36. Doi: 10.1108/13552540510573365.
11. Budding A., Vaneker T.H.J., Winnubst A.J.A. Open source powder based rapid prototyping machine for ceramics. *Procedia CIRP*, 2013, vol. 6, pp. 533–538. Doi: 10.1016/j.procir.2013.03.101.
12. Lee J., Kim K.E., Bang S., Noh I., Lee C. A desktop multi-material 3D bio-printing system with open-source hardware and software. *International journal of precision engineering and manufacturing*, 2017, vol. 18, pp. 605–612. Doi: 10.1007/s12541-017-0072-x.
13. Kinstlinger I.S., Bastian A., Paulsen S.J., Hwang D.H., Ta A.H., Yalacki D.R., Schmidt T., Miller J.S. Open-source selective laser sintering (open SLS) of nylon and biocompatible polycaprolactone. *PLoS ONE*, 2015, vol. 11, art. e0147399. Doi: 10.1371/journal.pone.0147399.
14. Gao Q., He Y., Fu J.Z., Liu A., Ma L. Coaxial nozzle-assisted 3D bioprinting with built-in microchannels for nutrients delivery. *Biomaterials*, 2015, vol. 61, pp. 203–215. Doi: 10.1016/j.biomaterials.2015.05.031.
15. Bégin-Drolet A., Dussault M.A., Fernandez S.A., Larose-Dutil J., Leask R.L., Hoesli C.A., Ruel J. Design of a 3D printer head for additive manufacturing of sugar glass for tissue engineering applications. *Additive Manufacturing*, 2017, vol. 15, pp. 29–39. Doi: 10.1016/j.addma.2017.03.006.
16. Kun K. Reconstruction and development of a 3D printer using FDM technology. *Procedia Engineering*, 2016, vol. 149, pp. 203–211. Doi: 10.1016/j.proeng.2016.06.657.

Article received in edition 8.06.201

Contacts: Mironov Anton Vladimirovich,
scftlab@gmail.com