

СПОСОБ ПОВЫШЕНИЯ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ИЗДЕЛИЙ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ НА ОСНОВЕ ЛАЗЕРНОГО ВСПЕНИВАНИЯ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ПОВЕРХНОСТЕЙ

А. Н. Митрошин¹, С. А. Нестеров²,
С. М. Геращенко³, М. А. Ксенофонов⁴

^{1, 2, 3, 4} Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

¹ an-mitroshin@mail.ru, ² nesterovs@list.ru, ³ sgerash@mail.ru, ⁴ maksenofontov@mail.ru

Аннотация. *Актуальность и цели.* Остеоинтеграция изделий медицинской техники, в том числе имплантатов, в кость является одним из основных условий успешного результата оперативного лечения. Для повышения надежности функционирования изделий медицинской техники за счет улучшения остеинтегративных свойств, авторами разработана уникальная технология развития поверхности имплантируемого компонента. Таким образом, целью работы является разработка технологии развития поверхности изделий медицинской техники, основанной на лазерном вспенивании металла. *Материалы и методы.* Экспериментальными исследованиями доказано, что геометрия поверхности и структура поверхностного слоя после лазерного вспенивания соответствует требованиям к изделиям медицинской техники, предъявляемым для лучшей остеонтеграции в кость пациента. Результаты подтверждены данными оптической и электронной микроскопии. *Результаты.* Исследования показали, что наиболее значимое влияние на структуру поверхностного слоя оказывает состав газовой среды, в которой выполнялось вспенивание. Данный фактор определяет появление в поверхностном слое большого количества химических соединений, которые значительно изменяют свойства материала. Установлено, что увеличение химической неоднородности поверхностного слоя значительно возрастает с введением воздуха в состав рабочей среды. При использовании в качестве рабочей среды аргона нормализуется структура поверхности до уровня основы материала. *Выводы.* В процессе работы на выбранном участке поверхности изделий медицинской техники создана развитая структура без изменения химического состава. В процессе обработки изделий рекомендуется использовать среду в виде инертного газа, причем давление среды должно быть выше 8 Bar, скорость подачи лазерной головки должна быть не менее чем 5000 мм/мин, но не превышать 10 000 мм/мин.

Ключевые слова: остеинтеграция, лазер, развитие поверхности, металлическая поверхность

Для цитирования: Митрошин А. Н., Нестеров С. А., Геращенко С. М., Ксенофонов М. А. Способ повышения остеинтеграции изделий медицинской техники на основе лазерного вспенивания металлических поверхностей // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. 2023. № 3. С. 155–166. doi: 10.21685/2227-8486-2023-3-11

METHOD FOR INCREASING OSSEOINTEGRATION OF MEDICAL EQUIPMENT BASED ON LASER FOAMING OF METAL SURFACES

A.N. Mitroshin¹, S.A. Nesterov²,
S.M. Gerashchenko³, M.A. Ksenofontov⁴

^{1, 2, 3, 4} Penza State University, Penza, Russia

¹ an-mitroshin@mail.ru, ² nesterovs@list.ru, ³ sgerash@mail.ru, ⁴ maksenofontov@mail.ru

Abstract. *Background.* Osseointegration of medical equipment, including implants, into the bone is one of the main conditions for a successful outcome of surgical treatment. To improve the reliability of the functioning of medical equipment products by improving the osseointegrative properties, the authors have developed a unique technology for developing the surface of the implanted component. Thus, the aim of the work is to develop a technology for developing the surface of medical equipment products based on laser metal foaming. *Materials and methods.* Experimental studies have shown that the surface geometry and structure of the surface layer after laser foaming meet the requirements for medical equipment products for better osseointegration into the patient's bone. The results were confirmed by optical and electron microscopy data. *Results.* Studies have shown that the composition of the gaseous medium has the most significant effect on the structure of the surface layer. This factor determines the appearance in the surface layer of a large number of chemical compounds that significantly change the properties of the material. During the experiment, this factor was varied, and the rest were stabilized at a constant level. It has been established that the increase in the chemical inhomogeneity of the surface layer increases significantly with the introduction of air into the composition. When Argon is used as a working medium, the surface structure is normalized to the level of the material base. *Conclusions.* In the process of work, a developed structure was created on the selected surface area without changing the chemical composition with an increase in the area of osseointegrated structures up to 100 % of the original surface. For processing, it is recommended to use an inert gas medium, and the medium pressure must be above 8 bar. The feed speed of the laser head should be at least 5000 mm/min, but not exceed 10 000 mm/min.

Keywords: osseointegration, laser, surface development, metal surface

For citation: Mitroshin A.N., Nesterov S.A., Gerashchenko S.M., Ksenofontov M.A. Method for increasing osseointegration of medical equipment based on laser foaming of metal surfaces. *Modeli, sistemy, seti v ekonomike, tekhnike, prirode i obshchestve = Models, systems, networks in economics, technology, nature and society.* 2023;(3):155–166. (In Russ.). doi: 10.21685/2227-8486-2023-3-11

Введение

Первоначально остеointеграция определялась как прямая структурная и функциональная связь между живой костью и поверхностью несущего нагрузку металлического компонента [1]. В настоящее время остеointегрированным компонент можно назвать тогда, когда между имплантированным металлом и костью нет подвижности [2].

Остеointеграция, обеспечивающая долгосрочную стабильность изделий медицинской техники, является результатом анатомической и функциональной взаимосвязи, возникающей на границе контакта костной ткани с поверхностью имплантируемого компонента [3, 4]. Первичная механическая фиксация имплантата по принципу press-fit в дальнейшем сменяется остеointеграцией, возникающей в результате физического и химического взаимодействия между поверхностью имплантированного компонента и костной тканью [5–7].

Выделяют три стадии формирования костной ткани на границе с имплантатом: остеиндукцию, остеокондукцию и остеомоделирование [8, 9].

Для создания поверхностей, обеспечивающих более надежную механическую фиксацию и ускоряющих биологические процессы остеоинтеграции, в настоящее время используют различные технологии, включающие в себя пескоструйную обработку, травление кислотами, рельефную формовку, ионно-плазменное напыление, микродуговое оксидирование и т.д., а также нанесение специальных текстурированных и биокерамических покрытий [10]. Современные исследования по развитию остеоинтегративного потенциала имплантатов связаны с несколькими направлениями: улучшением геометрии контактной поверхности имплантатов и совершенствованием технологий создания развитой поверхности имплантата, которые повышают надежность фиксации при остеоинтеграции [11].

В основе разработанной технологии создания развитой поверхности лазерным вспениванием лежит процесс геометрического преобразования материала поверхности в результате теплового управляемого воздействия, вызванного плазменным каналом лазерной дуги. Точечное воздействие пучка лазера, перемещаемого по управляемой программе, позволяет сформировать зонированное развитие на выбранных поверхностях. Обеспечение обработки либо в вакууме, либо в среде защитных газов позволяет сформировать развитую поверхность без изменения химического состава поверхности, что обеспечивает лучшую остеоинтеграцию изделий медицинской техники.

Задача работы состоит в исследовании влияния на формирование геометрии и химического состава пористой структуры материала, определяющей остеоинтеграционный функционал поверхности имплантов режимов лазерного вспенивания поверхности, оказывающих приоритетное воздействие на характеристики поверхностного слоя.

Материалы и методы

Для реализации предложенной технологии использовалась универсальная лазерная установка BODOR F6015 мощностью лазерного излучения 3 КВт. Обрабатываемые детали помещают под луч лазера, который формируется в струе инертного газа. В качестве источника излучения выступает волоконный лазер. Высокоинтенсивный поток плазмы, формируемый лазерным лучом, производит тепловое воздействие на обрабатываемую поверхность и превращает твердое тело в зоне фокусирования луча в жидкое и газообразное состояние (температура в зоне фокусировки достигает 6000 градусов). Вследствие зонального воздействия лазерного луча в точке фокусировки, образуется канавка и из нее начинает испаряться и извлекаться под действием как потока испаряющихся частиц, так и потока инертного газа материал, формируя полость. Последовательное перемещение точки фокусировки по поверхности формирует продольную канавку с регулярной геометрией. При наличии наклона как оси луча лазера, так и подачи потока газа возможно управляемое формирование структуры с образованием поднутрений.

На процесс формирования геометрии таких канавок влияют как физико-механические свойства материала поверхности, так и технологические параметры установок и процесса обработки.

При проведении исследований постоянными были приняты параметры, значения которых были выбраны на основе экспертных оценок:

1. Длина волны лазерного излучения. По умолчанию приняли значение 1080 ± 3 нм.

2. Частота лазерного излучения. По умолчанию приняли значение 5000 Гц.
3. Скважность лазерного импульса – отношение длительности лазерного импульса к продолжительности одного цикла лазерного воздействия. По умолчанию приняли значение 43 %.

4. Мощность лазерного излучения выбиралась из достаточности для выполнения функции расплава и испарения материала с целью формирования канавки с регулярной геометрией. Уровень мощности варьировали от 1050 до 1650 Вт с шагом 195 Вт.

5. Фокусное расстояние линз для обеспечения концентрации потока луча на единицу площади выбирали исходя из размера пятна контакта на уровне 50 мкм.

6. Угол наклона оси лазерного луча к обрабатываемой поверхности, варьировали от 60° до 90°.

7. Давление потока газа для обдува зоны обработки варьировали от 0,1 до 1,7 МПа.

8. Состав потока газа выбирался из двух вариантов: технического воздуха и инертного газа – аргона.

В качестве переменных при проведении математического моделирования были выбраны факторы, оказывающие наиболее значительное влияние на формирование структуры поверхностного слоя для оценки формы, геометрии поверхности и химической однородности материала: мощность лазера N , Вт, (варьировали от 1050 до 1650 Вт); скорость подачи лазерного источника относительно обрабатываемой поверхности S , мм/мин (варьировали от 5050 до 9500 мм/мин); скважность лазерного импульса K , % (варьировали от 23 до 63 %); давление газа p , Bar (варьировали от 1 до 9 Bar).

Для проведения исследований использовался комплект измерительных приборов, позволивших провести оценку факторов, необходимых для проведения экспериментов.

Для исследования структуры поверхностного слоя использовался металлографический микроскоп Биомед ММР-2 и микроскоп электронный растровый настольный ЕМ-30 PLUS для визуализации измерений линейных размеров микрорельефа поверхности твердотельных структур, количественного морфологического и химического анализа.

Для исследования использовались специально изготовленные образцы (рис. 1). Следует отметить, что и специальные, и натурные образцы выбирались из одной партии поставки заготовок.

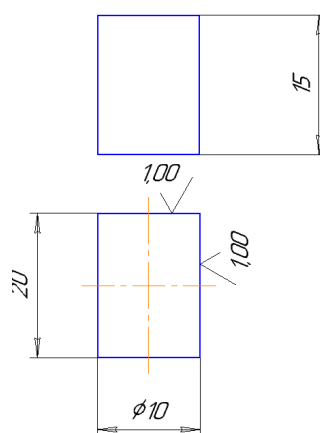


Рис. 1. Экспериментальные образцы

Все образцы изготавливались из титанового сплава ВТ6. Химический состав приведен в табл. 1. Обрабатываемые участки перед воздействием лазера подвергались шлифованию до шероховатости Ra 1 мкм.

Таблица 1

Химический состав титанового сплава ВТ6

Титан	86,45 %
Железо	до 0,6 %
Ванадий	до 5,3 %
Углерод	0,1 %
Цирконий	до 0,3 %
Кремний	0,1 %
Алюминий	до 6,8 %
Азот	0,05 %
Кислород	до 0,2 %
Водород	0,015 %

В качестве рабочих сред использовались воздух технологический давлением до 20 Bar (2 МПа) и аргон давлением до 12 Bar (1,2 МПа).

Воздух использовался из технологической линии, подготовленный в соответствии с ГОСТ 17433-80. «Промышленная чистота. Сжатый воздух». Класс загрязненности 2 (Воздух кл. 2. ГОСТ 17433-80).

Аргон выбирался в качестве технологической среды как основной, так как согласно рекомендациям ряда авторов он является основным инертным газом, который дает максимальную защиту для титановых сплавов при высокотемпературной обработке (сварка, термообработка, напыление и т.д.) [1].

При выборе рабочей среды важным параметром является количество (расход) и давление, которое обеспечит гарантированное сохранение химического состава в процессе обработки. Геометрия пор является определяющим фактором для создания условий остеоинтеграции, а химический состав поверхностного слоя определяет физико-механические характеристики развитой пористой структуры. В связи с этим в качестве оцениваемых параметров были приняты геометрия пор (глубина и ширина) и химический состав поверхностного слоя.

Для прогнозирования наиболее важного параметра – глубины пор – была проведена серия экспериментов по методике многофакторного планирования методом ротатбельного униформ-планирования с целью получить регрессионные математические модели оценки влияния выбранных факторов на отклик.

Результаты

На основе анализа данных фотометрии микрошлифов поперечных срезов поверхности на оптическом микроскопе (рис. 2) и моделирования методом обработки экспериментальных данных получены регрессионные математические модели, позволяющие определить влияние на глубину пор условий обработки.

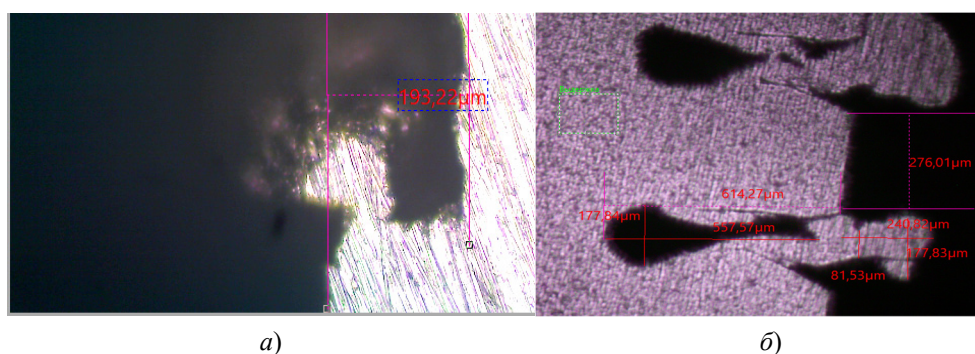


Рис. 2. Данные фотометрии поверхности с оптического микроскопа Биомед ММР-2 (условия обработки: длина волны лазерного излучения – 1080 нм; частота лазерного излучения – 5000 Гц; скважность лазерного импульса – 43 %; скорость воздействия сфокусированного луча на точку поверхности (подача луча лазера) – 8000 мм/мин): а – состав газовой среды – аргон; суммарная мощность лазерного излучения – 1050 Вт; угол наклона оси лазерного луча к обрабатываемой поверхности – 60°; давление потока газа – 10 Bar; шаг между соседними проходами – 0,5 мм; б – состав газовой среды – воздух; суммарная мощность лазерного излучения – 1550 Вт; угол наклона оси лазерного луча к обрабатываемой поверхности – 90°; давление потока газа – 4 Bar; шаг между соседними проходами – 0,3 мм

Основными факторами, влияющими на процесс формирования пор при лазерном вспенивании поверхности, являются: мощность лазера N , Вт; скорость подачи лазерного источника относительно обрабатываемой поверхности S , мм/мин; скважность лазерного импульса K , %; давление газа p , Bar. В качестве функций отклика была принята глубина пор H , мкм.

После математической обработки экспериментальных данных по методике ротатабельного униформ-планирования была получена регрессионная модель влияния выбранных факторов на глубину пор:

$$H = -6641 + 4,68N + 0,41S + 49,55K + 142,5p - 0,0012N^2 - 0,0002S^2 - 0,43K^2 - 12,5p^2.$$

Рекомендовано использовать полученную зависимость при расчетах глубины пор в ограниченных условиях, при которых проводился эксперимент.

Для графической иллюстрации влияния переменных на параметры функции отклика рассмотрим графические зависимости на рис. 3–5.

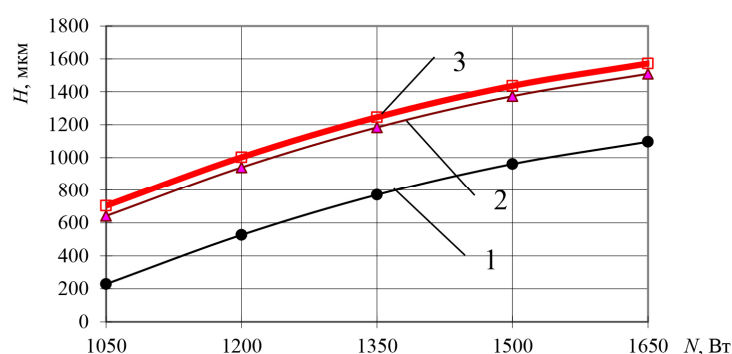


Рис. 3. Влияние мощности на глубину пор: 1 – $S = 5000$ мм/мин; 2 – $S = 8000$ мм/мин; 3 – $S = 9500$ мм/мин; $K = 43$ %; $p = 5$ Bar

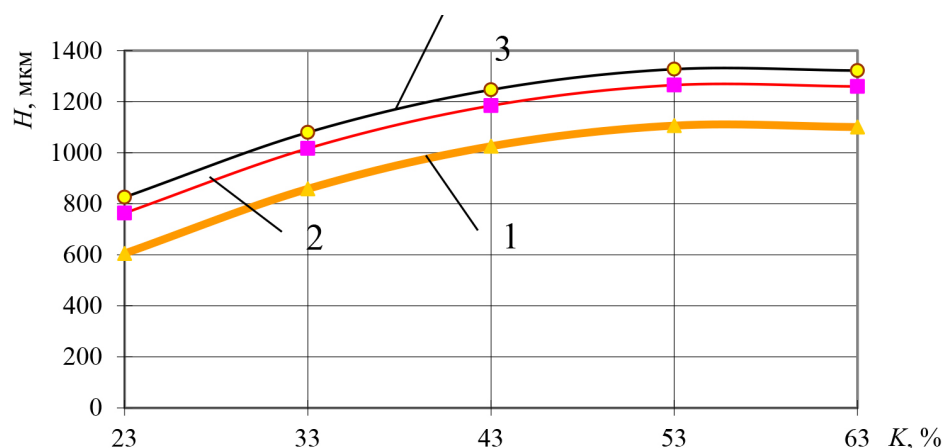


Рис. 4. Влияние скважности лазерного излучения на глубину пор:
 1 – $S = 6500$ мм/мин; 2 – $S = 8000$ мм/мин; 3 – $S = 9500$ мм/мин; $N = 1350$ Вт; $p = 5$ Бар

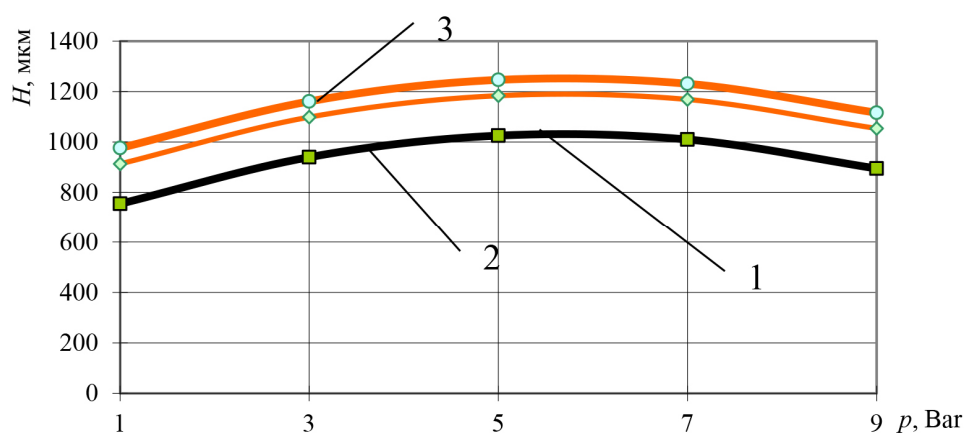


Рис. 5. Влияние давления газа на глубину пор:
 1 – $S = 6500$ мм/мин; 2 – $S = 8000$ мм/мин; 3 – $S = 9500$ мм/мин; $K = 43$ %; $N = 51350$ Вт

Анализируя полученные зависимости, можно сделать выводы, что увеличение мощности лазерного источника прямо пропорционально мощности затрачиваемой на расплавление материала в зоне обработки и количеству частиц, удаляемых от поверхности детали. Зависимость почти линейна, поскольку тепловой импульс пропорционален мощности. Аналогично можно оценить и влияние скважности на отклик. Величина давления инертного газа нелинейно влияет на процесс формирования пор в зоне обработки и с неким стремлением к пределу также увеличивает мощность до максимального значения, равного величине силы, действующей на поверхность детали со стороны струи.

Обсуждение

На основании исследований [11, 12] известны размеры пор, рекомендуемые для эффективной остеоинтеграции. Их размер по ширине рекомендуется в интервале от 100 до 300 мкм, а глубина до 1500 мкм.

На основании полученных моделей мы можем управлять режимами обработки изделий медицинской техники с учетом лазерного вспенивания металлических поверхностей для достижения рекомендуемых параметров поверхностного слоя для лучшей остеоинтеграции.

Анализируя влияние скорости подачи на формирование глубины пор исходя из данных рис. 3–5, можно сделать вывод, что значения должны быть не менее чем 5000 мм/мин, но не превышать 10 000 мм/мин. Низкая скорость уменьшает производительность и увеличивает количество теплового воздействия на поверхность, что вредно сказывается на качестве. Высокая скорость не обеспечивает проплавление и удаление частиц из зоны обработки.

Слой деформированного металла образуется практически при любом виде обработки при изготовлении изделий медицинской техники. Одним из наиболее значимых факторов, определявших структуру деформированного поверхностного слоя, является состав и распределение по глубине морфологии и химического состава поверхности.

Исследования геометрии и химического состава материала на электронном микроскопе показали, что наиболее значимое влияние на стабильность поверхностного слоя оказывает состав газовой среды в зоне обработки. Данный фактор определяет появление в поверхностном слое большого количества химических соединений, которые значительно меняют свойства материала.

Исследование химического состава поверхностного слоя образцов изделий медицинской техники методом электронной микроскопии показало, что обработка не приводит к существенным структурным изменениям. Данные о результатах контроля химического состава в поверхностных слоях приведены на рис. 6.

Наличие в поверхностном слое соединений кислорода (в виде оксидов), углерода (в виде карбидов) и чистого водорода обеспечивает существенное повышение твердости и как следствие уменьшение прочности развитой поверхности.

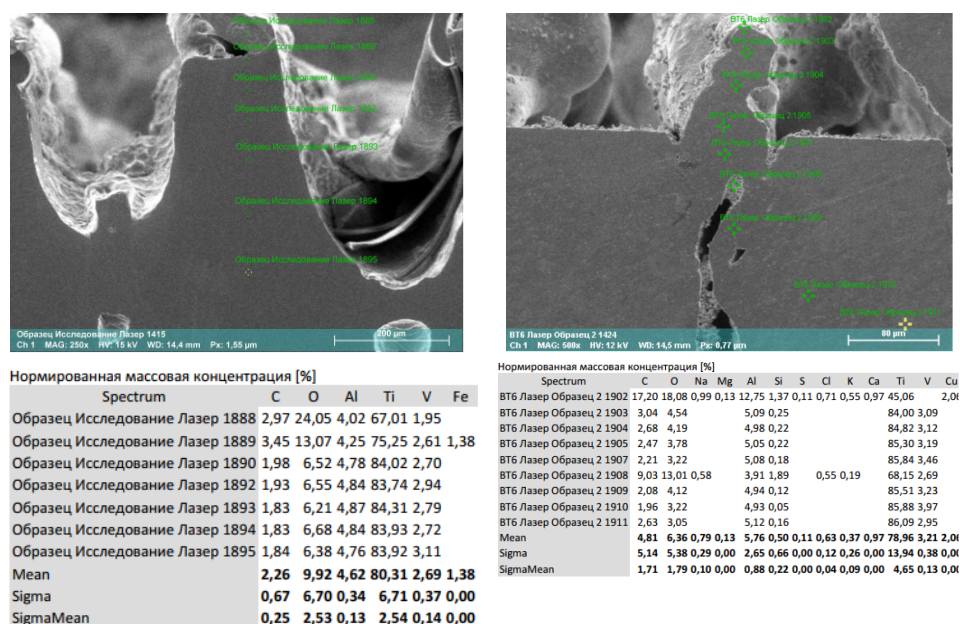
Для уменьшения формирования указанных выше соединений предложено применять в качестве рабочей среды чистый аргон.

Анализируя полученные данные, можно сделать вывод, что чем выше концентрация аргона в зоне обработки, тем меньше наличие вредных химических соединений, формирующихся в результате высокого термического воздействия. Именно наличие высокотвердых соединений оксидов и карбидов дает существенное повышение твердости в приповерхностных структурах.

При проведении дополнительного эксперимента производилось варьирование давления газовой среды, при этом остальные параметры были стабилизированы на постоянном уровне.

Из анализа данных (см. рис. 2,б) видно, что при давлении менее чем 10 Bar в порах остается значительное количество остаточного материала. На микрошлифах наблюдаются следы этого материала в виде застывших язычков, имеющих к тому же большое количество оксидов в своем составе и, соответственно, остаточный водород в своей структуре, что значительно ослабляет прочность сцепления развитой поверхности с основой.

На рис. 7 приведен график влияния давления потока газа на процент остатка расплава в порах, $K_{зап}$, %.



а)

б)

Рис. 6. Данные электронной микроскопии с поверхности обработанной лазерным вспениванием:

а – среда – воздух; длина волны лазерного излучения – 1080 нм; частота лазерного излучения – 5000 Гц; скважность лазерного импульса – 43 %; скорость воздействия сфокусированного луча на точку поверхности (подача луча лазера) – 8000 мм/мин; состав газовой среды – воздух; суммарная мощность лазерного излучения – 1050 Вт; угол наклона оси лазерного луча к обрабатываемой поверхности – 60°; давление потока газа – 1 Bar; шаг между соседними проходами – 0,5 мм; б – среда – аргон; длина волны лазерного излучения – 1080 нм; частота лазерного излучения – 5000 Гц; скважность лазерного импульса – 43 %; скорость воздействия сфокусированного луча на точку поверхности (подача луча лазера) – 8000 мм/мин; состав газовой среды – аргон; суммарная мощность лазерного излучения – 1050 Вт; угол наклона оси лазерного луча к обрабатываемой поверхности – 90°; давление потока газа – 5 Bar; шаг между соседними проходами – 0,5 мм

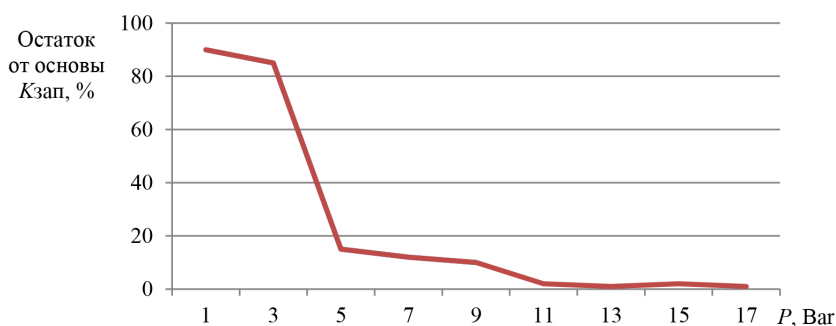


Рис. 7. График влияния давления потока газа на процент остатка расплава в порах (условия обработки: длина волны лазерного излучения – 1080 нм; частота лазерного излучения – 5000 Гц; скважность лазерного импульса – 43 %; скорость воздействия сфокусированного луча на точку поверхности (подача луча лазера) – 8000 мм/мин; состав газовой среды – аргон; суммарная мощность лазерного излучения – 1050 Вт; угол наклона оси лазерного луча к обрабатываемой поверхности – 90°; шаг между соседними проходами – 0,5 мм)

Результаты проведенных исследований показали, что повышение давления в зоне обработки выше 10 Bar практически не влияет на изменение характеристик и химического состава приповерхностных структур. На основании полученных данных можно привести рекомендации о применении давления аргона в зоне обработки при давлении не менее 8 Bar.

Заключение

После обработки экспериментальных данных получены математические модели, позволяющие определить влияние условий обработки на глубину пор приповерхностных структур изделий медицинской техники. На основе анализа влияния параметров обработки на параметры пор была выявлена необходимость использования полученной зависимости при расчетах глубины пор в ограниченных условиях, при которых проводился эксперимент. Для обработки рекомендуется использовать среду в виде инертного газа, причем давление среды должно быть выше 8 Bar. Это позволит нивелировать вредные химические реакции, которые могут возникать при обработке на воздухе, который обеспечивает выдувание расплавленных частиц из лунки и полную ее очистку. Шаг между соседними проходами лазера должен быть больше на 20 %, чем ширина лунки формируемой на вспененной поверхности, скорость подачи должна быть не менее чем 5000 мм/мин, но не превышать 10 000 мм/мин.

Рекомендуемые основные параметры для обработки поверхности имплантата из материала ВТ6 лазерным вспениванием на лазере для получения размеров пор рекомендованных в работе [11]: среда обработки – струя аргона давлением 8 Bar, мощность излучения – 1,2 кВт, скважность импульса – 43 %, скорость подачи лазерного луча – 8000 мм/мин, шаг между соседними проходами – 120 мкм.

Список литературы

1. Branemark P. I., Hansson B. O., Adell R. [et al]. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period // *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. 1977. Vol. 16, № 10. P. 1–132.
2. Guglielmotti M. B., Olmedo D. G., Cabrini R. L. Research on implants and osseointegration // *Periodontol* 2000. 2019. Vol. 79, № 1. P. 178–189. doi: 10.1111/prd.12254. PMID: 30892769
3. Stich T., Alagboso F., Křenek T. [et al]. Implant-bone-interface: Reviewing the impact of titanium surface modifications on osteogenic processes in vitro and in vivo // *Bioengineering & Translation Medicine*. 2021. Vol. 7, № 1. P. 10239. doi: 10.1002/btm2.10239. PMID: 35079626; PMCID: PMC8780039
4. Albrektsson T., Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019. № 1. P. 4–7. doi: 10.1111/cid.12742
5. Тихилов Р. М., Шубняков И. И. Руководство по хирургии тазобедренного сустава. СПб. : РНИИТО им. П. П. Вредена, 2014. Т. 1. С. 368.
6. Annunziata M., Guida L. The effect of titanium surface modifications on dental implant osseointegration // *Frontiers of Oral Biology*. 2015. № 17. P. 62–77.
7. Wennerberg A., Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review // *Clinical Oral Implants Research*. 2009. Vol. 20, № 4. P. 172–184.
8. Янушевич О. О., Островская И. Г., Вавилова Т. П. Молекулярная стоматология. 1-е изд. М. : ГЭОТАР-Медиа, 2020. С. 160.

9. Какачи К., Нейгебауэр Й., Шлегел А. Справочник по дентальной имплантологии. 1-е изд. М. : МЕДпресс-информ, 2009. С. 208.
10. Калмин О. В., Розен М. А., Никишин Д. В. Особенности остеогенеза при вживлении титанового имплантата, подвергнутого микродуговому оксидированию, с использованием «КоллапАнгель» и без него // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. 2013. № 3. С. 116–127.
11. Тумилович М. В., Савич В. В., Шелухина А. И. Влияние формы и размера частиц на остеоинтеграцию пористых имплантатов из порошка Титана // Доклады Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники. 2016. № 7. С. 115–119.
12. Cook S. D., Georgette F. S., Skinner H. B. [et. al.] Fatigue properties of carbon-and porous-coated Ti-6Al-4V alloy // Journal of Biomedical Materials Research. 1984. Vol. 18. P. 497–512.

References

1. Branemark P.I., Hansson B.O., Adell R. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. 1977;16(10):1–132.
2. Guglielmotti M.B., Olmedo D.G., Cabrini R.L. Research on implants and osseointegration. *Periodontol 2000*. 2019;79(1):178–189. doi: 10.1111/prd.12254. PMID: 30892769
3. Stich T., Alagboso F., Křenek T. et al. Implant-bone-interface: Reviewing the impact of titanium surface modifications on osteogenic processes in vitro and in vivo. *Bioengineering & Translation Medicine*. 2021;7(1):10239. doi: 10.1002/btm2.10239. PMID: 35079626; PMCID: PMC8780039
4. Albrektsson T., Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019;(1):4–7. doi: 10.1111/cid.12742
5. Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I. *Rukovodstvo po khirurgii tazobedrennogo sustava = Guidelines for hip joint surgery*. Saint Petersburg: RNIITO im. R.R. Vredena, 2014;1:368. (In Russ.)
6. Annunziata M., Guida L. The effect of titanium surface modifications on dental implant osseointegration. *Frontiers of Oral Biology*. 2015;(17):62–77.
7. Wennerberg A., Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(4):172–184.
8. Yanushevich O.O., Ostrovskaya I.G., Vavilova T.P. *Molekulyarnaya stomatologiya. 1-e izd. = Molecular dentistry. 1st ed.* Moscow: GEOTAR-Media, 2020:160. (In Russ.)
9. Kakachi K., Neygebauer Y., Shlegel A. *Spravochnik po dental'noy implantologii. 1-e izd. = Handbook of dental implantology. 1st ed.* Moscow: MEDpress-inform, 2009:208. (In Russ.)
10. Kalmin O.V., Rozen M.A., Nikishin D.V. Features of osteogenesis during implantation of a titanium implant subjected to microarc oxidation, using "Collapangel" and without it. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Povolzhskiy region. Meditsinskie nauki = Izvestia of Higher educational institutions. Volga region. Medical sciences*. 2013;(3):116–127. (In Russ.)
11. Tumilovich M.V., Savich V.V., Shelukhina A.I. The influence of particle shape and size on the osseointegration of porous implants made of Titanium powder. *Doklady Belorusskogo gosudarstvennogo universiteta informatiki i radioelektroniki = Reports of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics*. 2016;(7):115–119. (In Russ.)
12. Cook S.D., Georgette F.S., Skinner H.B. et. al. Fatigue properties of carbon and porous-coated Ti-6Al-4V alloy. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1984;18:497–512.

Информация об авторах / Information about the authors

Александр Николаевич Митрошин

доктор медицинских наук, профессор,
директор Медицинского института,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: an-mitroshin@mail.ru

Aleksandr N. Mitroshin

Doctor of medical sciences, professor,
director of the Medical Institute,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Сергей Александрович Нестеров

доцент кафедры технологий
и оборудования машиностроения,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: nesterovs@list.ru

Sergey A. Nesterov

Associate professor of the sub-department
of technology and equipment
of machine building,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Сергей Михайлович Геращенко

доктор технических наук, доцент,
профессор кафедры медицинской
кибернетики и информатики,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: sgerash@mail.ru

Sergey M. Gerashchenko

Doctor of technical sciences, associate
professor, professor of the sub-department
of medical cybernetics and informatics,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Михаил Анатольевич Ксенофонтов

старший преподаватель кафедры
травматологии, ортопедии
и военно-экстремальной медицины,
Пензенский государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: Maksenofontov@mail.ru

Mikhail A. Ksenofontov

Senior lecturer of the sub-department
of traumatology, orthopedics
and military extreme medicine,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /
The authors declare no conflicts of interests.**

Поступила в редакцию/Received 05.07.2023

Поступила после рецензирования/Revised 01.09.2023

Принята к публикации/Accepted 05.09.2023