

06

## Улучшение физико-механических свойств сплава Ti-6Al-4V, полученного по технологии селективного лазерного сплавления

© М.Ю. Грязнов, С.В. Шотин, В.Н. Чувильдеев, А.В. Семенычева, А.Н. Сысоев, А.В. Пискунов

Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, 603022 Нижний Новгород, Россия  
e-mail: semenycheva@nifti.unn.ru

Поступило в Редакцию 7 сентября 2023 г.

В окончательной редакции 14 ноября 2023 г.

Принято к публикации 14 декабря 2023 г.

Проведены исследования физико-механических свойств и структуры титанового сплава Ti-6Al-4V, полученного методом селективного лазерного сплавления. Показано, что прочностные характеристики при оптимальных режимах сплавления (предел прочности 1300 МПа и условный предел текучести 1250 МПа) на 30% превышают стандартные значения для данного сплава, изготовленного с использованием традиционных технологий (прокатка, ковка). Причиной повышения прочностных характеристик сплава Ti-6Al-4V являлось наличие мелкодисперсной мартенситной структуры, формирующейся вследствие высоких скоростей кристаллизации, реализуемых при селективном лазерном сплавлении. При этом оптимизация тактики сканирования позволила достичь величины относительного удлинения после разрыва в 11% за счет снижения пористости и уровня внутренних напряжений.

**Ключевые слова:** титановый сплав Ti-6Al-4V, аддитивные технологии, технология селективного лазерного сплавления, плотность, прочность, пластичность, микроструктура, имплантаты для хирургии.

DOI: 10.61011/JTF.2024.02.57078.220-23

### Введение

Сплав системы Ti-6Al-4V представляет собой  $\alpha + \beta$ -титановый сплав с повышенной удельной прочностью, высокой коррозионной стойкостью и достаточной биоинертностью [1,2]. Этот сплав нашел широкое применение в аэрокосмической и химической промышленности, а также биомедицине [2–5]. Высокая удельная прочность и биоинертность позволяют использовать сплав Ti-6Al-4V как материал для изготовления эндопротезов и имплантатов [1,5,6]. Вместе с тем производство изделий из указанного сплава является сложной задачей из-за его низкой теплопроводности, склонности к деформационному упрочнению и активной химической реакции с кислородом в процессе термообработки [7,8]. Традиционное производство изделий из сплава Ti-6Al-4V, основанное на литье, ковке и прокатке с последующей механообработкой для получения окончательных форм, характеризуется низким коэффициентом использования материала и в целом отличается высокой стоимостью изготовления [3,5].

В последние годы были предприняты многочисленные попытки разработать технологию аддитивного производства изделий из титановых сплавов в качестве альтернативной технологии производства. В частности, селективное лазерное сплавление (СЛС) является перспективной технологией благодаря высокой гибкости производства, возможности получения готовых изделий, не нуждающихся в механообработке, короткому производственному циклу и минимальным потерям материала по сравнению с традиционными видами механообработ-

ки [9,10]. В перспективе СЛС может стать ключевой технологией для изготовления медицинских имплантатов с уникальными остеоиндуктивными свойствами и сложной геометрией, которые невозможно изготовить другими способами [11,12]. В частности, СЛС позволяет создавать структурированные пористые структуры (скаффолды, гироиды), которые способствуют улучшению фиксации и остеоинтеграции имплантатов и эндопротезов [11,13,14].

В настоящее время проведены многочисленные работы по оптимизации процесса изготовления изделий из сплава Ti-6Al-4V (марок Grade 5, Grade 23 и др.) методами аддитивных технологий [1,5,15]. При этом остается нерешенным ряд проблем, связанных с наличием внутренних дефектов, остаточных напряжений и снижением пластических характеристик по сравнению с аналогичными коваными сплавами, что препятствует широкому применению аддитивных методов для производства медицинских изделий. С целью решения этих проблем многие исследователи изучали влияние параметров СЛС на микроструктуру и механические характеристики сплава Ti-6Al-4V [16–18]. В частности, установлено, что СЛС-сплав Ti-6Al-4V имеет большой разброс значений предела прочности при растяжении от 900 до 1300 МПа и относительного удлинения после разрыва от 1 до 10% в зависимости от параметров процесса СЛС [16,17,19]. Одной из основных причин такого разброса значений механических характеристик являются макроструктурные дефекты (поры, трещины и нерасплавленные частицы порошка), которые возникают при быстрой кристаллизации и высоком температур-

ном градиенте в процессе СЛС. В связи с этим в настоящей работе была поставлена задача оптимизации режимов СЛС с целью получения сплава Ti-6Al-4V с характеристиками, удовлетворяющими требованиям, предъявляемым к титановым сплавам для медицинских приложений [20]. Для решения этой задачи проведено систематическое исследование влияния параметров СЛС, включая мощность лазерного излучения и скорость сканирования, а также тактики сканирования на физико-механические свойства сплава Ti-6Al-4V, изготовленного методом СЛС.

## 1. Методика исследования свойств и структуры

Исследования гранулометрического состава порошка проведены на лазерном анализаторе размера частиц SALD-2300 Shimadzu методом сухого рассева. Плотность образцов, изготовленных методом СЛС в виде кубов размерами  $10 \times 10 \times 10$  мм, измерена с использованием методики гидростатического взвешивания на аналитических весах Sartorius CPA225D и представлена в процентах от теоретической плотности сплава Ti-6Al-4V марки Grade 5, составляющей  $4.43 \text{ g/cm}^3$  [21]. Испытания на растяжение проведены с использованием установки Tinius Olsen H25K-S при комнатной температуре на цилиндрических образцах с рабочей частью диаметром и длиной, равными 3 и 15 мм соответственно. Испытания проводились с постоянной скоростью деформирования  $0.01 \text{ mm/s}$ . Образцы для механических испытаний построены на платформе СЛС-установки в вертикальной ориентации (продольная ось образцов располагалась параллельно оси лазерного луча). Структурные исследования проведены с использованием сканирующих электронных микроскопов Jeol JSM 6490 и Tescan Vega 2. Для металлографических исследований кубические образцы с размерами  $10 \times 10 \times 10$  мм разрезались электроэрозионной резкой по центральной плоскости (XY-плоскость сканирования лазерного луча при СЛС), затем поверхность была механически отполирована с использованием алмазных паст и подвергнута электрохимическому травлению.

## 2. Методика получения образцов

Объектами исследований являются образцы титанового сплава Ti-6Al-4V (далее „СЛС-сплав Ti-6Al-4V“), изготовленные по технологии СЛС на модернизированной установке MTT Realizer SLM100 из порошка производства компании „TLS Technik“. Частицы порошка имеют сферическую форму со средним размером  $35 \mu\text{m}$  и распределением частиц по размерам от 20 до  $70 \mu\text{m}$ . Химический состав порошка в соответствии с сертификатом производителя (wt.%): Al — 6.3%; V — 4.5%; Fe — 0.2; O — 0.15; C — 0.05; N — 0.03; H — 0.005; Ti — основа. Измерение текучести порошка

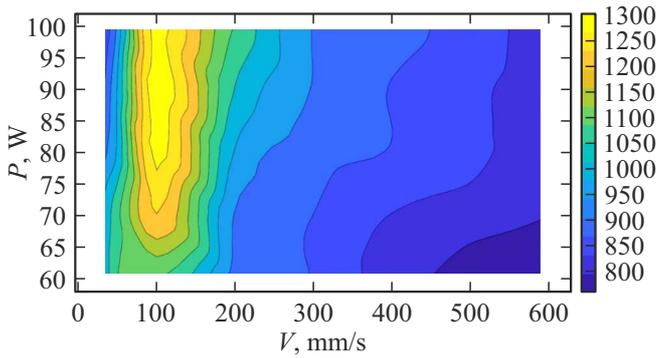
проведено согласно ГОСТ 20899-98. Текучесть порошка после обработки в вакуумной печи при температуре  $210^\circ\text{C}$  в течение 3 h составляла около 20 s, что достаточно для бесперебойной подачи порошка и формирования однородного порошкового слоя на платформе в процессе СЛС.

Методом СЛС изготовлено 45 серий образцов, полученных при различных режимах: мощность лазерного излучения  $P$  (далее „мощность лазера“) варьировалась от 60 до 100 W (с шагом изменения 10 W), скорость перемещения лазерного луча при сканировании  $V$  (далее „скорость сканирования“) — от 30 до 600 mm/s (использовалось 9 значений скорости сканирования: 30, 50, 100, 150, 200, 300, 400, 500 и 600 mm/s). Остальные параметры СЛС оставались постоянными при построении всех образцов: толщина слоя порошка  $d = 70 \mu\text{m}$ , расстояние между линиями штриховки сечения  $s = 120 \mu\text{m}$ . В качестве базовой тактики штриховки был выбран поворот линий штриховки сечения на  $90^\circ$  в каждом последующем слое. Эта тактика была использована при оптимизации прочностных свойств материала. При оптимизации пластичности были созданы образцы с использованием тактики штриховки „шахматная доска“ (варьировался размер ячейки) и поворот линий штриховки сечения в каждом последующем слое (варьировался угол поворота). Платформа установки диаметром 100 мм была изготовлена из титанового сплава ВТ6 (аналог сплава Ti-6Al-4V), температура платформы установки поддерживалась постоянной и составляла  $200^\circ\text{C}$ . Образцы отделялись от платформы электроэрозионной резкой. Все манипуляции с порошком (просеивание в вибросите, сушка в термокамере и др.) и процесс СЛС реализовывались в среде высокочистого аргона (99.998 wt.%). Диаграммы физико-механических свойств в координатах „мощность излучения — скорость сканирования“ на рис. 1–4 построены в пакете MATLAB R2022 путем аппроксимации кубическим сплайном экспериментальных точек, представляющих собой матрицы  $5 \times 9$  значений параметров  $P$  и  $V$ .

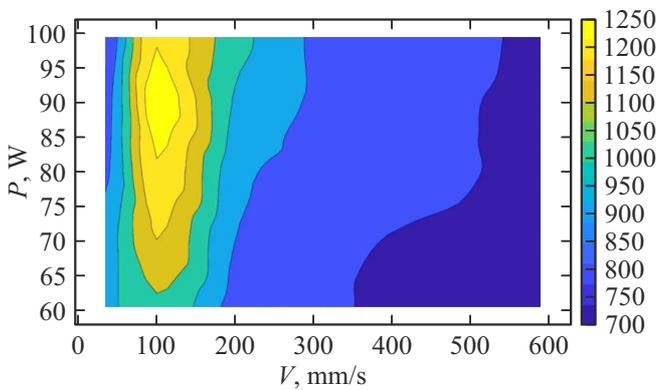
Для количественной характеристики режимов сплавления используется понятие объемной плотности энергии [22–25], которая определяет количество энергии, получаемой единицей объема материала при СЛС-процессе. Как правило, эту величину можно оценить с помощью выражения  $E = P/Vds$  [24,25].

## 3. Результаты экспериментальных исследований

Проведены исследования влияния параметров процесса СЛС на физико-механические характеристики сплава Ti-6Al-4V. Экспериментальные значения механических характеристик, указанных на диаграммах, получены путем усреднения результатов, полученных на двух образцах. На рис. 1 приведена диаграмма зависимости предела прочности от мощности лазера и скорости сканирования.



**Рис. 1.** Зависимость предела прочности СЛС-сплава Ti-6Al-4V от мощности лазера и скорости сканирования

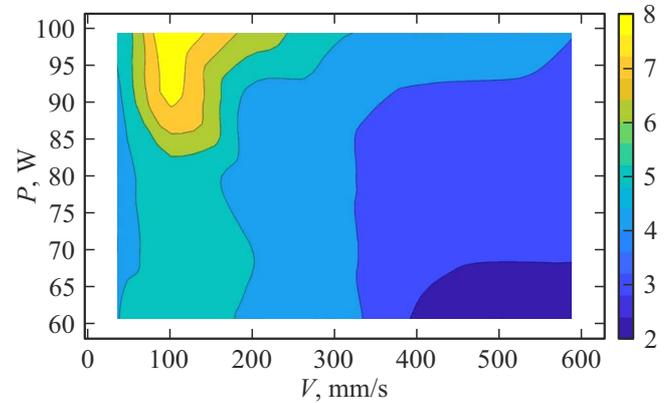


**Рис. 2.** Зависимость условного предела текучести СЛС-сплава Ti-6Al-4V от мощности лазера и скорости сканирования.

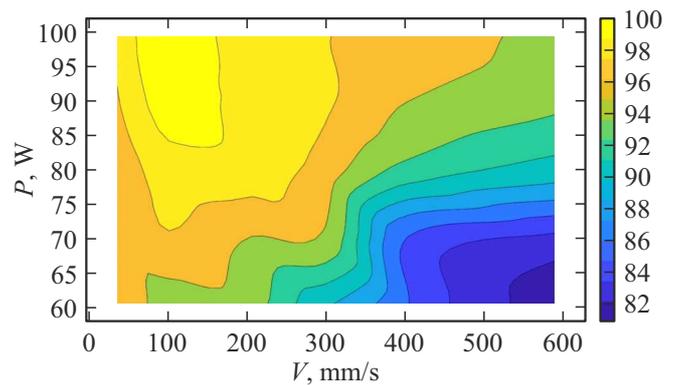
Как видно из рисунка, максимальное значение предела прочности 1300 МПа наблюдается при следующих параметрах СЛС: мощность лазера  $90 \pm 10$  W и скорость сканирования  $100 \pm 25$  mm/s. Минимальное значение предела прочности 800 МПа получено при использовании мощности лазера  $65 \pm 5$  W и скорости сканирования  $550 \pm 50$  mm/s. На рис. 2 приведена диаграмма зависимости условного предела текучести от мощности лазера и скорости сканирования. Максимальное значение предела текучести 1250 МПа было получено при использовании мощности лазера  $90 \pm 5$  W и скорости сканирования  $100 \pm 10$  mm/s, а минимальное 700 МПа — при мощности лазера  $60 \pm 5$  W и скорости сканирования  $500 \pm 100$  mm/s. Максимальное значение удлинения после разрыва 8.0% было получено в области параметров СЛС: мощность лазера  $90 \pm 10$  W и скорость сканирования  $100 \pm 10$  mm/s (рис. 3), минимальное значение 2.0% получено при использовании мощности лазера  $65 \pm 5$  W и скорости сканирования  $500 \pm 100$  mm/s.

Проведено исследование влияния параметров СЛС на плотность сплава Ti-6Al-4V. На рис. 4 приведена диаграмма зависимости относительной плотности  $\rho$  от мощности лазера и скорости сканирования. Из рисунка видно, что максимальные значения относительной плот-

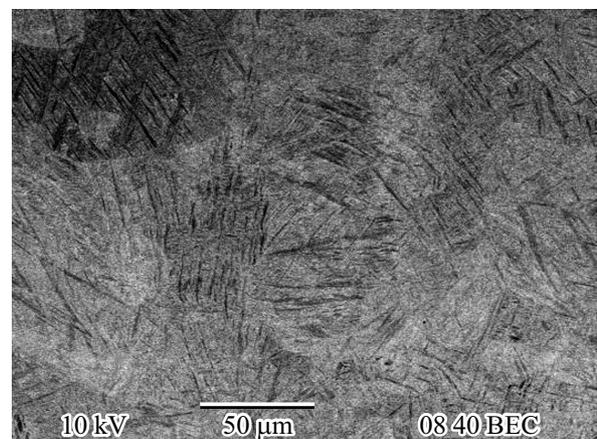
ности  $99.4 \pm 0.1\%$  получены при следующих параметрах СЛС: мощность лазера  $95 \pm 5$  W и скорость сканирования  $100 \pm 50$  mm/s. Минимальное значение относительной плотности 82% получено при использовании



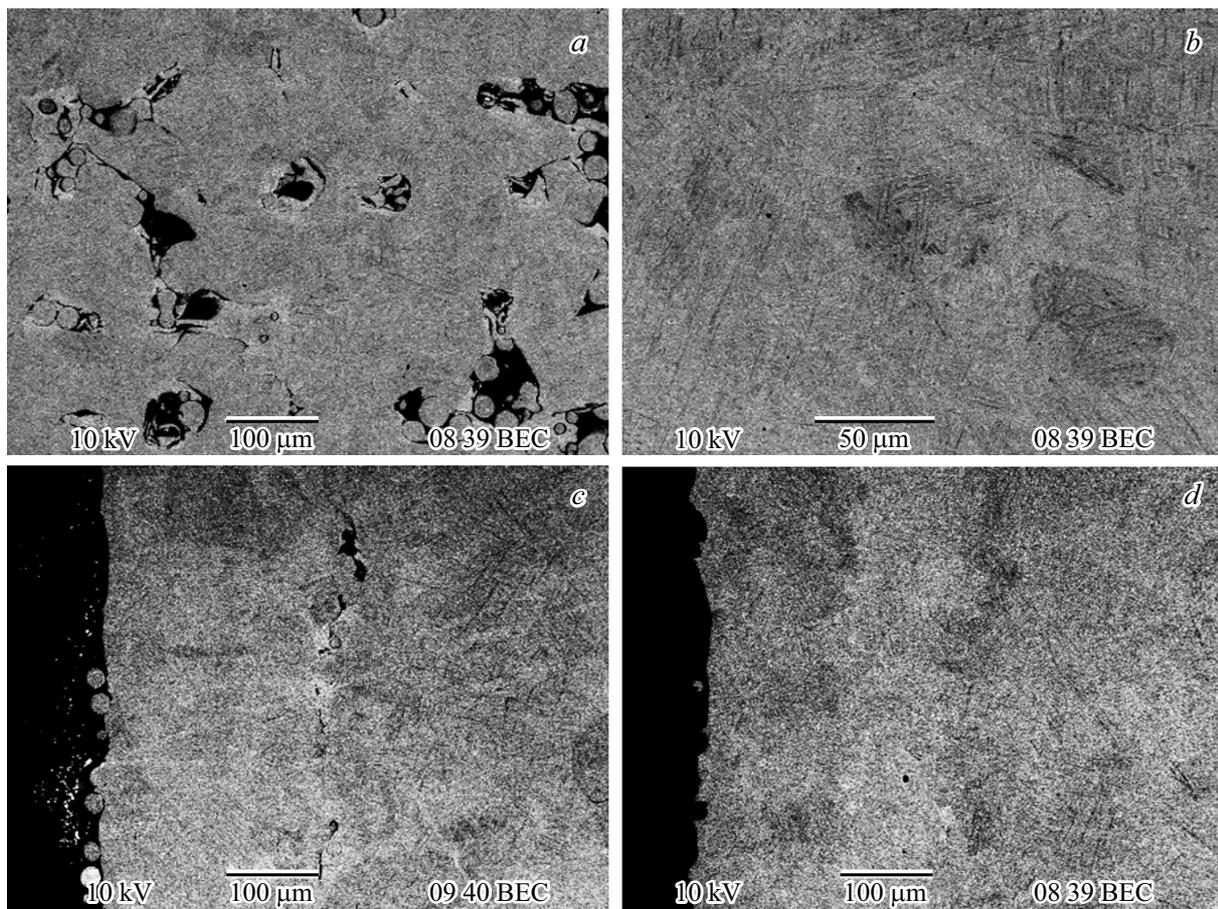
**Рис. 3.** Зависимость удлинения после разрыва СЛС-сплава Ti-6Al-4V от мощности лазера и скорости сканирования.



**Рис. 4.** Зависимость относительной плотности СЛС-сплава Ti-6Al-4V от мощности лазера и скорости сканирования.



**Рис. 5.** Типичная микроструктура образцов сплава Ti-6Al-4V, полученных при использовании технологии селективного лазерного сплавления



**Рис. 6.** Дефекты структуры СЛС-сплава Ti-6Al-4V: поры, возникновение которых связано с низкой (а) и высокой (b) объемной плотностью энергии, дефекты на границе между контурами и штриховкой без оптимизации тактики заштриховки (с) и бездефектная структура на границе между контурами и штриховкой после оптимизации тактики заштриховки (d).

мощности лазера  $65 \pm 5$  W и скорости сканирования более 550 mm/s.

Проведены исследования структуры СЛС-образцов сплава Ti-6Al-4V с использованием методов оптической и растровой электронной микроскопии. Типичное изображение микроструктуры СЛС-сплава приведено на рис. 5. В процессе СЛС формируется мартенситная мелкодисперсная  $\alpha + \beta$ -микроструктура, типичная для СЛС-сплава Ti-6Al-4V [22,26]. Показано, что характерные размеры мартенситных планок (игл) составляют  $2 \times 30 \mu\text{m}$ , средний размер пакета мартенсита —  $50 \mu\text{m}$ . Количественные характеристики мартенситной структуры слабо зависят от параметров СЛС, основное отличие микроструктуры состоит в наличии дефектов (пор и трещин), наблюдаемых в структуре образцов сплава, полученных в неоптимальных режимах СЛС. Как известно, дефекты, возникающие при СЛС, имеют различные механизмы образования, зависящие от параметров сплавления [22,27]. В настоящей работе в рассматриваемом материале наблюдается три типа макроскопических дефектов. Во-первых, крупные объемные поры в плоскости построения изделия — поры, возникнове-

ние которых связано с низкими значениями объемной плотности энергии ( $5 \pm 15 \text{ J/mm}^3$ ), которые не обеспечивают полное сплавление частиц порошка (рис. 6, а). На рис. 1–4 подобный тип дефектов соответствует области в интервале значений параметров  $P$  60–70 W и  $V$  500–600 mm/s. Второй тип дефектов — мелкие поры (диаметром менее  $5 \mu\text{m}$ ), возникновение которых связано с высокой объемной плотностью энергии (более  $200 \text{ J/mm}^3$ ), приводящей к перегреву и разбрызгиванию бассейна расплава (рис. 6, b) [27,28]. На рис. 1–4 подобный тип дефектов соответствует области в интервале значений параметров  $P$  90–100 W и  $V$  25–50 mm/s. Третий тип — микротрещины, возникающие в материале на границе между областями с разными тактиками штриховки, как правило, на границе между контурами и основной штриховкой площади сечения (рис. 6, c). Объемная доля таких дефектов в материале не превышает 0.3%, при этом они могут существенно влиять на его механические свойства. На рис. 1–4 подобный тип дефектов наблюдается в широком интервале параметров СЛС, в том числе и в области оптимальных значений  $P$   $95 \pm 5$  W и  $V$   $125 \pm 25$  mm/s.

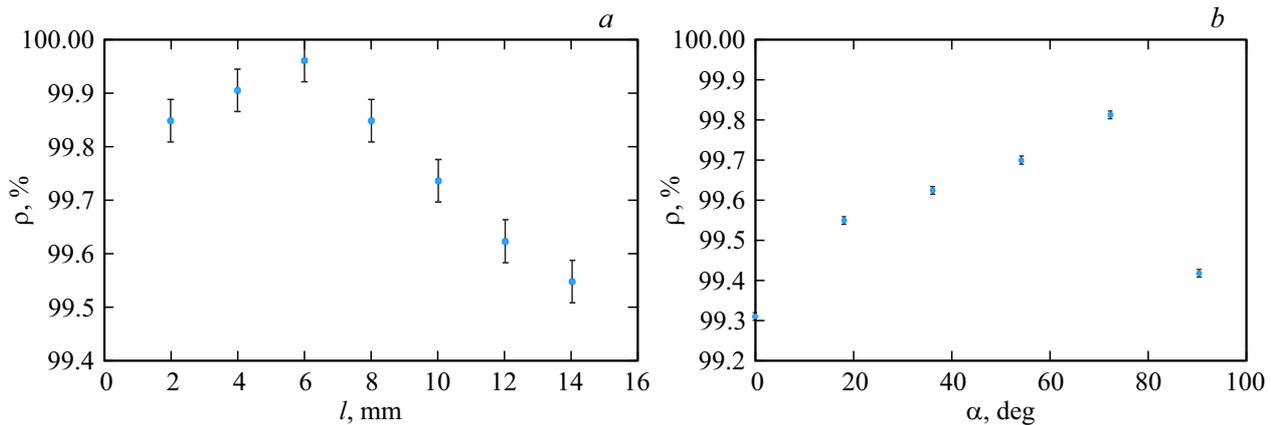
Сравнение механических свойств сплава Ti-6Al-4V, полученного с помощью различных технологий

Состояние/технология	Предел прочности, МПа	Предел текучести, МПа	Удлинение после разрыва, %	Источник
СЛС	1241	1065	6	[17]
СЛС + отжиг	945	869	18	[17]
СЛС + ГИП	941	839	19	[17]
СЛС	1114	1058	3	[18]
СЛС	1361	1209	2.8	[31]
СЛС + отжиг	1132	1067	7.6	[31]
СЛС	1334	1110	6.35	[33]
СЛС	1151	946	4.4	[34]
СЛС	1235	1105	11.2	[32]
СЛС + отжиг	975	893	26.4	[32]
СЛС	1041	962	15	[35]
СЛС+отжиг	910	860	15	[35]
СЛС	1300	1250	8	Настоящая работа
Ковка	1008	962	19	[18]
Ковка	932	846	15	[34]
Литье	980	880	13.5	[36]
Прокатка	≥ 890	≥ 795	≥ 10	[20]
Литье	≥ 860	≥ 758	≥ 8	[37]

Анализ экспериментальных результатов показал, что максимальные значения условного предела текучести и предела прочности (1250 и 1300 МПа соответственно) получены на образцах с максимальной плотностью 99.4%, которая наблюдается при использовании в процессе СЛС мощности лазера  $95 \pm 5$  W и скорости сканирования  $125 \pm 25$  mm/s. Полученные в настоящей работе высокие значения прочностных характеристик могут быть объяснены наличием мелкодисперсного  $\alpha + \beta$ -мартенсита, возникновение которого связано с высокой скоростью кристаллизации ( $10^5 - 10^7$  K/s) в процессе СЛС [29]. Величина относительного удлинения после разрыва в оптимальном режиме не превышает 8.0%. Согласно ГОСТ Р ИСО 5832-3-2020, определяющего основные требования к физико-механическим характеристикам титанового сплава Ti-6Al-4V, предел прочности материала должен быть не менее 860 МПа, при этом относительное удлинение после разрыва должно быть не менее 10% [20]. Таким образом, предел прочности СЛС-сплава без термообработки на 30% превышает требуемое значение предела прочности, при этом полученные пластические характеристики СЛС-сплава не соответствуют требованиям стандарта. Схожие результаты наблюдаются во многих экспериментальных работах по изучению свойств СЛС-сплава Ti-6Al-4V (см. таб-

лицу). Повышение пластичности образцов Ti-6Al-4V, изготовленных с помощью СЛС-технологии, может быть достигнуто путем горячего изостатического прессования (ГИП) или термообработки, что обычно приводит к снижению прочностных характеристик материала [17,26,30–32]. Готовые изделия со сложной геометрией, в том числе медицинские изделия со скаффолдами, применяемыми при создании эндопротезов, могут потерять точность геометрии при ГИП, в то время как термообработка изделий, имеющих в составе тонкие стенки, решетки и т.п., может привести к образованию неоднородной микроструктуры и, как следствие, к анизотропии механических характеристик материала.

Другой подход к повышению пластичности состоит в оптимизации тактики сканирования, направленной на снижение пористости и уровня внутренних напряжений. Как известно, СЛС является многопараметрическим технологическим процессом, при этом важную роль в нем играет тактика сканирования, представляющая собой совокупность параметров, определяющих набор траекторий, по которым движется луч лазера, и порядок их прохождения. В настоящей работе рассмотрены способы повышения плотности и пластичности за счет уменьшения количества внутренних дефектов путем оптимизации тактики сканирования. Одной из наиболее



**Рис. 7.** Зависимость относительной плотности  $\rho$  СЛС-сплава Ti-6Al-4V от (a) длины стороны ячейки  $l$  при использовании тактики сканирования „шахматная доска“; (b) угла поворота штриховки относительно предыдущего слоя  $\alpha$ .

распространенных тактик сканирования является „шахматная доска“. Это тактика, при которой все сечение изделия разделяется на квадраты — ячейки, каждая из которых штрихуется отдельно [27,38]. При этом варьируемыми параметрами являются размер ячейки, последовательность штриховки ячеек, угол наклона штриховки внутри каждой ячейки относительно границ или предыдущего слоя. Для исследования влияния тактики сканирования на относительную плотность сплава были созданы 7 серий образцов с размерами  $30 \times 30 \times 10$  mm и различной длиной стороны ячейки  $l$ : 2, 4, 6, 8, 10, 12 и 14 mm. Результаты исследования относительной плотности представлены на рис. 7, a. Как видно из рисунка, относительная плотность при использовании оптимальной длины стороны ячейки 6 mm составила 99.95%, при этом увеличение длины стороны ячейки до 14 mm приводит к снижению относительной плотности до 99.55%. Данный эффект принято связывать с увеличением градиента температуры внутри ячейки при использовании больших линейных размеров „квadrата“ [39].

Известно, что изменение угла поворота штриховки  $\alpha$  относительно предыдущего слоя в диапазоне  $0-90^\circ$  позволяет снизить пористость [40] и уменьшить остаточные напряжения [41]. Обычно повышение механических свойств при использовании определенных углов поворота штриховки объясняется формированием более равномерной мелкозернистой структуры. Для исследования влияния угла поворота штриховки на снижение количества дефектов и повышение пластических характеристик сплава Ti-6Al-4V была изготовлена серия СЛС-образцов для исследования механических характеристик в режиме растяжения. На рис. 7, b приведена зависимость относительной плотности СЛС-образцов Ti-6Al-4V от угла поворота штриховки. Минимальная относительная плотность 99.3% была получена на образцах, при построении которых штриховка не вращалась относительно предыдущего слоя (угол  $0^\circ$ ). В этом случае дорожки

сканирования расположены непосредственно одна над другой, что ухудшает качество поверхности сплавленного слоя, негативно сказывается на равномерности нанесения слоя порошка, и, в конечном счете, ведет к возникновению несплошностей и пор. Максимальное значение относительной плотности 99.8% было получено на образцах, при построении которых использовался угол поворота штриховки относительно предыдущего слоя  $72^\circ$ . На рис. 6, d приведено изображение области на границе между контурами и штриховкой (угол поворота штриховки относительно предыдущего слоя составляет  $72^\circ$ ), на котором не наблюдается дефектов, свойственных режимам без оптимизации тактики штриховки (рис. 6, c). Результаты исследования показали, что использование угла поворота штриховки  $72^\circ$  позволило увеличить значение удлинения после разрыва до 11% при сохранении средних значений предела прочности 1300 МПа и предела текучести 1250 МПа.

Анализируя результаты оптимизации тактики сканирования с целью повышения плотности, необходимо отметить, что использование оптимальных размеров ячейки в случае применения тактики сканирования „шахматная доска“ позволяет повысить значения относительной плотности до 99.95%. Однако подобный тип штриховки не может быть использован при создании тонкостенных изделий. Более универсальной тактикой сканирования, обеспечивающей высокую плотность, можно считать вращение штриховки относительно предыдущего слоя. Использование тактики вращения штриховки относительно предыдущего слоя на  $72^\circ$  позволяет существенно повысить пластические характеристики СЛС-образцов Ti-6Al-4V без снижения прочностных характеристик материала. Полученное значение удлинения после разрыва 11% соответствует требованиям к титановым сплавам системы Ti-6Al-4V, предназначенного для использования в производстве имплантатов и эндопротезов [20].

## Заключение

Проведены исследования физико-механических свойств титанового сплава Ti-6Al-4V, созданного методом СЛС, и оптимизация параметров СЛС. В работе получены следующие результаты и сделаны основные выводы:

1. Методом СЛС получены образцы титанового сплава Ti-6Al-4V, обладающие высокими механическими характеристиками (предел прочности 1300 МПа, предел текучести 1250 МПа), которые на 30% превышают справочные значения для данного сплава, изготовленного с использованием традиционных технологий (прокатка, ковка).

2. Построены зависимости физико-механических характеристик СЛС-сплава Ti-6Al-4V от основных параметров СЛС — диаграммы прочностных и пластических свойств и плотности. Определены оптимальные параметры СЛС, обеспечивающие высокие механические характеристики сплава Ti-6Al-4V: мощность лазера  $95 \pm 5$  W и скорость сканирования  $125 \pm 25$  mm/s.

3. Причиной повышения прочностных характеристик СЛС-сплава Ti-6Al-4V может являться наличие мелкодисперсной мартенситной структуры, возникающей вследствие высоких скоростей кристаллизации, реализуемых при СЛС.

4. Оптимизация тактики построения образцов при СЛС позволила повысить характеристики СЛС-сплава Ti-6Al-4V: максимальное значение относительной плотности увеличилось до 99,8%, удлинение после разрыва составило 11%, что соответствует требованиям, предъявляемым к сплаву Ti-6Al-4V для использования в хирургии и эндопротезировании.

## Финансирование работы

Работа выполнена при поддержке гранта Российского научного фонда 22-19-00271.

## Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов

## Список литературы

- [1] F. Bartolomeu, M.M. Costa, J.R. Gomes, N. Alves, C.S. Abreu, F.S. Silva, G. Miranda. *Tribol. Int.*, **129**, 272 (2019). DOI: 10.1016/j.triboint.2018.08.012
- [2] R. Krishna. *Titanium Alloys — Recent Progress in Design, Processing, Characterization, and Applications* (IntechOpen, 2023)
- [3] C. Jaiswal. *Titanium Alloys Market Research Report Information By Type (commercially Pure Titanium, Titanium Alloys), By Application (Structural Airframes, Engines, Others), And By Region (North America, Europe, Asia-Pacific, And Rest Of The World) — Market Forecast Till 2030 (USA, 2023)*
- [4] E. Fereiduni, A. Ghasemi, M. Elbestawi. *Aerospace*, **7** (6), 77 (2020). DOI: 10.3390/aerospace7060077
- [5] N. Koju, S. Niraula, B. Fotovvati. *Metals*, **12**, 687 (2022). DOI: 10.3390/met12040687
- [6] S. Rajendran, Mu. Naushad, D. Durgalakshmi, E. Lichtfouse (editors). *Metal, Metal Oxides and Metal Sulphides for Biomedical Applications* (Springer, NY., 2021)
- [7] G. Lütjering, J.C. Williams. *Titanium Springer-Verlag* (Berlin, Heidelberg, 2003)
- [8] R. Boyer, E.W. Collings, G. Welsch (editors). *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys* (ASM International, 1994)
- [9] М.Ю. Грязнов, С.В. Шотин, В.Н. Чувильдеев, А.Н. Сысоев, Н.В. Мелехин, А.В. Пискунов, Н.В. Сахаров, А.В. Семенычева, А.А. Мурашов. *ЖТФ*, **92** (2), 241 (2023). DOI: 10.21883/JTF.2023.02.54499.209-22
- [10] Y. Bozkurt, E. Karayel. *J. Mater. Res.*, **14**, 1430 (2021). DOI: 10.1016/j.jmrt.2021.07.050
- [11] F. Liu, T. Zhou, T. Zhang, H. Xie, Y. Tang, P. Zhang. *Mat. Des.*, **217**, 110630 (2022). DOI: 10.1016/j.matdes.2022.110630
- [12] A.N. Aufa, M.Z. Hassan, Z. Ismail. *J. Alloys Compd.*, **896**, 163072 (2022). DOI: 10.1016/j.jallcom.2021.163072
- [13] Z. Guo, Ch. Wang, C. Du, J. Sui, J. Liu. *Proc. CIRP*, **89**, 126 (2020). DOI: 10.1016/j.procir.2019.12.003
- [14] Z. Liang, X.Chen, Z.Sun, Y.Guo, Y. Li, H. Chang, L. Zhou. *J. Manuf. Process*, **84**, 414 (2022). DOI: 10.1016/j.jmapro.2022.09.041
- [15] О.Б. Первалова, А.В. Панин, М.С. Казаченок. *ЖТФ*, **90** (3), 410 (2020). DOI: 10.21883/JTF.2020.03.48924.256-19
- [16] J. Liu, Q. Sun, C. Zhou, X. Wang, H. Li, K. Guo, J. Sun. *Mater. Sci. Eng. A*, **766**, 138319 (2019). DOI: 10.1016/j.msea.2019.138319
- [17] X.Yan, S. Yin, C. Chen, C. Huang, R. Bolot, R. Lupoi, M. Kuang, W. Ma, C. Coddet, H. Liao, M. Liu. *J. Alloys Comp.*, **764**, 1056 (2018). DOI: 10.1016/j.jallcom.2018.06.076
- [18] M. Shunmugavel, A. Polishetty, G. Littlefair. *Proc. Technol.*, **20**, 231 (2015). DOI: 10.1016/j.protcy.2015.07.037
- [19] E. Alabort, Y.T. Tang, D. Barba, R.C. Reed. *Acta Mater.*, **229**, 117749 (2022). DOI: 10.1016/j.actamat.2022.117749
- [20] ГОСТ Р ИСО 5832-3-2020 *Имплантаты для хирургии. Металлические материалы. Ч. 3. Деформируемый сплав титан-6 алюминия-4 ванадия*. Официальное издание (Стандартинформ, М., 2020). *Implants for surgery. Metallic materials. Part 3. Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy*.
- [21] P.A. Schweitzer. *Metallic Materials. Physical, Mechanical and Corrosion Properties* (Marcel Dekker, Inc. NY., USA, 2003)
- [22] L.X. Meng, D.D. Ben, H.J. Yang, H.B. Ji, D.L. Lian, Y.K. Zhu, J. Chen, J.L. Yi, L. Wang, J.B. Yang, Z.F. Zhang. *Mater. Sci. Eng. A*, **815**, 141254 (2021). DOI: 10.1016/j.msea.2021.141254
- [23] T. Rautio, A. Hamada, J. Mäkikangas, M. Jaskari, A. Järvenpää. *Mater. Today: Proc.*, **28**, 907 (2020). DOI: 10.1016/j.matpr.2019.12.322
- [24] P. Kumar, U. Ramamurty. *Acta Mater.*, **194**, 305 (2020). DOI: 10.1016/j.actamat.2020.05.041
- [25] S. Vaudreuil, S.-E. Bencaid, H.R. Vanaei, A. El Magri. *Materials*, **15**, 8640 (2022). DOI: 10.3390/ma15238640J
- [26] Y. Yang, M. Zhao, H. Wang, K. Zhou, Y. He, Y. Mao, D. Xie, F. Lv, L. Shen. *Appl. Sci.*, **13**, 1828 (2023). DOI: 10.3390/app13031828

- [27] Y. Chen, S.J. Clark, C.L.A. Leung, L. Sinclair, S. Marussi, M.P. Olbinado, E. Boller, A. Rack, I. Todd, P.D. Lee. *Appl. Mater. Today*, **20**, 100650 (2020). DOI: 10.1016/j.apmt.2020.100650
- [28] J. Liu, P. Wen. *Mat. Des.*, **215**, 110505 (2022). DOI: 10.1016/j.matdes.2022.110505
- [29] L.-Ch. Zhang, H. Attar. *Adv. Eng. Mater.*, **18** (4), 463 (2016). DOI: 10.1002/adem.201500419
- [30] Z. Liang, Z. Sun, W. Zhang, S. Wu, H. Chang. *J. Alloys Compd.*, **782** (25), 1041 (2019). DOI: 10.1016/j.jallcom.2018.12.051
- [31] A.D. Baghi, S. Nafisi, R. Hashemi, H. Ebendorff-Heidepriem, R. Ghomashchi. *J. Manuf. Process.*, **68**, 1031 (2021). DOI: 10.1016/j.jmapro.2021.06.035
- [32] Y. Xiao, L. Lan, S. Gao, Bo He, Y. Rong. *Mater. Sci. Eng. A*, **858**, 144174 (2022). DOI: 10.1016/j.msea.2022.144174
- [33] L. Zhou, T. Yuan, J.Z. Tang, J. He, R. Li. *Opt. Laser Technol.*, **119**, 105625 (2019). DOI: 10.1016/j.optlastec.2019.105625
- [34] Q. Yan, B. Chen, N. Kang, X. Lin, S. Lv, K. Kondoh, S. Li, J.S. Li. *Mater. Charact.*, **164**, 110358 (2020). DOI: 10.1016/j.matchar.2020.110358
- [35] Z.H. Jiao, R.D. Xu, H.C. Yu, X.R. Wu. *Proc. Struct. Integr.*, **7**, 124 (2017). DOI: 10.1016/j.prostr.2017.11.069
- [36] N. Rahulan, S.S. Sharma, N. Rakesh, R. Sambhu. *Mater. Today: Proc.*, **56**, A7 (2022). DOI: 10.1016/j.matpr.2022.04.310
- [37] *American Society for Testing Materials. ASTM F1108-14. Standard Specification for Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium Alloy Castings for Surgical Implants* (UNS R56406) (ASTM International: West Conshohocken, PA, USA, 2014)
- [38] S. Giganto, S. Martinez-Pellitero, J. Barreiro, P. Leo, M.A. Castro-Sastre. *J. Mater. Res. Technol.*, **20**, 2734 (2022). DOI: 10.1016/j.jmrt.2022.08.040
- [39] L.N. Carter, Ch. Martin, Ph.J. Withers, M.M. Attallah. *J. Alloys Compd.*, **615**, 338 (2014). DOI: 10.1016/j.jallcom.2014.06.172
- [40] T. Rautio, A. Mustakangas, J. Kumpula, A. Järvenpää. *Proc. CIRP*, **111**, 130 (2022). DOI: 10.1016/j.procir.2022.08.106
- [41] J. Song, W. Wu, L. Zhang, B. He, L. Lu, X. Ni, Q. Long, G. Zhu. *Optik*, **170**, 342 (2018). DOI: 10.1016/j.ijleo.2018.05.128