

7. Velichko A. Strategies for ultrasound imaging using two-dimensional arrays / Velichko A., Wilcox P. D. //AIP Conference Proceedings. – AIP, 2010. – Т. 1211. – №. 1. – p. 887-894.
8. Gough P. T. Imaging algorithms for a strip-map synthetic aperture sonar: Minimizing the effects of aperture errors and aperture undersampling / Gough P. T., Hawkins D. W. //IEEE Journal of Oceanic Engineering. – 1997. – Т. 22. – №. 1. – p. 27-39.
9. Kim Y. C. Recursive wavenumber-frequency migration / Kim Y. C., Gonzalez R., Berryhill J. R. //Geophysics. – 1989. – Т. 54. – №. 3. – С. 319-329.
10. Stolt R. H. Migration by Fourier transform / Stolt R. H. //Geophysics. – 1978. – Т. 43. – №. 1. – p. 23-48.
11. Gazdag J. Wave equation migration with the phase-shift method / Gazdag J. //Geophysics. – 1978. – Т. 43. – №. 7. – С. 1342-1351.
12. Calmon P. CIVA: An expertise platform for simulation and processing NDT data / Calmon P. et al. //Ultrasonics. – 2006. – Т. 44. – p. e975-e979.

### **ПРИМЕНЕНИЕ СЕЛЕКТИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ПЛАВЛЕНИЯ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ ТИТАНА**

*Е.В. Бабакова, ассистент, А.А. Сапрыкин, к.т.н., зав. кафедрой,*

*Е.А. Ибрагимов, ст. преподаватель*

*Юргинский технологический институт (филиал) Национального исследовательского*

*Томского политехнического университета*

*652055, Кемеровская обл., г. Юрга, ул. Ленинградская, 26, тел (384-51) 7-77-61*

*E-mail: babakova@tpu.ru*

Среди металлов для медицинского применения особое место занимает титан. Его физико-механические характеристики и биоинертные свойства определяют применение в производстве медицинских имплантатов. Пористость имплантата способствует более эффективной приживляемости его к костной ткани. Поэтому, актуальной задачей в производстве имплантатов является контроль шероховатости поверхности и пористости. Использование селективного лазерного плавления позволяет не только значительно сократить время изготовления индивидуального имплантата и уменьшить расход материала, но и, управляя всеми основными технологическими параметрами, получать изделие с заданными свойствами.

A special place is occupied by titanium, among metals for medical use. Its physical and mechanical properties and bioinert properties determine application in the manufacture of medical implants. The porosity of the implant facilitates more efficient engraftment it to the bone. Therefore, the actual task in the production of implants is to check the surface roughness and porosity. The use of selective laser melting makes it possible not only to significantly shorten the manufacturing time of an individual implant and to reduce the consumption of a material, but also, managing all the main technological parameters, to obtain a product with specified properties.

Титан и его сплавы широко используются в качестве материалов для изготовления медицинских имплантатов и хирургических инструментов. Это связано с хорошими механическими свойствами, биосовместимостью и высокой коррозионной стойкостью сплавов. Шероховатая поверхность медицинских имплантатов оказывает благоприятное влияние на остеоинтеграционные процессы. Использование пористых имплантатов позволяет надежно фиксировать имплантат в костных тканях за счет увеличения площади соприкосновения поверхности «имплантат – костная ткань». Наилучшие результаты отмечаются для поверхностей с регламентированной пористостью [1]. Но шероховатость и пористость поверхности отрицательно влияют на усталостную прочность при циклических нагрузках. Неровности на поверхности имплантатов играют роль концентраторов напряжений и стимулируют образование усталостных трещин [2]. Следовательно, для устранения противоречий между требованиями остеоинтеграции и усталостной прочностью необходимо получить оптимальную пористую структуру.

На сегодняшний день существует несколько традиционных способов изготовления имплантатов из титана: литьем, фрезерованием и токарной обработкой, порошковой металлургией, штамповкой.

Среди литейного оборудования наиболее известными являются системы Rematitan фирмы Dentaaurum (Германия), Biotan фирмы Schutz Dental (Германия), Morita (Япония) [3, 4, 5]. При данном способе в процессе расплавления материала титан интенсивно взаимодействует с газами и материалами технологической оснастки. Вследствие этого, изготовление имплантатов усложняется необходимостью одновременного плавления и заливки сплава в форму в условиях вакуума, а также применением дорогостоящих высокоогне-

упорных материалов. При этом исключается возможность повторного использования остатков литья для изготовления других имплантатов, что приводит к увеличению стоимости конечного продукта.

Использование способа штамповки фирмой "Oratronics Incorporation" (США) [6] экономически целесообразно только при выпуске изделий большими партиями, при этом отсутствует возможность получения имплантатов сложной геометрической формы, а так же контроля геометрии и положения пор в имплантате.

Фрезерование пластиночных имплантатов оправдано только в стадии разработки новых конструкций из титана. При массовом производстве фрезеровка имплантатов из листа металла экономически не оправдана [7].

Пористость титана, которая способствует срастанию имплантатов и костной ткани, в аналогах отсутствует. А при использовании способов порошковой металлургии пористость титана, наоборот, слишком высокая – свыше 400 мкм. Такая сверхпористая структура способствует существенному снижению его прочностных характеристик, так как в способах порошковой металлургии отсутствует контроль пористости изделия [7].

Поэтому в традиционных способах изготовления имплантатов проводят дополнительные этапы обработки для ускорения процессов остеоинтеграции – это химическая обработка, травление кислотами и пескоструйная обработка, ионноплазменное напыление, рельефная формовка или накат и т.д. [8, 9, 10]. Указанные технологические приемы наряду с положительными качествами имеют ряд недостатков. Все вышеперечисленные методы обработки титановых конструкций требуют наличия дорогостоящего оборудования, сложных технологий, участия химических агентов опасных как для здоровья человека, так и для окружающей среды в целом.

В настоящее время все более широкое применения получает технология селективного лазерного плавления (СЛП). Технологический процесс состоит из двух этапов: вначале тонкий слой порошка равномерно распределяется по всей рабочей площадке, после чего лазерный луч сплавляет области, которые соответствуют срезу создаваемого объекта. Затем рабочий стол опускается вниз на расстояние, равное толщине слоя, и алгоритм повторяется, пока процесс не дойдет до самой верхней точки модели. На каждом этапе селективного лазерного плавления (СЛП) можно оптимизировать технологические режимы. Порошок наносится валиком, либо ракелем. Сплавление проводится только на участке, который соответствует границе перехода (внешний контур слоя), или по всей глубине модели. Важная особенность СЛП – отсутствие необходимости в поддерживающих структурах. Это связано с тем, что излишек окружающего порошка по всему объему не дает модели разрушиться, пока не обрета окончательная форма и не достигнута прочность конечного изделия. Технология СЛП позволяет управлять и контролировать все основные технологические параметры (мощность излучения, скорость сканирования, температура порошка и т.д), которые оказывают влияние на процесс синтеза изделия. Это дает возможность получать конечный продукт с заданными механическими свойствами поверхности. Имплантат, получаемый технологией СЛП, имеет сложную геометрию, используется в качестве индивидуальной модели челюстно-лицевого компонента, которая замещает дефект костной ткани и является полностью безопасной для человеческого организма. Такие имплантаты более адаптивны к организму, чем конструкции серийного производства, функциональны и долговечны [11, 12].

По сравнению с традиционными методами получения имплантатов, метод СЛП позволяет значительно сократить технологический цикл производства изделия, уменьшить расход дорогостоящих материалов, что отражается на стоимости конечного продукта. Например, стоимость титанового имплантата «Диск пористый» (используется в качестве имплантата для устранения костных дефектов стенок, верхнечелюстной и лобной пазух), изготовленного по традиционной технологии, составляет 1225-1396 \$, а по технологии СЛП – порядка 635 \$. В приведенных выше способах коэффициент использования материала составляет около 40-50 %, а при технологии СЛП до 92%.

В методе СЛП плавления существует возможность контролировать шероховатость поверхности и пористость, изменяя параметры и варьируя размер пор в пределах 20-400 мкм, что позволит добиться оптимального соотношения прочности и остеоинтеграции [13, 14].

Можно сделать вывод, что СЛП позволяет изготавливать индивидуальные имплантаты, имеющие индивидуальную геометрическую форму изделия, с минимальным использованием дорогостоящей оснастки и механообработки. СЛП является перспективным способом для получения тонкостенных мелких имплантатов со сложной формой и индивидуальными размерами.

Список литературы

1. Шишковский И.В., Морозов Ю.Г., Фокеев С.В. и др. Лазерный синтез и сравнительное тестирование трехмерного пористого матрикса из титана и никелида титана как репозитория для стволовых клеток. Порошковая металлургия. 2011; 50(9/10): 42–57.
2. Астанин В.В., Каюмова Э.З., Никитин В.В., Фархетдинов А.И. Применение наводороженных титановых порошков для получения вакуумным спеканием пористых покрытий на хирургических имплантатах // Российский журнал биомеханики. 2015. №1. С. 116-122.
3. <https://www.dentaurum.de/eng/titanlegierung-rematitan-cl-23835.aspx>
4. <https://www.schuetz-dental.de/en/dentist/implants/>
5. <http://www.gs dental.ru/morita.php>
6. <https://www.ortronics.com/>
7. <https://dentaltechnic.info/index.php/implanty/zubnoe-protezyrovanye-na-ymlantatakh/2836-tyehnologiya-izgotovlyeniya-implanta>
8. Бутовский К., Лясников В. Влияние механической обработки поверхности имплантата и режима плазменного напыления на микрорельеф и остеоинтеграцию// Клиническая имплантология и стоматология. 1998. №4. С.36-41.
9. Вильяме Д.Ф., Роуф Р Имплантаты в хирургии. М.: Медицина, 1978. 552 с.
10. Вортингтон Ф., Ланг Б.Р, Лавелле В.Е. Оссеоинтеграция в стоматологии. Введение. Берлин: Квинтэс-сенция, 1994. 126 с.
11. Бабакова Е.В., Химич М.А., Сапрыкин А.А., Ибрагимов Е.А. Применение селективного лазерного сплавления для получения низкомолекулярного сплава системы титан - ниобий // Вестник ПНИПУ. Машиностроение, материаловедение. 2016. №1. С. 117-131.
12. Влияние условий послойного лазерного спекания (плавления) на качество поверхности изделия [Электронный ресурс] / А. А. Сапрыкин [и др.] // Beam technologies & laser application : proceedings of the VIII International scientific and technical Conference : 20-24, September, 2015, Saint-Petersburg, Russia. Saint-Petersburg : Publishing house SPbSPU, 2016. С. 315-321
13. Ibragimov E. A. , Saprykin A. A. , Babakova E. V. Influence of Laser Beam Machining Strategy at SLS Synthesis // Advanced Materials Research. – 2014 – Vol. 1040. – P. 764–767.
14. Saprykin A. A., Saprykina N. A., Arkhipova D. A. The effect of layer-by-layer laser sintering on the quality of copper powder sintered surface layer // 11th International Forum on Strategic Technology (IFOST 2016) : 1-3 June 2016, Novosibirsk, Russia in 2 pt. Novosibirsk State Technical University. 2016. Pt. 1. P. 244-246.

**ПРОГНОЗИРОВАНИЕ И ОПРЕДЕЛЕНИЕ ТЕМПЕРАТУРЫ ДЕТАЛИ В ПРОЦЕССЕ ИПА**

*Ю. Г. Хусаинов<sup>1</sup>, Д. Р. Лапицкий<sup>2</sup>, Р. С. Есинов<sup>3</sup>*

*ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет» (УГАТУ)*

*<sup>1</sup>uldash990@mail.ru, <sup>2</sup>LapitskyDR@gmail.com, <sup>3</sup>esromles@mail.ru*

Для повышения темпов внедрения и улучшения уровня контроля процесса ионно-плазменного азотирования разработана математическая модель влияния режимов азотирования на температуру подложки. Искомая зависимость была получена методами полного факторного эксперимента и “черного ящика”. Модель позволяет прогнозировать и определять температуру детали с точностью в 92%. Кроме того, обеспечивает расчет при работе в различных газовых средах вида N-H-Ag и N-Ag.

азотирование, ИПА; плазма; математическая модель азотирования; моделирование процессов ионно-плазменной обработки; температура подложки; прогнозирование температуры; газовая смесь; полный факторный эксперимент; ПФЭ.

Современные тенденции отечественного машиностроения провоцируют активную разработку новых материалов. В попытке найти компромисс для свойств твердости и обрабатываемости, применяют различные методы поверхностного упрочнения [1].

При выборе метода поверхностного упрочнения ионное азотирование является наиболее перспективным, поскольку позволяет упрочнять детали на самой последней стадии технологического процесса, после всех операций термической и механической обработки [2]. Кроме того, ионный процесс оценивается как высокопроизводительный, высокоэффективный, энергосберегающий и экологически чистый [3].

В процессе азотирования температура детали является важным параметром, требующим постоянного контроля и обычно составляет 450-600°C [4].