



Обработка металлов (технология • оборудование • инструменты)

Сайт журнала: http://journals.nstu.ru/obrabotka_metallov



Исследование влияния параметров процесса аддитивного производства на изготовление 3D-печатного прототипа таранной кости

Девендра Агравал^{1, а, *}, Сушил Патил^{1, b}, Нитин Амбхоре^{2, c}, Динеш Вашимкар^{2, d}, Дхрув Агравал^{3, e}

¹ Инженерный колледж С.В.П.М., Малегаон (Бк.), Университет Савитрибаи Пхуле, Пуна, 413115, Махараштра, Индия

² Вишвакарма технологический институт, Университет Савитрибаи Пхуле, Пуна, 411048, Махараштра, Индия

³ Медицинский колледж KD, Матхура, 281401, Уттар-Прадеш, Индия

^а  <https://orcid.org/0000-0002-2477-1841>,  dpagrawal@engg.svpm.org.in; ^б  <https://orcid.org/0000-0002-0547-6038>,  sspatil@engg.svpm.org.in;

^с  <https://orcid.org/0000-0001-8468-8057>,  nitin.ambhore@vit.edu; ^д  <https://orcid.org/0000-0002-1312-2619>,  dinesh.washimkar@vit.edu;

^е  <https://orcid.org/0009-0000-8547-9484>,  dhroovagrawal109@gmail.com

ИНФОРМАЦИЯ О СТАТЬЕ

УДК 678.5.059; 616.718.8-089.843; 004.356.2

История статьи:

Поступила: 28 мая 2026

Рецензирование: 13 июня 2026

Принята к печати: 14 августа 2026

Доступно онлайн: 15 сентября 2026

Ключевые слова:

3D-печать

Аддитивное производство

Моделирование методом

наплавления (FDM)

Полилактидная кислота (PLA)

Таранная кость

Серый реляционный анализ (GRA)

Прототип

АННОТАЦИЯ

Введение. Аддитивное производство, в частности моделирование методом наплавления (FDM), позволяет изготавливать геометрически сложные детали без специальной оснастки, что особенно ценно для создания персонализированных медицинских изделий. Однако механические характеристики деталей из полилактидной кислоты (PLA) сильно зависят от сочетания параметров печати, а имеющиеся данные о совместном влиянии толщины слоя, температуры сопла и скорости потока материала на всю совокупность прочностных характеристик остаются фрагментарными, что затрудняет выбор режимов для анатомических прототипов. **Цель работы** – определить оптимальное сочетание параметров FDM-печати для деталей из PLA, обеспечивающее максимальный комплексный прочностной отклик, и изготовить по выявленным режимам полноразмерный персонализированный прототип таранной кости человека на основе данных компьютерной томографии. **Материалы и методы.** Реализована ортогональная матрица Taguchi L27 с тремя уровнями толщины слоя (0,1...0,3 мм), температуры сопла (190...210 °C) и скорости потока материала (95...105 %). Предел прочности при растяжении и модуль Юнга определяли в соответствии со стандартом ASTM D638-22 на универсальной испытательной машине при скорости траверсы 5 мм/мин; удельную энергию разрушения (вязкость) измеряли по стандарту ASTM D256-23 на маятниковом копре с надрезанными образцами по схеме Изода. Значимость факторов оценивали с помощью дисперсионного анализа (ANOVA), многоцелевую оптимизацию выполняли методом серого реляционного анализа (GRA). Геометрию изготовленного прототипа контролировали на координатно-измерительной машине. **Результаты и обсуждение.** Установлено, что доминирующим фактором для предела прочности при растяжении является скорость потока материала (вклад 50,3 %), для вязкости – также скорость потока (92,9 %), тогда как модуль Юнга определяется преимущественно толщиной слоя. Наивысший серый реляционный ранг (0,853) получен при толщине слоя 0,1 мм, температуре сопла 210 °C и скорости потока 105 %. Отклонения размеров изготовленного прототипа от данных КТ не превысили 0,2 мм, что подтверждает его пригодность в качестве мастер-модели для последующего изготовления имплантата из биосовместимого материала.

Для цитирования: Исследование влияния параметров процесса аддитивного производства на изготовление 3D-печатного прототипа таранной кости / Д. Агравал, С. Патил, Н. Амбхоре, Д. Вашимкар, Д. Агравал // Обработка металлов (технология, оборудование, инструменты). – 2026. – Т. 28, № 3. – С. 331–344. – DOI: 10.17212/1994-6309-2026-28.3-331-344.

Введение

Аддитивное производство (additive manufacturing, AM) представляет собой перспективную технологию, открывающую возможности

для создания геометрически сложных форм и архитектур, недостижимых при использовании традиционных методов обработки [1, 2]. Благодаря послойному принципу формирования изделий обеспечивается реализация конструкций высокой сложности без необходимости в соединительных элементах. В последние годы аддитивные технологии активно внедряются в медицинскую практику, что позволяет адаптировать продукцию под индивидуальные потреб-

*Адрес для переписки

Агравал Девендра, канд. техн. наук, доцент

Инженерный колледж С.В.П.М., Малегаон (Бк.),

Университет Савитрибаи Пхуле,

413115, Пуна, Махараштра, Индия

Тел.: +91-9421054282, e-mail: dpagrawal@engg.svpm.org.in

ности пациентов и врачей. Такой подход находит применение при изготовлении хирургического и диагностического оборудования, включая ортезы и протезы, что сопровождается сокращением как производственных затрат, так и временных циклов. АМ эффективно используется в ортопедии, стоматологии, протезировании, пищевой промышленности и текстильном производстве. Кроме того, рассматривается взаимосвязь между аддитивными технологиями и концепцией Индустрии 4.0 в контексте устойчивого развития; при этом показано, что АМ открывает широкие перспективы для создания персонализированных костных и суставных имплантатов по сравнению с классическими методами [3, 4].

В биомедицинской сфере аддитивное производство широко распространено благодаря таким преимуществам, как быстрое прототипирование, изготовление по требованию и экономическая эффективность технологических процессов. Отмечается, что имплантаты, полученные аддитивными методами, способствуют повышению точности и безопасности медицинских вмешательств [1]. В работе [5] проведен анализ переменных, влияющих на характеристики костной ткани, включая материал, пористость, поверхностную модификацию и механические свойства. Оптимальные режимы печати (скорость, расход материала, высота слоя) были определены на основе критериев прочности на сжатие и геометрической точности биоимплантата с использованием полнофакторного анализа [6]. Исследовался также потенциал применения 3D-печатных композитных скаффолдов (биомедицинских каркасов) на основе PLA-Mg в тканевой инженерии [7]. В работе [8] рассмотрено влияние аддитивных технологий на экономические аспекты их внедрения в медицинский сектор на примере производства стоматологических и ортопедических протезов. Потенциал АМ в биомедицинских приложениях демонстрируется с применением различных классов материалов [8, 9].

Установлено, что оптимизация технологических параметров, таких как толщина слоя, температура сопла, скорость печати и расстояние между линиями заполнения, оказывает значительное влияние на прочность при растяжении и габаритную точность изделий [10]. Оптимизация параметров процесса с использовани-

ем метода серого реляционного анализа (gray relational analysis, GRA) выполнена для таких характеристик, как толщина слоя, скорость печати и форма ячейки [11]. В исследовании [12] проведена настройка параметров печати применительно к FDM-процессу с целью достижения оптимальных режимов и минимального времени производства для изделий из полимера на основе полимолочной кислоты (PLA). Изучалось влияние параметров 3D-печати на характеристики при растяжении непрерывных углерод-волоконистых PLA-композитов, а также анализировалось усталостное поведение PLA в различных условиях печати [13, 14]. Отдельно исследовано влияние температуры сопла (NT – nozzle temperature), скорости печати (PS – printing speed) и толщины слоя (layer thickness, LT) на удельный предел прочности при растяжении (ultimate tensile strength, S_u) и энергопотребление (energy consumption, S_{ec}) деталей из полиэфирэфиркетона (PEEK) [15].

Таким образом, аддитивное производство обладает рядом неоспоримых преимуществ, включая относительно невысокую стоимость оборудования и расходных материалов, простоту трансформации CAD-модели в физическое изделие, свободу проектирования (в том числе создание решетчатых и сотовых структур), возможность быстрого прототипирования, сокращение длительности обработки и изготовления по сравнению с традиционными методами, а также способность воспроизводить детали сложной конфигурации. АМ обеспечивает высокое отношение прочности к массе и позволяет получать компоненты с заданной точностью и воспроизводимостью. При этом ключевым аспектом применения аддитивных технологий с использованием 3D-печати является выбор оптимальных параметров печати, обеспечивающих требуемые механические свойства конечных изделий.

В настоящей работе в качестве биомедицинского прототипа выбрана таранная кость (астрал) – небольшая кость голеностопного сустава (рис. 1), анатомическое расположение которой представлено на рис. 2. Таранная кость является второй по величине костью в заднем отделе стопы и сочленяется с большеберцовой и малоберцовой костями, образуя голеностопный сустав. Эта кость обеспечивает движение стопы в вертикальной плоскости, участвует в поддержании



Рис. 1. Морфология таранной кости

Fig. 1. Morphology of the talus bone



Рис. 2. Анатомическое расположение таранной кости в составе голеностопного сустава

Fig. 2. Anatomical location of the talus bone within the ankle joint

равновесия тела и допускает боковые смещения стопы. Она выполняет опорную и защитную функции по отношению к связкам голеностопного сустава, пятки и стопы. Седловидное строение с двумя расширенными нижними концами и куполообразным гребнем в средней части, а также покрытие хрящевым слоем, выполняющим роль амортизатора, прокладки и смазки, обеспечивают плавную биомеханику сустава. В отличие от многих других костных структур астрагал не имеет прямых мышечных прикреплений. При его переломах может потребоваться хирургическая репозиция либо физиотерапевтическое восстановление силы и подвижности. Для диагностики состояния таранной кости наиболее часто применяется денситометрия (DEXA- или DXA-сканирование).

Основной целью настоящей работы является использование аддитивного производства на основе метода послойного наплавления (FDM) для создания персонализированного трехмерного прототипа таранной кости человека с применением STL-данных, полученных методом компьютерной томографии. В исследовании также изучается влияние ключевых параметров FDM-процесса – высоты слоя, температуры сопла и расхода материала – на механические свойства образцов, изготовленных из полимолочной кислоты (PLA). Механические характеристики оцениваются по пределу прочности при растяжении, модулю Юнга и вязкости с использованием стандартизированных методик испытаний. Для оптимизации параметров FDM-печати применяется серый реляционный анализ (GRA), который позволяет определить оптимальную комбинацию технологических настроек, обеспечивающую максимальные интегральные механические показатели PLA-образцов.

В настоящем исследовании аддитивное производство на основе технологии послойного наплавления (FDM) применяется для разработки прототипа таранной кости человека. Оптимизация ключевых параметров печати – толщины слоя (мм), температуры сопла (°C) и расхода материала (%) – осуществляется с использованием метода серого реляционного анализа (GRA) применительно к таким механическим характеристикам PLA, как предел прочности при растяжении (МПа), модуль Юнга (ГПа) и вязкость разрушения (Дж/мм²). Влияние указанных технологических факторов на выходные свойства материала исследуется экспериментально, а для выявления статистически значимых параметров процесса применяется дисперсионный анализ (ANOVA). На основе полученных результатов определяется оптимальный набор параметров печати, предназначенный для изделий биомедицинского назначения, в частности для изготовления индивидуализированной модели таранной кости. Исходные геометрические данные формируются на основе компьютерной томографии (КТ) пациента с последующей генерацией файла в формате STL. Для верификации геометрического соответствия проводится сравнительный анализ размеров нативной таранной кости взрослого человека и аддитивно изготовленного прототипа в условиях измерительной лаборатор-

рии. Разработанный подход может быть полезен для создания реалистичных моделей различных костных имплантатов и суставных структур [16].

Материалы и методы

Полимолочная кислота (PLA) является одним из наиболее широко используемых материалов в моделировании методом наплавления (FDM) благодаря низкой стоимости, доступности, низкой температуре плавления, хорошей механической прочности, низкой склонности к короблению и отсутствию запаха. В процессе FDM трехмерная CAD-модель преобразуется в STL-файл, который затем разбивается на слои для генерации управляющих команд принтера. Изделие изготавливается послойно путем осаждения материала с последующей постобработкой, например обработкой парами, для улучшения качества поверхности. Благодаря своей точности и возможности индивидуализации технология FDM широко используется в биомедицине, включая прототипирование ортопедических, позвоночных, челюстно-лицевых, нейрохирургических и сердечно-сосудистых имплантатов.

Оценка ударной вязкости FDM-изготовленных образцов из PLA проводилась в соответствии со стандартом ASTM D256-23 «Стандартные методы испытаний для определения ударной вязкости пластмасс по Изоду» с использованием маятникового копра. Испытательные образцы с предварительно выполненным надрезом подготавливались согласно требованиям указанного стандарта и устанавливались вертикально в качестве консольной балки надрезанной стороной к бойку маятника. В процессе испытания оборудование автоматически фиксировало энергию,

поглощенную при разрушении образца в результате однократного удара. Ударная вязкость (вязкость разрушения) вычислялась как отношение поглощенной энергии к площади поперечного сечения в зоне надреза (Дж/мм²). Для каждого экспериментального режима испытывалось по пять образцов, а конечный результат представлялся как среднее арифметическое значение, что обеспечивало воспроизводимость и статистическую надежность полученных данных.

Механические свойства PLA-образцов при растяжении оценивались в соответствии со стандартом ASTM D638-22 «Стандартный метод испытаний на растяжение пластмасс» с использованием универсальной испытательной машины (universal testing machine, UTM). В ходе экспериментов регистрировались приложенная нагрузка и перемещение траверсы при скорости 5 мм/мин, на основе чего строились диаграммы деформирования. Модуль Юнга определялся по начальному линейно-упругому участку кривой «напряжение – деформация», тогда как предел прочности при растяжении вычислялся как максимальное напряжение, достигаемое вплоть до момента разрушения образца.

Для определения оптимальной комбинации параметров печати, предназначенной для изготовления биоимплантатов (в частности, таранной кости), применялся метод серого реляционного анализа (GRA) [17]. В качестве критических технологических факторов, оказывающих наибольшее влияние на прочностные характеристики 3D-печатных изделий, рассматривались толщина слоя (мм), расход материала (%) и температура сопла (°C). При разработке плана эксперимента (DoE) каждый из указанных параметров варьировался на трех уровнях – низком, среднем и высоком (табл. 1).

Таблица 1

Table 1

Технологические параметры печати и уровни их варьирования

Printing parameters and DoE levels

Параметр / Parameter	Единица измерения / Unit	Уровень 1 / Level 1	Уровень 2 / Level 2	Уровень 3 / Level 3
Толщина слоя / Layer thickness	мм / mm	0,1 / 0.1	0,2 / 0.2	0,3 / 0.3
Температура сопла / Nozzle temperature	°C / °C	190	200	210
Коэффициент подачи материала / Flow rate	%	95	100	105

Остальные технологические параметры печати, включая скорость печати (60 мм/с), температуру стола (60 °С), высоту зазора сопла (0,1 мм) и расстояние втягивания (1 мм), поддерживались постоянными на протяжении всего эксперимента. Полный план эксперимента по матрице L27 с тремя повторениями был реализован в лабораторных условиях (табл. 2).

Для линейной нормализации исходных данных использовались критерии качества «чем больше, тем лучше» применительно к пределу прочности при растяжении, вязкости разрушения и модулю Юнга в соответствии со следующим уравнением [18]:

$$x_i(k) = \frac{x_i^{(0)}(k) - \min x_i^{(0)}(k)}{\max x_i^{(0)}(k) - \min x_i^{(0)}(k)}. \quad (1)$$

Для нормализации характеристик по критерию «чем меньше, тем лучше» применялось уравнение

$$x_i(k) = \frac{\max x_i^{(0)}(k) - x_i^{(0)}(k)}{\max x_i^{(0)}(k) - \min x_i^{(0)}(k)}, \quad (2)$$

где $x_i^{(0)}(k)$ – эталонная последовательность;

$\min x_i^{(0)}(k)$ – минимальное значение $x_i^{(0)}(k)$;

$\max x_i^{(0)}(k)$ – максимальное значение $x_i^{(0)}(k)$;

Таблица 2

Table 2

Ортогональный план эксперимента (L27) и полученные отклики
Orthogonal array (L27) with output responses

№ п/п / Sr. No.	Толщина слоя, мм / Layer thick- ness (mm)	Температура сопла, °С / Nozzle temperature (°C)	Коэффициент подачи, % / Flow rate (%)	Прочность при растяжении, МПа / Tensile strength (MPa)	Ударная вязкость, Дж/мм ² / Toughness (J/mm ²)	Модуль упругости, ГПа / Young's modulus (GPa)
1	0,1 / 0.1	190	95	21	35	2,40 / 2.40
2	0,1 / 0.1	190	100	28	48	2,52 / 2.52
3	0,1 / 0.1	190	105	42	59	2,68 / 2.68
4	0,1 / 0.1	200	95	25	41	2,45 / 2.45
5	0,1 / 0.1	200	100	48	47	2,62 / 2.62
6	0,1 / 0.1	200	105	54	58	2,80 / 2.80
7	0,1 / 0.1	210	95	47	44	2,95 / 2.95
8	0,1 / 0.1	210	100	55	48	3,05 / 3.05
9	0,1 / 0.1	210	105	57	58	3,49 / 3.49
10	0,2 / 0.2	190	95	17	34	3,20 / 3.20
11	0,2 / 0.2	190	100	28	45	3,25 / 3.25
12	0,2 / 0.2	190	105	38	61	3,30 / 3.30
13	0,2 / 0.2	200	95	23	38	3,20 / 3.20
14	0,2 / 0.2	200	100	30	48	3,40 / 3.40
15	0,2 / 0.2	200	105	40	62	3,42 / 3.42
16	0,2 / 0.2	210	95	26	41	3,25 / 3.25
17	0,2 / 0.2	210	100	32	50	3,42 / 3.42
18	0,2 / 0.2	210	105	42	64	3,48 / 3.48
19	0,3 / 0.3	190	95	27	34	3,40 / 3.40
20	0,3 / 0.3	190	100	35	46	3,58 / 3.58
21	0,3 / 0.3	190	105	44	57	3,52 / 3.52
22	0,3 / 0.3	200	95	28	36	3,45 / 3.45
23	0,3 / 0.3	200	100	38	47	3,60 / 3.60
24	0,3 / 0.3	200	105	46	59	2,89 / 2.89
25	0,3 / 0.3	210	95	29	39	3,52 / 3.52
26	0,3 / 0.3	210	100	42	44	2,80 / 2.80
27	0,3 / 0.3	210	105	52	60	2,50 / 2.50

$x_i(k)$ – значение, полученное после генерации серого отношения.

Последовательность отклонений рассчитывалась следующим образом:

$$\Delta 0_i(k) = |x_0^*(k) - x_i(k)|. \quad (3)$$

Эта последовательность представляет собой абсолютную разность между эталонной последовательностью $x_0^*(k)$ и последовательностью сравнимости $x_0^*(k)$ после процедуры нормализации. Значение коэффициента $x_0^*(k)$ принималось равным единице. Серый реляционный коэффициент (GRC) $\gamma(x_0(k), x_i(k))$, характеризующий степень близости каждого отклика к идеальному (эталонному) значению, определялся согласно уравнению

$$\gamma(x_0(k), x_i(k)) = \frac{\Delta \min + \xi \Delta \max}{\Delta 0_i(k) + \xi \Delta \max}. \quad (4)$$

Серый реляционный ранг (GRG), позволяющий объединить множество откликов в единый интегральный показатель эффективности, рассчитывался как

$$\Gamma(x_0, x_i) = \frac{\sum_{j=1}^n \gamma(x_0(k), x_i(k))}{j}, \quad (5)$$

где $\Gamma(x_0, x_i)$ – взвешенный серый реляционный ранг; j – число параметров отклика; $\gamma(x_0(k), x_i(k))$ – серый реляционный коэффициент (табл. 6).

Исходные геометрические данные для изготовления прототипа таранной кости предоставлялись ортопедическим хирургом в виде CD- или DVD-носителя, содержащего КТ-снимки пациента, полученные в отделении радиологии или медицинской визуализации. КТ-сканирование таранной кости выполнялось с целью выяснения точных анатомических размеров конкретного пациента. Полученные сканированные данные впоследствии преобразовывались в STL-файл, а сгенерированный управляющий код подавался на установку аддитивного производства. Такой подход обеспечивает высокую точность воспроизведения трехмерной геометрии таранной кости человека.

Результаты и их обсуждение

В ходе экспериментального исследования оценено влияние ключевых параметров процесса аддитивного производства на механические характеристики PLA-образцов. Установлено, что уменьшение толщины осаждаемого слоя хотя и сопровождается увеличением времени и стоимости печати, но положительно сказывается на разрешении и, в определенных пределах, на механических свойствах изделия. При малой толщине слоя (0,1 мм) наблюдается улучшение межмолекулярного связывания между соседними слоями вследствие увеличения площади контактной поверхности: каждый слой уплотняется и демонстрирует более высокую адгезию с последующим осаждаемым слоем. При увеличении толщины слоя с 0,1 до 0,3 мм предел прочности при растяжении возрастает с 21 до 42 МПа. Однако дальнейшее увеличение толщины слоя (с 0,2 до 0,3 мм) выявляет тенденцию к снижению прочности, что объясняется образованием пустот между слоями в процессе заполнения, уменьшающих прочность изделия на единицу площади.

Повышение скорости подачи материала с 95 до 100 % способствует формированию прочных ковалентных связей между осаждаемыми слоями, сопровождается снижением пористости и количества пустот, а также улучшением сплавления слоев. В то же время дальнейшее увеличение скорости подачи материала (от 100 до 105 %) приводит к эффекту раздутия, возникновению внутренних напряжений и микротрещин в процессе отверждения, что ухудшает качество поверхности. Таким образом, общее влияние скорости подачи материала на прочностные свойства носит параболический характер. На рис. 3 представлено совместное влияние толщины слоя и температуры сопла на предел прочности при растяжении. Согласно данным дисперсионного анализа (табл. 3), наиболее значимым параметром процесса для предела прочности при растяжении (МПа) является скорость подачи материала, за которой следуют толщина слоя и температура сопла.

Что касается модуля Юнга, то с повышением температуры сопла от 190 до 210 °С наблюдается его устойчивый рост, что обусловлено улучшением теплового контакта и более пол-

Рис. 3. Зависимость прочности при растяжении (МПа) от толщины слоя (мм) и температуры сопла (°C)

Fig. 3. Tensile strength (MPa) as a function of layer thickness (mm) and nozzle temperature (°C)

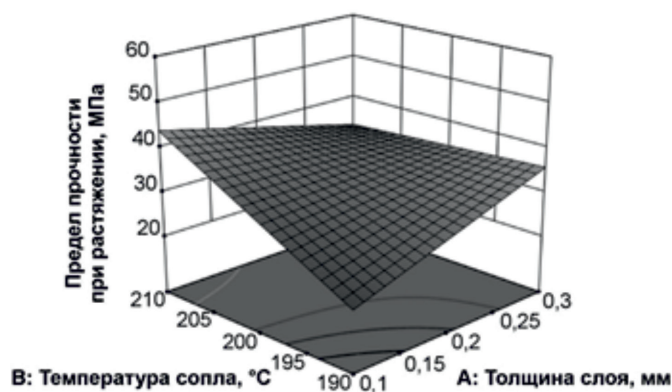


Таблица 3

Table 3

Результаты дисперсионного анализа (ANOVA) для прочности при растяжении, МПа

ANOVA results for tensile strength (MPa)

Источник / Source	Степени свободы / DF	Последовательная сумма квадратов / Seq. SS	Скорректированный средний квадрат / Adj. MS	Критерий Фишера / F	Уровень значимости / P
Толщина слоя / Layer thickness	2	582,30 / 582.30	291,15 / 291.15	12,43 / 12.43	0,000 / 0.000
Температура сопла / Nozzle temperature	2	578,07 / 578.07	289,04 / 289.04	12,34 / 12.34	0,000 / 0.000
Коэффициент подачи / Flow rate	2	1647,19 / 1647.19	823,59 / 823.59	35,16 / 35.16	0,000 / 0.000
Ошибка / Error	20	468,00 / 468.00	23,43 / 23.43	—	—
Итого / Total	26	3276,00 / 3276.00	—	—	—

ным сплавлением слоев. Межслойная граница становится более качественной благодаря гладкому осаждению и минимальной пористости. При дальнейшем повышении температуры от 200 до 210 °C достигается более интенсивное плавление и прочное межслойное связывание, при этом материал равномерно истекает через сопло. Модуль Юнга демонстрирует возрастающую тенденцию с увеличением температуры сопла. Напротив, повышение расхода материала и толщины слоя приводит к образованию пустот, зазоров и неполному сплавлению между слоями, что уменьшает эффективную площадь поперечного сечения и ослабляет межслойную адгезию, вследствие чего модуль Юнга снижается. На рис. 4 показано влияние расхода материала и температуры сопла на модуль Юнга, имеющее параболический характер. Дисперсионный анализ (табл. 4) показывает, что толщина слоя является наиболее значимым параметром для модуля

Юнга, тогда как температура сопла и скорость подачи материала оказывают меньшее влияние.

Для предотвращения засорения сопла необходимо обеспечить достаточно высокую температуру плавления филамента. Точность геометрических размеров улучшается при оптимизации скорости подачи материала; при его недостатке в слоях формируются пустоты и зазоры, что негативно сказывается на адгезии слоев и механических свойствах изделия. Вязкость разрушения определяется комбинированным влиянием скорости подачи материала, толщины слоя и температуры сопла: скорость подачи материала контролирует плотность, толщина слоя влияет на траекторию распространения трещины и площадь сцепления, а температура сопла усиливает молекулярную диффузию. Взаимодействие всех факторов на оптимальных уровнях обеспечивает наилучшие значения вязкости. Как показано на рис. 5, вязкость возрастает с увеличением толщи-

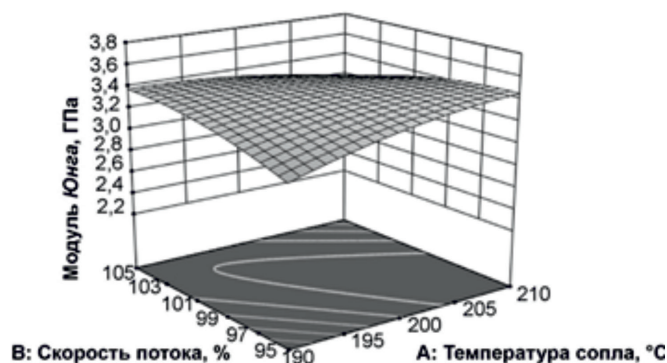


Рис. 4. Влияние коэффициента подачи материала и температуры сопла на модуль упругости (ГПа)
Fig. 4. Effect of material flow rate and nozzle temperature on Young's modulus (GPa)

Таблица 4

Table 4

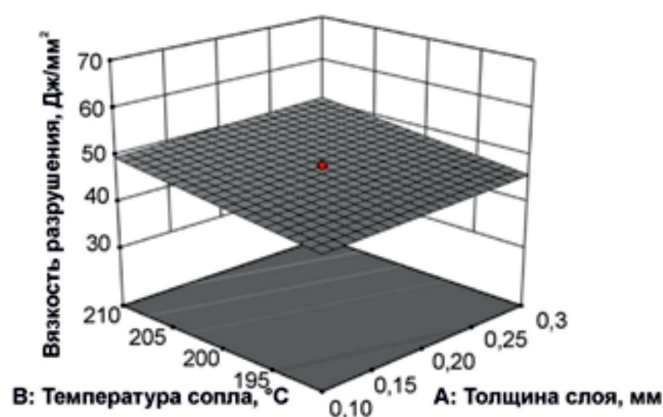
Результаты дисперсионного анализа (ANOVA) для модуля упругости, ГПа

ANOVA results for Young's modulus (GPa)

Источник / Source	Степени свободы / DF	Последовательная сумма квадратов / Seq. SS	Скорректированный средний квадрат / Adj. MS	Критерий Фишера / F	Уровень значимости / P
Толщина слоя / Layer thickness	2	1,6121 / 1.6121	0,8061 / 0.8061	6,86 / 6.86	0,005 / 0.005
Температура сопла / Nozzle temperature	2	0,0285 / 0.0285	0,0142 / 0.0142	0,12 / 0.12	0,886 / 0.886
Коэффициент подачи / Flow rate	2	0,0100 / 0.0100	0,0050 / 0.0050	0,04 / 0.04	0,958 / 0.958
Ошибка / Error	20	2,3490 / 2.3490	0,1175 / 0.1175	—	—
Итого / Total	26	3,9996 / 3.9996	—	—	—

Рис. 5. Влияние температуры сопла и толщины слоя на ударную вязкость (Дж/мм²)

Fig. 5. Effect of nozzle temperature and layer thickness on toughness (J/mm²)



ны слоя и температуры сопла. Согласно данным табл. 5, наиболее значимым параметром для вязкости является скорость подачи материала, тогда как температура сопла и толщина слоя оказывают менее выраженное влияние. Для достижения наилучших комплексных прочностных характеристик необходима многоцелевая оптимизация значимых технологических параметров.

В рамках метода серого реляционного анализа (GRA) более высокое значение серого реляционного ранга (GRG) свидетельствует о более сильной связи между эталонной последовательностью и последовательностью сравнения (табл. 6). Наибольшее значение GRG (ранг 1) зафиксировано для девятого экспериментального режима. Оптимальная многоцелевая

Таблица 5

Table 5

Результаты дисперсионного анализа (ANOVA) для ударной вязкости, Дж/мм³ANOVA results for toughness (J/mm²)

Источник / Source	Степени свободы / DF	Последовательная сумма квадратов / Seq. SS	Скорректированный средний квадрат / Adj. MS	Критерий Фишера / F	Уровень значимости / P
Толщина слоя / Layer thickness	2	26,74 / 26.74	13,37 / 13.37	2,92 / 2.92	0,077 / 0.077
Температура сопла / Nozzle temperature	2	47,19 / 47.19	23,59 / 23.59	5,15 / 5.15	0,016 / 0.016
Коэффициент подачи / Flow rate	2	2155,63 / 2155.63	1077,81 / 1077.81	235,25 / 235.25	0,000 / 0.000
Ошибка / Error	20	91,63 / 91.63	4,58 / 4.58	—	—
Итого / Total	26	2321,19 / 2321.19	—	—	—

Таблица 6

Table 6

Серые коэффициенты и серая реляционная оценка для исследуемых откликов

Grey relational coefficients and grey relational grade for response characteristics

№ п/п / Sr. No.	Норм. σ_b / Norm. TS	Норм. a / Norm. Tough.	Норм. E / Norm. YM	GRC σ_b / GRC TS	GRC a / GRC Tough.	GRC E / GRC YM	GRG	Ранг / Rank
1	0,1 / 0.1	0,033 / 0.033	0,000 / 0.000	0,357 / 0.357	0,340 / 0.340	0,333 / 0.333	0,3437 / 0.3437	27
2	0,275 / 0.275	0,466 / 0.466	0,100 / 0.100	0,408 / 0.408	0,484 / 0.484	0,357 / 0.357	0,4162 / 0.4162	25
3	0,625 / 0.625	0,833 / 0.833	0,234 / 0.234	0,571 / 0.571	0,749 / 0.749	0,394 / 0.394	0,5723 / 0.5723	13
4	0,200 / 0.200	0,233 / 0.233	0,041 / 0.041	0,384 / 0.384	0,394 / 0.394	0,342 / 0.342	0,3741 / 0.3741	26
5	0,775 / 0.775	0,433 / 0.433	0,183 / 0.183	0,689 / 0.689	0,468 / 0.468	0,379 / 0.379	0,5128 / 0.5128	18
6	0,925 / 0.925	0,800 / 0.800	0,334 / 0.334	0,400 / 0.400	0,714 / 0.714	0,428 / 0.428	0,6716 / 0.6716	5
7	0,750 / 0.750	0,334 / 0.334	0,458 / 0.458	0,667 / 0.667	0,428 / 0.428	0,479 / 0.479	0,5250 / 0.5250	16
8	0,950 / 0.950	0,467 / 0.467	0,541 / 0.541	0,500 / 0.500	0,484 / 0.484	0,521 / 0.521	0,6382 / 0.6382	8
9	1,000 / 1.000	0,800 / 0.800	0,908 / 0.908	1,000 / 1.000	0,714 / 0.714	0,844 / 0.844	0,8530* / 0.8530*	1
10	0,000 / 0.000	0,000 / 0.000	0,667 / 0.667	0,334 / 0.334	0,334 / 0.334	0,600 / 0.600	0,4222 / 0.4222	24
11	0,275 / 0.275	0,367 / 0.367	0,708 / 0.708	0,408 / 0.408	0,441 / 0.441	0,631 / 0.631	0,4936 / 0.4936	20
12	0,525 / 0.525	0,900 / 0.900	0,750 / 0.750	0,512 / 0.512	0,833 / 0.833	0,666 / 0.666	0,6709 / 0.6709	6
13	0,150 / 0.150	0,133 / 0.133	0,666 / 0.666	0,370 / 0.370	0,365 / 0.365	0,599 / 0.599	0,4454 / 0.4454	23
14	0,325 / 0.325	0,467 / 0.467	0,833 / 0.833	0,425 / 0.425	0,484 / 0.484	0,749 / 0.749	0,5531 / 0.5531	15
15	0,575 / 0.575	0,933 / 0.933	0,850 / 0.850	0,540 / 0.540	0,881 / 0.881	0,769 / 0.769	0,7306 / 0.7306	3
16	0,225 / 0.225	0,234 / 0.234	0,708 / 0.708	0,392 / 0.392	0,394 / 0.394	0,631 / 0.631	0,4728 / 0.4728	22
17	0,375 / 0.375	0,534 / 0.534	0,850 / 0.850	0,445 / 0.445	0,517 / 0.517	0,769 / 0.769	0,5802 / 0.5802	12
18	0,625 / 0.625	1,000 / 1.000	0,900 / 0.900	0,571 / 0.571	1,000 / 1.000	0,833 / 0.833	0,8015 / 0.8015	2
19	0,250 / 0.250	0,000 / 0.000	0,833 / 0.833	0,400 / 0.400	0,334 / 0.334	0,749 / 0.749	0,4983 / 0.4983	19
20	0,450 / 0.450	0,400 / 0.400	0,983 / 0.983	0,476 / 0.476	0,454 / 0.454	0,967 / 0.967	0,6328 / 0.6328	9
21	0,675 / 0.675	0,767 / 0.767	0,933 / 0.933	0,606 / 0.606	0,682 / 0.682	0,881 / 0.881	0,7233 / 0.7233	4
22	0,275 / 0.275	0,066 / 0.066	0,875 / 0.875	0,408 / 0.408	0,348 / 0.348	0,800 / 0.800	0,5190 / 0.5190	17
23	0,525 / 0.525	0,434 / 0.434	1,000 / 1.000	0,512 / 0.512	0,469 / 0.469	1,000 / 1.000	0,6605 / 0.6605	7
24	0,725 / 0.725	0,834 / 0.834	0,408 / 0.408	0,645 / 0.645	0,750 / 0.750	0,457 / 0.457	0,6177 / 0.6177	10
25	0,300 / 0.300	0,167 / 0.167	0,933 / 0.933	0,416 / 0.416	0,375 / 0.375	0,881 / 0.881	0,5579 / 0.5579	14
26	0,625 / 0.625	0,334 / 0.334	0,334 / 0.334	0,571 / 0.571	0,428 / 0.428	0,428 / 0.428	0,4761 / 0.4761	21
27	0,675 / 0.675	0,867 / 0.867	0,083 / 0.083	0,606 / 0.606	0,789 / 0.789	0,352 / 0.352	0,5828 / 0.5828	11

Примечание. σ_b – прочность при растяжении; a – ударная вязкость; E – модуль упругости; * – наибольшее значение GRG.

Note. TS – tensile strength; Tough. – toughness; YM – Young's modulus; * – the highest GRG value.

комбинация параметров печати, полученная для PLA-образцов, включает толщину слоя 0,1 мм, температуру сопла 210 °С и скорости подачи материала 105 % и обеспечивает максимальные значения предела прочности при растяжении, вязкости и модуля Юнга согласно многоцелевому методу GRA [19].

На заключительном этапе проведено сравнение геометрических размеров таранной кости, изготовленной методом 3D-печати с использованием оптимального набора параметров, с реальными размерами кости взрослого пациента, полученными на основе данных 3D-сканирования из медицинских учреждений. Координатно-измерительная машина (КИМ) позволила определить три линейных размера: $X = 51$ мм (фактический размер: 50,8 мм), $Y = 39$ мм (фактический размер: 38,9 мм) и $Z = 66$ мм (фактический размер: 66,1 мм). Высокая степень соответствия размеров подтверждает возможность использования разработанного прототипа в качестве модели для последующего изготовления таранной кости из биосовместимого материала, например нержавеющей стали SS316L. Такой подход может быть применен для замещения костной ткани при травматических повреждениях или дегенеративных изменениях [20]. Внешний вид изготовленного прототипа таранной кости представлен на рис. 6, а результаты координатных измерений взрослой кости – на рис. 7.

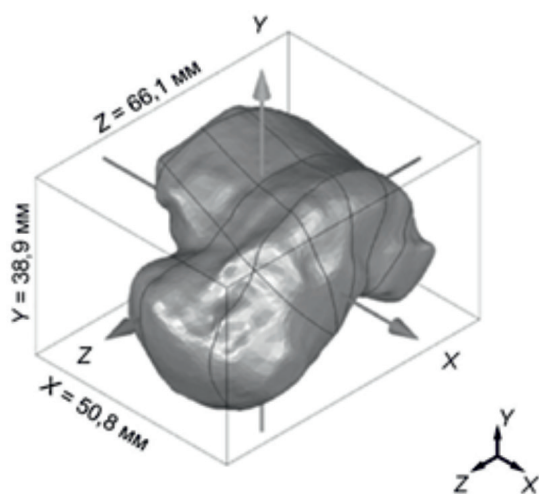


Рис. 6. Фактические размеры таранной кости (взрослый пациент)

Fig. 6. Actual dimensions of the talus bone (adult patient)



Рис. 7. Размеры таранной кости, измеренные на координатно-измерительной машине

Fig. 7. Dimensions of the talus bone measured using a coordinate measuring machine (CMM)

Заклучение

В настоящем исследовании аддитивное производство на основе технологии послойного наплавления (FDM) с использованием полимолочной кислоты (PLA) в качестве конструкционного материала успешно применено для разработки прототипа таранной кости человека. В ходе экспериментальной работы установлен ряд закономерностей, определяющих взаимосвязь между технологическими параметрами печати и механическими характеристиками получаемых изделий.

– Показано, что предел прочности при растяжении 3D-печатных образцов возрастает с 21 до 42 МПа при увеличении толщины слоя с 0,1 до 0,3 мм; однако дальнейшее повышение толщины слоя (с 0,2 до 0,3 мм) сопровождается снижением этого показателя. Согласно результатам дисперсионного анализа, наиболее значимым фактором, влияющим на предел прочности при растяжении, является скорость подачи материала, тогда как толщина слоя и температура сопла вносят меньший, но также существенный вклад.

– Установлено, что увеличение скорости подачи PLA с 95 до 100 % способствует снижению пористости и уменьшению количества пустот за счет улучшенного сплавления слоев. В то же время дальнейшее повышение скорости подачи



материала до 105 % приводит к эффекту раздутия, сопровождающемуся возникновением внутренних напряжений и микротрещин в процессе отверждения, что негативно сказывается на качестве поверхности. Дисперсионный анализ показал, что толщина слоя является наиболее значимым параметром для модуля Юнга, тогда как температура сопла и скорость подачи материала оказывают на него меньшее влияние.

– В отношении модуля Юнга выявлено, что повышение температуры сопла от 190 до 210 °C обеспечивает улучшенный тепловой контакт и более полное сплавление слоев, вследствие чего модуль упругости закономерно возрастает. Напротив, увеличение скорости подачи материала и толщины слоя ведет к образованию пустот, зазоров и неполной межслойной адгезии, это обуславливает снижение модуля Юнга. Что касается вязкости разрушения, то наиболее значимым параметром признана скорость подачи материала; температура сопла и толщина слоя оказывают на этот показатель менее выраженное влияние.

– На основе многоцелевого метода серого реляционного анализа (GRA) определена оптимальная комбинация параметров печати для PLA-образцов, обеспечивающая максимальные значения предела прочности при растяжении, вязкости и модуля Юнга: толщина слоя – 0,1 мм, температура сопла – 210 °C, расход материала – 105 %.

– С использованием полученного оптимального набора параметров изготовлен прототип таранной кости человека. Координатно-измерительная машина позволила определить три основных геометрических размера: $X = 51$ мм (фактический размер: 50,8 мм), $Y = 39$ мм (фактический размер: 38,9 мм) и $Z = 66$ мм (фактический размер: 66,1 мм). Высокая точность воспроизведения анатомической геометрии подтверждает возможность использования разработанного прототипа в качестве модели для последующего изготовления таранной кости из биосовместимых металлических материалов, таких как нержавеющая сталь SS316L.

Представленный подход открывает перспективы для дальнейшего трансформирования полимерных прототипов в полноценные металлические имплантаты, что особенно актуально в контексте развития биоинженерии. В целом 3D-аддитивное производство подтвердило свою

эффективность в качестве перспективного технологического инструмента для использования в биомедицине.

Список литературы

1. Advances in medical applications of additive manufacturing / L. Chunxu, D. Pisignano, Y. Zhao, J. Xue // *Engineering*. – 2020. – Vol. 6 (11). – P. 1222–1231. – DOI: 10.1016/j.eng.2020.02.018.
2. Исследование анизотропии свойств синтезированных металлических материалов WAAM-методом / А.В. Киричек, Д.Л. Соловьев, А.В. Яшин, С.А. Силантьев, А.В. Аборкин, М.А. Новиков // *Обработка металлов (технология, оборудование, инструменты)*. – 2025. – Т. 27, № 4. – С. 206–220. – DOI: 10.17212/1994-6309-2025-27.4-206-220.
3. Functionally graded additive manufacturing for orthopaedic applications / S. Rouf, A. Malik, A. Raina, M.I.U. Haq, N. Naveed, A. Zolfagharian, M. Bodaghi // *Journal of Orthopaedics*. – 2022. – Vol. 33. – P. 70–80. – DOI: 10.1016/j.jor.2022.06.013.
4. Gupta K., Meena K. Artificial bone scaffolds and bone joints by additive manufacturing: a review // *Bio-printing*. – 2023. – Vol. 31. – P. e00268. – DOI: 10.1016/j.bprint.2023.e00268.
5. 3D bio-printing for use as bone replacement tissues: a review of biomedical application / A. Farazin, C. Zhang, A. Gheisizadeh, A. Shahbazi // *Biomedical Engineering Advances*. – 2023. – Vol. 5. – P. 100075. – DOI: 10.1016/j.bea.2023.100075.
6. Optimisation of the additive manufacturing parameters of polylactic acid (PLA) cellular structures for biomedical applications / D. Myers, A. Abdel-Wahab, F. Hafeez, N. Kovacev, K. Essa // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2022. – Vol. 136. – P. 105447. – DOI: 10.1016/j.jmbbm.2022.105447.
7. Additive manufacturing of PLA-Mg composite scaffolds for hard tissue engineering applications / R. Bakhshi, M. Mohammadi-Zerankeshi, M. Mehra-bi-Dehdezi, R. Alizadeh, S. Labbaf, P. Abachi // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2023. – Vol. 138. – P. 105655. – DOI: 10.1016/j.jmbbm.2023.105655.
8. Settia M., Ginestra P. Additive manufacturing for orthopaedic applications: case study on market impact // *Procedia Computer Science*. – 2023. – Vol. 217. – P. 737–745. – DOI: 10.1016/j.procs.2022.12.270.
9. 3D/4D additive-subtractive manufacturing of heterogeneous ceramics / G. Liu, X. Lu, X. Zhang, Y. Zhao, S. Yi, J. Xu, C. Feng, Z. Zhou, P. Wang, Z. Chen, Y. He, S. Chen, P. Liu, J. Zuo, Y. Dai, J. Wu, S. Liu, J. Lu // *Journal of Materials Science & Technology*. – 2024. – Vol. 201. – P. 210–221. – DOI: 10.1016/j.jmst.2024.02.069.

10. *Chen D., Chen Y.* Optimization parameters for PLA through additive manufacturing: taking mixed shapes as an example // *Applied Sciences*. – 2024. – Vol. 14 (21). – P. 10035. – DOI: 10.3390/app142110035.
11. *Almansoori K., Pervaiz S.* Effect of layer height, print speed and cell geometry on mechanical properties of marble PLA based 3D printed parts // *Smart Materials in Manufacturing*. – 2023. – Vol. 1. – P. 100023. – DOI: 10.1016/j.smmf.2023.100023.
12. Optimization of 3D printing process parameters of polylactic acid filament based on the mechanical test / S. Raja, A. Prakash, P. Agrawal, P. Patil, T. Rey, Y. Capangpangan, S. Mulugeta, T. Wotango // *International Journal of Chemical Engineering*. – 2022. – Vol. 2022. – P. 5830869. – DOI: 10.1155/2022/5830869.
13. Optimization of 3D printing parameters for enhanced tensile properties in continuous carbon fiber reinforced PLA composites / F. Bilir, K. Turker, T. Saadet, G. Ahmet, C. Kilinc // *Materials Research Express*. – 2025. – Vol. 12 (4). – P. 045302. – DOI: 10.1088/2053-1591/adc5cc.
14. *Dadashi A.* Optimization of 3D printing parameters in polylactic acid bio-metamaterial under cyclic bending loading considering fracture features // *Heliyon*. – 2024. – Vol. 10 (4). – P. e26357. – DOI: 10.1016/j.heliyon.2024.e26357.
15. *Kechagias J., Zaoutsos S.* Optimization window of printing parameters for specific strength and energy consumption in PEEK additive manufacturing // *Materials and Manufacturing Processes*. – 2026. – Vol. 41 (2). – P. 229–236. – DOI: 10.1080/10426914.2026.2613641.
16. *Chate G., Deshpande A.* Optimisation for geometrical dimension of a product using 3D printer based on fused deposition modelling // *International Journal of Additive and Subtractive Materials Manufacturing*. – 2017. – Vol. 1 (2). – P. 133–144. – DOI: 10.1504/IJASMM.2017.088201.
17. К вопросу выбора и оптимизации параметров непрерывной лазерной сварки чугуна / Д.А. Илюшкин, В.Г. Солдатов, О.В. Петраков, И.А. Котлярова // *Обработка металлов (технология, оборудование, инструменты)*. – 2021. – Т. 23, № 3. – С. 20–30. – DOI: 10.17212/1994-6309-2021-23.3-20-30.
18. *Agrawal D., Kamble D.* Optimization of photochemical machining process parameters for manufacturing microfluidic channel // *Materials and Manufacturing Processes*. – 2018. – Vol. 34 (1). – P. 1–7. – DOI: 10.1080/10426914.2018.1512115.
19. Effect of process variables on Ultimaker 2+ 3D FDM printed tough PLA parts / A. Karthikeyan, L. Prabhu, T. Khan, T. Sebaey // *Materials and Manufacturing Processes*. – 2025. – Vol. 40 (3). – P. 402–414. – DOI: 10.1080/10426914.2024.2425622.
20. Generation of customized bone implants from CT scans using FEA and AM / C. Wolf, D. Juchem, A. Koster, W. Pilloy // *Materials*. – 2024. – Vol. 17 (17). – P. 4241. – DOI: 10.3390/ma17174241.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

© 2026 Авторы. Издательство Новосибирского государственного технического университета. Эта статья доступна по лицензии Creative Commons «Attribution» («Атрибуция») 4.0 Всемирная (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0>).



Obrabotka metallov -

Metal Working and Material Science

Journal homepage: http://journals.nstu.ru/obrabotka_metallov



Investigation of the effect of additive manufacturing process parameters on the fabrication of a 3D-printed talus bone prototype

Devendra Agrawal^{1, a, *}, Sushil Patil^{1, b}, Nitin Ambhore^{2, c}, Dinesh Washimkar^{2, d}, Dhroov Agrawal^{3, e}

¹ Department of Mechanical Engineering, S.V.P.M'S College of Engineering Malegaon (Bk.), SPPU, Pune, 413115, Maharashtra, India

² Department of Mechanical Engineering, Vishwakarma Institute of Technology, SPPU, Pune, 411048, Maharashtra, India

³ Department of Bachelor of Medicine & Bachelor of Surgery, KD Medical College, Mathura, 281401, Uttar Pradesh, India

^a  <https://orcid.org/0000-0002-2477-1841>,  dpagrawal@engg.svpm.org.in; ^b  <https://orcid.org/0000-0002-0547-6038>,  sspatil@engg.svpm.org.in;

^c  <https://orcid.org/0000-0001-8468-8057>,  nitin.ambhore@vit.edu; ^d  <https://orcid.org/0000-0002-1312-2619>,  dinesh.washimkar@vit.edu;

^e  <https://orcid.org/0009-0000-8547-9484>,  dhroovagrawal109@gmail.com

ARTICLE INFO

Article history:

Received: 28 May 2026

Revised: 13 June 2026

Accepted: 14 August 2026

Available online: 15 September 2026

Keywords:

3D printing

Additive manufacturing

Fused deposition modelling

Polylactic acid

Talus bone

Grey relational analysis

Prototype

ABSTRACT

Introduction. Additive manufacturing, and in particular fused deposition modelling (*FDM*), enables the fabrication of geometrically complex parts without dedicated tooling, which is especially valuable for patient-specific biomedical devices. The mechanical performance of polylactic acid (*PLA*) parts, however, depends strongly on the combination of printing parameters, and the available data on the joint influence of layer thickness, nozzle temperature, and material flow rate on the full set of strength characteristics remain fragmentary, which complicates process selection for anatomical prototypes. The aim of this work is to determine the optimum combination of *FDM* printing parameters for *PLA* parts that maximizes the integrated strength response, and to fabricate, using the identified settings, a full-scale patient-specific prototype of the human talus bone from computed tomography data. **Materials and methods.** A *Taguchi L27* orthogonal array was implemented with three levels of layer thickness (0.1–0.3 mm), nozzle temperature (190–210 °C), and material flow rate (95–105%). Tensile strength and *Young's* modulus were determined in accordance with *ASTM D638–22* on a universal testing machine at a crosshead speed of 5 mm/min; specific fracture energy (toughness) was measured according to *ASTM D256–23* using a notched *Izod* pendulum impact tester. The significance of the factors was evaluated by analysis of variance (*ANOVA*), and multi-response optimization was performed by grey relational analysis (*GRA*). The geometry of the fabricated prototype was inspected on a coordinate measuring machine. **Results and discussion.** Material flow rate was found to be the dominant factor for tensile strength (contribution of 50.3 %) and for toughness (92.9%), whereas *Young's* modulus is governed primarily by layer thickness. The highest grey relational grade (0.853) was obtained at a layer thickness of 0.1 mm, a nozzle temperature of 210 °C, and a flow rate of 105%. The dimensional deviations of the fabricated prototype from the *CT* data did not exceed 0.2 mm, which confirms its suitability as a master model for the subsequent manufacture of an implant from a biocompatible material.

For citation: Agrawal D., Patil S., Ambhore N., Washimkar D., Agrawal D. Investigation of the effect of additive manufacturing process parameters on the fabrication of a 3D-printed talus bone prototype. *Obrabotka metallov (tekhnologiya, oborudovanie, instrumenty) = Metal Working and Material Science*, 2026, vol. 28, no. 3, pp. 331–344. DOI: 10.17212/1994-6309-2026-28.3-331-344. (In Russian).

References

1. Chunxu L., Pisignano D., Zhao Y., Xue J. Advances in medical applications of additive manufacturing. *Engineering*, 2020, vol. 6 (11), pp. 1222–1231. DOI: 10.1016/j.eng.2020.02.018.
2. Kirichek A.V., Solovyev D.L., Yashin A.V., Silantsev S.A., Aborkin A.V., Novikov M.A. Issledovanie anizotropii svoystv sintezirovannykh metallicheskih materialov WAAM-metodom [Anisotropy of properties in metal materials fabricated by wire arc additive manufacturing (WAAM)]. *Obrabotka metallov (tekhnologiya, oborudovanie, instrumenty) = Metal Working and Material Science*, 2025, vol. 27, no. 4, pp. 206–220. DOI: 10.17212/1994-6309-2025-27.4-206-220.

* Corresponding author

Devendra Agrawal, Ph.D. (Engineering), Associate Professor
 S.V.P.M'S College of Engineering Malegaon (Bk.),
 Savitribai Phule Pune University, Pune,
 Maharashtra, India.

Tel.: +91-9421054282, e-mail: dpagrawal@engg.svpm.org.in

3. Rouf S., Malik A., Raina A., Haq M.I.U., Naveed N., Zolfagharian A., Bodaghi M. Functionally graded additive manufacturing for orthopaedic applications. *Journal of Orthopaedics*, 2022, vol. 33, pp. 70–80. DOI: 10.1016/j.jor.2022.06.013.
4. Gupta K., Meena K. Artificial bone scaffolds and bone joints by additive manufacturing: a review. *Bioprinting*, 2023, vol. 31, p. e00268. DOI: 10.1016/j.bprint.2023.e00268.
5. Farazin A., Zhang C., Gheisizadeh A., Shahbazi A. 3D bio-printing for use as bone replacement tissues: a review of biomedical application. *Biomedical Engineering Advances*, 2023, vol. 5, p. 100075. DOI: 10.1016/j.bea.2023.100075.
6. Myers D., Abdel-Wahab A., Hafeez F., Kovacev N., Essa K. Optimisation of the additive manufacturing parameters of polylactic acid (PLA) cellular structures for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2022, vol. 136, p. 105447. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2022.105447.
7. Bakhshi R., Mohammadi-Zerankeshi M., Mehrabi-Dehdezi M., Alizadeh R., Labbaf S., Abachi P. Additive manufacturing of PLA-Mg composite scaffolds for hard tissue engineering applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2023, vol. 138, p. 105655. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2023.105655.
8. Settia M., Ginestra P. Additive manufacturing for orthopaedic applications: case study on market impact. *Procedia Computer Science*, 2023, vol. 217, pp. 737–745. DOI: 10.1016/j.procs.2022.12.270.
9. Liu G., Lu X., Zhang X., Zhao Y., Yi S., Xu J., Feng C., Zhou Z., Wang P., Chen Z., He Y., Chen S., Liu P., Zuo J., Dai Y., Wu J., Liu S., Lu J. 3D/4D additive-subtractive manufacturing of heterogeneous ceramics. *Journal of Materials Science & Technology*, 2024, vol. 201, pp. 210–221. DOI: 10.1016/j.jmst.2024.02.069.
10. Chen D., Chen Y. Optimization parameters for PLA through additive manufacturing: taking mixed shapes as an example. *Applied Sciences*, 2024, vol. 14 (21), p. 10035. DOI: 10.3390/app142110035.
11. Almansoori K., Pervaiz S. Effect of layer height, print speed and cell geometry on mechanical properties of marble PLA based 3D printed parts. *Smart Materials in Manufacturing*, 2023, vol. 1, p. 100023. DOI: 10.1016/j.smmf.2023.100023.
12. Raja S., Prakash A., Agrawal P., Patil P., Rey T., Capangpangan Y., Mulugeta S., Wotango T. Optimization of 3D printing process parameters of polylactic acid filament based on the mechanical test. *International Journal of Chemical Engineering*, 2022, vol. 2022, p. 5830869. DOI: 10.1155/2022/5830869.
13. Bilir F., Turker K., Saadet T., Ahmet G., Kilinc C. Optimization of 3D printing parameters for enhanced tensile properties in continuous carbon fiber reinforced PLA composites. *Materials Research Express*, 2025, vol. 12 (4), p. 045302. DOI: 10.1088/2053-1591/adc5cc.
14. Dadashi A. Optimization of 3D printing parameters in polylactic acid bio-metamaterial under cyclic bending loading considering fracture features. *Heliyon*, 2024, vol. 10 (4), p. e26357. DOI: 10.1016/j.heliyon.2024.e26357.
15. Kechagias J., Zaoutsos S. Optimization window of printing parameters for specific strength and energy consumption in PEEK additive manufacturing. *Materials and Manufacturing Processes*, 2026, vol. 41 (2), pp. 229–236. DOI: 10.1080/10426914.2026.2613641.
16. Chate G., Deshpande A. Optimisation for geometrical dimension of a product using 3D printer based on fused deposition modelling. *International Journal of Additive and Subtractive Materials Manufacturing*, 2017, vol. 1 (2), pp. 133–144. DOI: 10.1504/IJASMM.2017.088201.
17. Ilyushkin D.A., Soldatov V.G., Petrakov O.V., Kotlyarova I.A. K voprosu vybora i optimizatsii parametrov nepreryvnoi lazernoi svarki chuguna [On the issue of selecting and optimizing parameters of continuous laser welding of cast iron]. *Obrabotka metallov (tekhnologiya, oborudovanie, instrumenty) = Metal Working and Material Science*, 2021, vol. 23, no. 3, pp. 20–30. DOI: 10.17212/1994-6309-2021-23.3-20-30.
18. Agrawal D., Kamble D. Optimization of photochemical machining process parameters for manufacturing microfluidic channel. *Materials and Manufacturing Processes*, 2018, vol. 34 (1), pp. 1–7. DOI: 10.1080/10426914.2018.1512115.
19. Karthikeyan A., Prabhu L., Khan T., Sebaey T. Effect of process variables on Ultimaker 2+ 3D FDM printed tough PLA parts. *Materials and Manufacturing Processes*, 2025, vol. 40 (3), pp. 402–414. DOI: 10.1080/10426914.2024.2425622.
20. Wolf C., Juchem D., Koster A., Pilloy W. Generation of customized bone implants from CT scans using FEA and AM. *Materials*, 2024, vol. 17 (17), p. 4241. DOI: 10.3390/ma17174241.

Conflicts of Interest

The authors declare no conflict of interest.