

Обработка металлов (технология • оборудование • инструменты)

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



Исследование влияния технологических параметров на фотохимическую обработку нержавеющей стали SS316L при производстве сосудистых стентов

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

¹ Кафедра машиностроения, Инженерный колледж С.В.П.М., Малагаон Будрук, Университет Савитрибай Пхуле, Пуна, штат Махараштра, 413115, Индия

² Кафедра машиностроения, Технологический институт Вишвакармы, Университет Савитрибай Пхуле, Пуна, штат Махараштра, 411037, Индия

³ Факультет медицины и хирургии, Медицинский колледж Канти Деви, Матхура, штат Уттар-Прадеш, 281406, Индия

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

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

ИНФОРМАЦИЯ О СТАТЬЕ

УДК 621.9.048.4:669.14.018.8:615.472.5

История статьи:

Поступила: 26 октября 2025

Рецензирование: 28 октября 2025

Принята к печати: 15 ноября 2025

Доступно онлайн: 15 декабря 2025

Ключевые слова:

PCM (Фотохимическая обработка)

Фотошаблон

Тагучи

Травление

Стент

Закупорка вены

АННОТАЦИЯ

Введение. Фотохимическая обработка (PCM) – это нетрадиционный метод обработки, позволяющий создавать биомедицинские компоненты без заусенцев и внутренних напряжений. Стент представляет собой небольшую сетчатую трубку, используемую для устранения закупорок и открытия кровеносных сосудов в артериях и венах. Нержавеющая сталь SS316L является одним из предпочтительных материалов для изготовления стентов благодаря её превосходной биосовместимости и возможности проведения фотохимической обработки. Сосудистые стенты изготавливают из металлической сетки, ткани, силикона или комбинаций материалов. **Цель данной работы:** исследование влияния технологических параметров на процесс PCM при обработке SS316L и изготовление стента из стали SS316L в качестве субстрата методом фотохимической обработки. Изготовленный стент используется в более крупных артериях, например аорте, с целью обеспечения стабильного канала для кровотока. **Методы исследования.** Технологические параметры процесса фотохимической обработки были оптимизированы по методу Тагучи с экспериментальной матрицей L_9 (DoE). Влияние технологических параметров на отклики исследовалось с использованием F-значений. Искусственная нейронная сеть (ANN) применялась в качестве средства прогностической диагностики для наблюдения за отклонениями в откликах. **Результаты и обсуждение.** Был получен оптимальный набор параметров обработки, который использовался для изготовления сосудистого стента. С помощью CAD-программного обеспечения был разработан фотошаблон с требуемым размером балок стента. Контролируемое травление раствором хлорида железа (III) обеспечило образование сетки; затем лазерной шовной сваркой была сформирована трубчатая конструкция стента для имплантации в местах закупорок. Размеры полученного стента были измерены с помощью СЭМ (сканирующей электронной микроскопии), и было установлено, что размер балок стента варьируется от 312 мкм до 900 мкм.

Для цитирования: Исследование влияния технологических параметров на фотохимическую обработку нержавеющей стали SS316L при производстве сосудистых стентов / Д. Агравал, С. Патил, Д. Вашимкар, Н. Амбхор, Д. Агравал // Обработка металлов (технология, оборудование, инструменты). – 2025. – Т. 27, № 4. – С. 180–193. – DOI: 10.17212/1994-6309-2025-27.4-180-193.

Введение

Одной из серьёзных угроз для здоровья человека являются сосудистые заболевания. Сосудистые стенты бывают двух типов: саморасширяющиеся и баллонно-расширяемые. Однако для обоих типов характерны такие проблемы, как миграция стента внутри вен, повреждение

сосудов, а также проблемы, связанные с внезапным сужением и расширением вен. Хотя баллонно-расширяемые стенты обладают преимуществами точного позиционирования, простоты использования и высокой радиальной прочности, их гибкость при прохождении изогнутых кровеносных артерий ограничена. В медицинской сфере существует потребность в создании постоянного канала для кровотока в боковых сосудах посредством установки перманентного сосудистого стента.

Процесс имплантации стента включает в себя введение сетчатого устройства, напоминающего

*Адрес для переписки

Агравал Девендра, к.т.н., доцент
Инженерный колледж С.В.П.М., Малагаон Будрук,
Университет Савитрибай Пхуле,
Пуна, штат Махараштра, 413115, Индия
Тел.: +91-9421054282, e-mail: dpagrawal@engg.svpm.org.in

каркас, в поврежденный или закупоренный участок кровеносного сосуда. Стент используется для восстановления проходимости суженного или заблокированного канала и обеспечивает долгосрочную поддержку, восстанавливая и поддерживая постоянный кровоток после достижения целевого пораженного участка. Поскольку кровеносные сосуды человека могут значительно различаться по форме у разных людей, то стандартный стент часто не соответствует специфике сосудистого поражения конкретного пациента. Стандартный размер трубчатой сетки может потребовать расширения в соответствии с требованиями. Даже если саморасширяющийся стент является гибким и обладает хорошей адгезией, сложная процедура имплантации приводит к увеличению продолжительности операции и повышению риска эмболического инсульта.

Сосудистые стенты могут быть изготовлены из металлов, полимеров или композитов и обычно имеют однородную конструкцию, размеры и форму элементарной ячейки. Алиреза с соавторами (Alizera et al.) разработали три различных типа инновационных гибридных ауксетических стентов и проанализировали их поведение при квазистатической деформации. Эти стенты были изготовлены с использованием аддитивной технологии послойного наплавления (FDM). Результаты экспериментального исследования и моделирования методом конечных элементов показали хорошее совпадение [1]. Цаниц с соавторами (Canic et al.) разработали новую математическую и вычислительную основу для геометрически оптимизированных сетчатых устройств, т. е. стентов. Эти стенты содержат сетчатую структуру в виде сети на одномерных изогнутых стержнях. Для упрощения расчетов изогнутые стержни аппроксимируются кусочно-прямыми стержнями [2]. Эбрахими с соавторами (Ebrahimi et al.) представили информацию о разработке метаматериальных стентов для биомедицинского применения. Их открытие обладает огромным потенциалом для дальнейшего развития технологии стентов, что в конечном итоге принесет пользу пациентам, проходящим лечение от таких заболеваний, как стеноз артерий [3]. Панг с соавторами (Pang et al.) разработали новый маршрут микрофрезерования для сердечно-сосудистых стентов, изготовленных из магниевого сплава. Были описаны и оценены

механические характеристики и качество обработки изготовленного сердечно-сосудистого стента [4].

Ли с соавторами (Li et al.) занимались созданием сосудистых стентов из разных материалов по различным аддитивным технологиям (AM, additive manufacturing). Автор разработал сосудистые стенты с использованием экономически эффективных материалов, включая биоинертные металлы, биорезорбируемые полимеры и биорезорбируемые металлы, и предложил применять аддитивные технологии для их изготовления. Была продемонстрирована потенциальная польза аддитивных технологий в производстве индивидуализированных стентов с уникальными конструкциями ячеек, что приведет к улучшению соответствия и характеристик сжатия/расширения [5].

Ван и соавторы (Wang et al.) разработали стенты для изогнутых артерий и провели много-критериальную оптимизацию технологических параметров для изготовления стентов с улучшенными комплексными характеристиками [6]. Халадж с соавторами (Khalaj et al.) представили исследование технологических параметров для оптимизации напечатанных на 3D-принтере стентов. Авторы определили влияние таких переменных процесса, как ширина линии, скорость печати и скорость перемещения, на качество стента. Стенты изготавливаются в полном соответствии с исходными CAD-моделями путем регулирования параметров процесса печати. Было обнаружено, что способность FDM-печати работать с материалами медицинского назначения предлагает потенциальные преимущества для производства 3D-напечатных стентов [7].

Обзор производства металлических стентов с использованием лазерных технологий был представлен Демиром и соавторами (Demir et al.). Аддитивное селективное лазерное плавление и субтрактивные методы лазерной резки применяют лазерный луч в качестве основного цифрового инструмента для создания тонких элементов формы стента. Будущие перспективы укрепления сотрудничества между инженерами и врачами могут быть использованы в индустрии производства биомедицинских имплантатов [8]. Герра с соавторами (Guerra et al.) представили влияние процесса погружного нанесения покрытия на характеристики трубы для получения

трубы PCL/PLA при изготовлении стента. Ограничения PCL и PLA в качестве материалов для стентов были продемонстрированы с помощью динамического механического анализа (DMA) и исследования деградации. Композиционная трубка из PCL/PLA вела себя в большей степени в соответствии со спецификациями стента [9].

Все вышеперечисленные методы имеют определённые ограничения, такие как высокая стоимость, многостадийность процессов, возможновение остаточных напряжений, требования к специальным условиям и квалификации оператора, ограничения по материалам и необходимость последующей постобработки. Для преодоления этих недостатков используется нетрадиционный метод механической обработки, известный как фотохимическая обработка (PCM, photochemical machining), который применяется для микрообработки и разработки сосудистых стентов. PCM стала более эффективной альтернативой традиционным методам механической обработки в различных областях и часто служит для создания тонких компонентов со сложными элементами [10]. Для селективного травления подложки используются фоторезист и травитель [11]. Техрани и соавторы (Tehrani et al.), используя триэтаноламин (TEA, triethanolamine) в качестве травителя при PCM стали SS 304, наблюдали улучшение качества поверхности и скорости съёма материала (MRR, material removal rate) [12]. Аллен и соавторы (Allen et al.) установили требования к эксплуатационным характеристикам и метрики для промышленных травителей [13]. Цакир (Cakir) провёл контролируемое травление алюминия травителем FeCl_3 и исследовал влияние параметрических факторов [14]. Агравал и соавторы (Agrawal et al.) оптимизировали технологические параметры при обработке стали SS 304 с использованием хлорида железа (III) в качестве травителя. Оптимальная комбинация параметров обработки применяется для создания микрофлюидных каналов и микроформ диаметром до 100 мкм [15].

Данные из научной литературы показывают, что процесс PCM имеет преимущества, поскольку он не вызывает образования заусенцев и внутренних напряжений. Следовательно, после обработки образца не требуется постобработка. Это уникальный метод обработки тонких и сложных профилей с минимальными затратами.

Процесс можно контролировать путем оптимизации технологических параметров на разных уровнях. Металлургические свойства детали после обработки остаются неизменными. Чтобы исследовать возможности процесса PCM, автор использовал его для разработки сосудистых стентов.

В данном исследовании автор предпринял попытку изготовить сосудистый стент с помощью фотохимической обработки. Все этапы, такие как центробежное нанесение фоторезиста, сушка, контролируемое травление и УФ-облучение, проводились в лабораторных условиях. Фотошаблон с размерами балок стента был разработан с помощью программного обеспечения CAD и высокоточных принтеров с высоким разрешением (DPI, dot per inch). Для создания сетки с заданными размерами использовался травитель на основе хлорида железа (III) с параметрами процесса, оптимизированными после анализа по методу Тагучи. Для прогнозирования выходных параметров была разработана модель на основе искусственной нейронной сети (ANN, artificial neural network) и оценена погрешность. Лазерная шовная сварка была выполнена по краю сетки для формирования трубчатой конструкции. Размеры разработанного стента были измерены с помощью СЭМ. Установлено, что размер балок стента варьируется от 312 до 900 мкм. Изготовленный стент используется в более крупных артериях, таких как аорта, и обеспечивает стабильный канал для кровотока.

Методы

Нержавеющая сталь SS316L является одним из предпочтительных материалов для изготовления стентов благодаря её превосходной биосовместимости и возможности проведения фотохимической обработки. Химический состав стали SS316L включает в себя Mo (2...3 %), Si (0,75 %), N (0,10 %), P (0,045 %), C ($\leq 0,030 \%$), Ni (10...14 %), и Cr (16...18 %).

Этапы процесса PCM, такие как выбор материала, подготовка фотошаблона и образца, маскирование фоторезистом, сушка, контролируемое травление, удаление фоторезиста (стриппинг) и контроль, выполняются в темной комнате и лаборатории. Размер образца для эксперимента составляет 30×30 мм, толщина – 0,08 мм. Фото-

шаблон представляет собой чёрный круг диаметром 10 мм. Для разработки графического изображения использовалось программное обеспечение CAD и принтер с высоким разрешением (DPI). Параметрами процесса, влияющими на результат, являются время травления (мин.), температура травителя (°C) и концентрация травителя (г/л) [16].

Предварительные эксперименты были проведены с использованием подхода «один фактор за раз» для выбора уровней планирования эксперимента (DoE, design of experiments) (с тремя наборами повторений) [17]. Уровни параметров обработки, полученные после предварительных экспериментов, показаны в табл. 1. Измерения параметров после DoE представлены в табл. 2.

Подтравливание (U_c)

Подтравливание – это нежелательный эффект обработки, возникающий в процессе PCM под фоторезистом. Как показано на рис. 1, травление происходит в области A , но из-за изотропной природы процесса оно распространяется вглубь подложки до области B , что соответствует обработке под фоторезистом. Эта дополнительная (нежелательная) обработка называется подтравливанием (U_c) (рис. 1):

$$U_c = 1/2(B - A).$$

Величина U_c измеряется с помощью видеоизмерительной машины (рис. 2). Две окружности, показывающие подтравливание во время травления, наблюдаются под видеоизмерительной машиной (рис. 3).

Таблица 1

Table 1

Технологические параметры и их уровни
Process parameters and their levels

Параметры	Уровень 1	Уровень 2	Уровень 3
Концентрация (г/л)	300	400	500
Время (мин.)	2	3	4
Температура (°C)	50	55	60

Таблица 2

Table 2

Матрица эксперимента
Experimental design matrix

№ п/п	Концен-трация (г/л)	Время (мин.)	Темпе-ратура (°C)	Скорость удаления материала MRR (мм ² /мин)	Подтрав-ливание (мм)	Глубина резания (мм)	Фактор травления
1	300	2	50	2,88	0,018	0,0366	2,0333
2	300	3	55	3,12	0,058	0,0396	0,6843
3	300	4	60	3,88	0,098	0,0493	0,5037
4	400	2	55	4,91	0,031	0,0623	2,0045
5	400	3	60	5,12	0,033	0,0651	1,9860
6	400	4	50	5,28	0,039	0,0671	1,7223
7	500	2	60	5,15	0,033	0,0655	2,0037
8	500	3	50	5,78	0,035	0,0732	2,0857
9	500	4	55	6,12	0,038	0,0823	2,1466

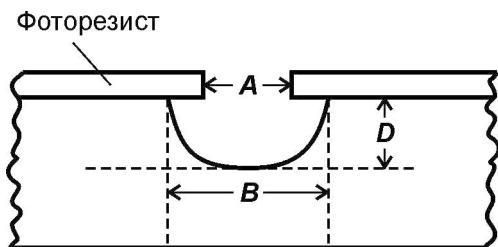


Рис. 1. Определение подтравливания (U_c):

A – зона, подлежащая обработке; B – фактически обработанная зона

Fig. 1. Definition of undercut (U_c), where:

A is the area for machining; B is the actual machined area

Рис. 2. Измерение образца с помощью ВММ

Fig. 2. Specimen under VMM

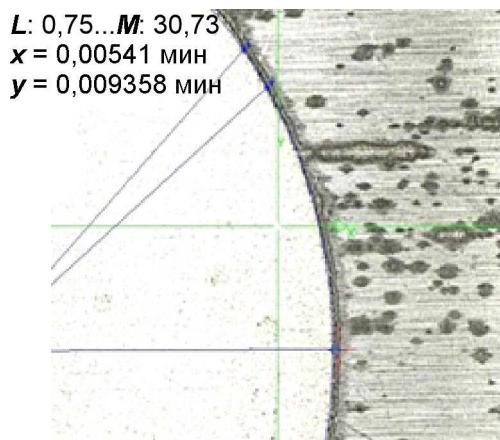


Рис. 3. Образец с указанием внутреннего круга (соответствующего размеру фотошаблона) и внешнего круга (зоны избыточной обработки)

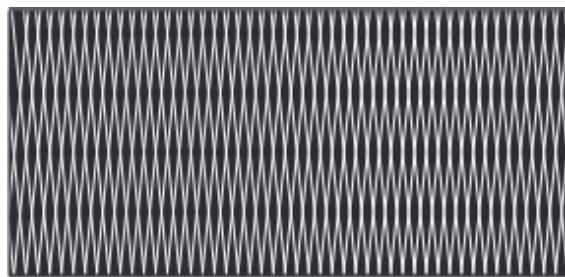
Fig. 3. Specimen showing the inner circle (phototool size) and the outer circle (extra machining)

PCM для изготовления стентов

Для достижения наилучших результатов использовался оптимальный набор параметров: температура травителя 50 °C, концентрация травителя 500 г/л и время травления 2 мин. Сжатый воздух подавался со дна резервуара для поддержания постоянной концентрации травителя по всему объёму. Образец помещался в полимерный сетчатый мешок во время травления. При сушке, УФ-облучении и контролируемом травлении соблюдались все меры безопасности. Для удаления травителя и УФ-облученного фоторезиста использовалась мягкая очистка. Сетка (балки стента) в соответствии с требуемыми размерами

на фотошаблоне была протравлена на образце. Оставшийся фоторезист на образце был удалён мягкой очисткой под водой. Вид фотошаблона с сеткой показан на рис. 4.

Плоский образец с протравленной сеткой наматывается вокруг круглого стержня (оправки) с диаметром, соответствующим требуемому диаметру стента для формирования трубчатой конструкции. Диаметр стержня варьируется от 100 мкм до 1000 мкм, что определяет диаметр стента. Плоские края сетчатой трубы соединяются встык для получения перекрытия материала. Микрошовная сварка выполняется по краю трубчатого образца с помощью технологии



Rис. 4. Фотошаблон, используемый для изготовления стента

Fig. 4. Phototool used for stent manufacturing

лазерной сварки. Лазерная сварка гарантирует бесшовность сварного соединения по всей его протяженности. Расширение стента обеспечивает проток крови через его просвет и между балками внутри вены.

Результаты и их обсуждение

Уровни параметров и результаты дисперсионного анализа (ANOVA, Analysis of variance) для подтравливания показаны в табл. 3 и 4. Из дисперсионного анализа ANOVA видно, что время травления является наиболее значимым параметром для подтравливания, за которым следует концентрация травителя. Скорость взаимодей-

ствия между растворителем и растворяемым веществом (травителем и основой) увеличивается со временем. Растворение ковалентных связей более интенсивно с течением времени вдоль границ зерен неоднородного материала. Обработка под фоторезистом в боковом направлении более выражена по сравнению с прямым (вертикальным) направлением. Из-за этого подтравливание повышается с увеличением времени травления.

Уровни параметров и результаты дисперсионного анализа ANOVA для скорости удаления материала (MRR, material removal rate) показаны в табл. 5 и 6. Было обнаружено, что концентрация травителя является значимым параметром процесса для MRR, за которым следует время травления [18]. Плотность активных ионов железа (III) возрастает с увеличением концентрации травителя. Количество ионов железа (III) способствует росту скорости реакции. По мере увеличения частоты столкновения атомов с металлическими основаниями улучшается диффузия активных атомов. Это влияет на скорость удаления материала как на характеристику отклика. Вследствие этого по мере увеличения градиента концентрации травителя скорость удаления материала (MRR) также демонстрирует тенденцию к увеличению.

Таблица 3

Table 3

Параметры подтравливания и их уровни Undercut parameters and their levels

Параметр	Уровень 1	Уровень 2	Уровень 3
Концентрация (г/л)	0,0580	0,0343	0,0353
Время (мин.)	0,0306	0,0424	0,0545
Температура (°C)	0,0272	0,0419	0,0584

Таблица 4

Table 4

Таблица ANOVA для подтравливания ANOVA table for undercut

Фактор	D.F.	S.S.	M.S.	F	P
Концентрация (г/л)	2	0,00107	0,00053	1,14	0,467
Время (мин.)	2	0,00145	0,00072	1,54	0,394
Температура (°C)	2	0,00084	0,00042	0,90	0,526
Погрешность	2	0,00094	0,00047	—	—
Итого	8	0,00432	—	—	—

Таблица 5
Table 5

Параметры MRR и их уровни
MRR parameters and their levels

Параметр	Уровень 1	Уровень 2	Уровень 3
Концентрация (г/л)	2,368	4,712	4,716
Время (мин.)	4,310	4,673	5,093
Температура (°C)	3,293	5,102	5,681

Таблица 6
Table 6

Таблица ANOVA для MRR
ANOVA table for MRR

Фактор	D.F.	S.S.	M.S.	F	P
Концентрация (г/л)	2	9,3246	4,6623	53,53	0,018
Время (мин.)	2	0,9144	0,4572	5,25	0,160
Температура (°C)	2	0,0098	0,0049	0,06	0,947
Погрешность	2	0,1742	0,0871	—	—
Итого	8	10,423	—	—	—

Уровни параметров и результаты дисперсионного анализа ANOVA для коэффициента травления (Etch Factor) показаны в табл. 7 и 8. Было обнаружено, что концентрация травителя

является важным параметром процесса для коэффициента травления. Коэффициент травления – это отношение глубины протравливания к подтравливанию. Поскольку глубина протрав-

Таблица 7
Table 7

Параметры фактора травления и их уровни
Etch factor parameters and their levels

Параметр	Уровень 1	Уровень 2	Уровень 3
Концентрация (г/л)	1,0737	1,9042	2,0786
Время (мин.)	1,9471	1,6117	1,4977
Температура (°C)	2,0138	1,5853	1,4574

Таблица 8
Table 8

Таблица ANOVA для фактора травления
ANOVA table for etch factor

Фактор	D.F.	S.S.	M.S.	F	P
Концентрация (г/л)	2	1,7300	0,8650	2,79	0,264
Время (мин.)	2	0,5094	0,2547	0,82	0,549
Температура (°C)	2	0,3273	0,1636	0,53	0,655
Погрешность	2	0,6208	0,4908	—	—
Итого	8	3,1875	—	—	—

ливания, вызванная увеличением концентрации, больше по сравнению с подтравливанием, то коэффициент травления демонстрирует тенденцию к увеличению с ростом концентрации травителя.

Из дисперсионного анализа ANOVA следует, что оптимальный набор параметров обработки стали SS316L с использованием хлорида железа (III) в качестве травителя следующий: время травления 2 мин., температура травителя 50 °C и концентрация травителя 500 г/л.

Для прогнозирования характеристик процесса была разработана регрессионная модель и модель ANN. Процент ошибки между экспериментальными и прогнозируемыми значениями оказался удовлетворительным для параметров отклика (как показано на рис. 5) [19].

Ошибки между экспериментальными и прогнозируемыми результатами составляют менее 15 % (как показано на рис. 6–8). Максимальные значения погрешности составляют 1,781, 0,001, 0,170, а минимальные значения погрешности – 0 для MRR, U_c и коэффициента травления соответственно (как показано в табл. 9–11).

Стент трубчатой конструкции был изготовлен в лаборатории методом фотохимической обработки. Различные измерения выполнялись

с помощью сканирующего электронного микроскопа (СЭМ). Были зафиксированы результаты наблюдений стента. Балка стента – это часть стента, предназначенная для раскрытия суженной или закрытой артерии. Форма и толщина балки важны для долговечности стента и риска рестеноза. Было обнаружено, что в результате травления формируется сетка с вертикальными и горизонтальными зазорами, которая способна выдерживать кровяное давление и обеспечивать проток крови. Подтравливание, возникающее в процессе травления, способствует снижению массы стента без ущерба для его прочности. Повреждение вены также уменьшается, поскольку уменьшается площадь контакта между стенкой вены и стентом. Расширение стента поддерживается благодаря эффекту наклёпа (деформационного упрочнения), возникающему при формировании трубы из плоского образца. Плоские концы обеспечивают поверхность для лазерной шовной сварки. На рис. 9, полученном с помощью сканирующего электронного микроскопа, наблюдается сетчатая структура стента, представленная вертикальными и горизонтальными балками, а также зазорами между ними. Измерения сетки показали, что максимальный горизонтальный размер балки стента составляет 994,1 мкм, а вертикальный зазор сетки – 361,1 мкм. Протравленный образец, показанный на рис. 9, был преобразован в трубчатую форму.

Как показано на рис. 10, размеры стандартного стента составляют 340 мкм и 1,1 мм. Размеры стандартного стента и стента, изготовленного с помощью РСМ в лаборатории, имеют близкое сходство. Из рис. 11 (изображение СЭМ) видно, что в трубчатой форме (форме стента) балки стента совпадают друг с другом, благодаря чему кровь может проходить через стент во всех возможных направлениях. Размер балки стента по боковому краю составляет 352,8 мкм. Благодаря двустороннему УФ-отверждению экспозиции и травлению по линии симметрии изображение сетки совпадает по краю стента. На рис. 12 показана эллиптическая природа балки стента (вертикальной). Большая ось (вертикальная) имеет размер 1,137 мм, а малая ось (горизонтальная) – 318 мкм. Стандартный размер балки стента показан на рис. 10.

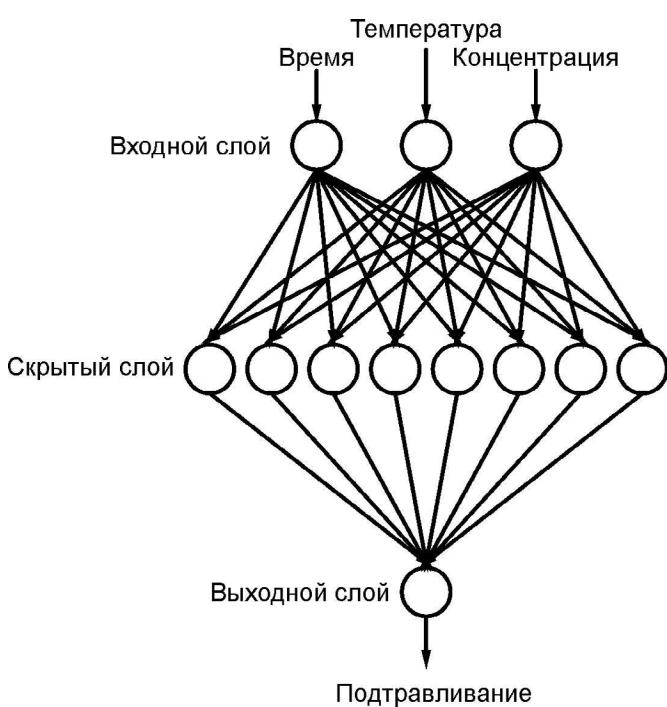


Рис. 5. Архитектура ANN (ИНС) для подтравливания

Fig. 5. ANN Architecture for undercut

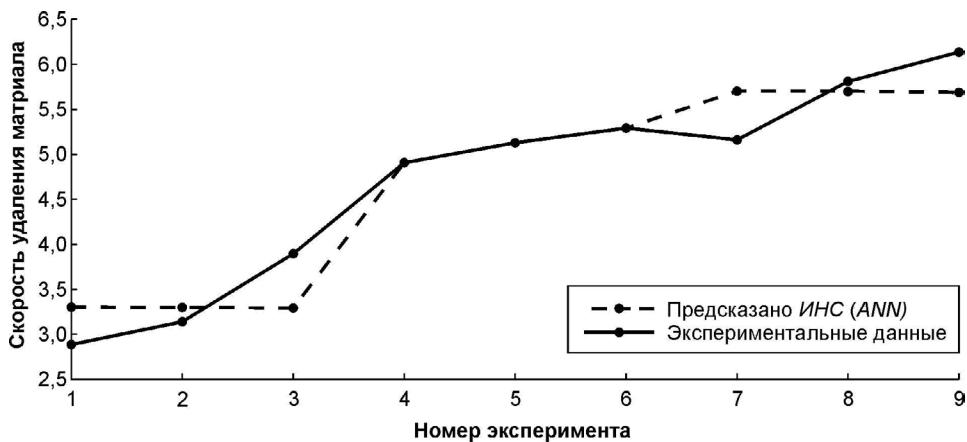


Рис. 6. Реализация модели ИНС (ANN) для прогнозирования скорости удаления материала (MRR) (мм³/мин)

Fig. 6. Implementation of the ANN model for prediction of MRR (mm³/min)

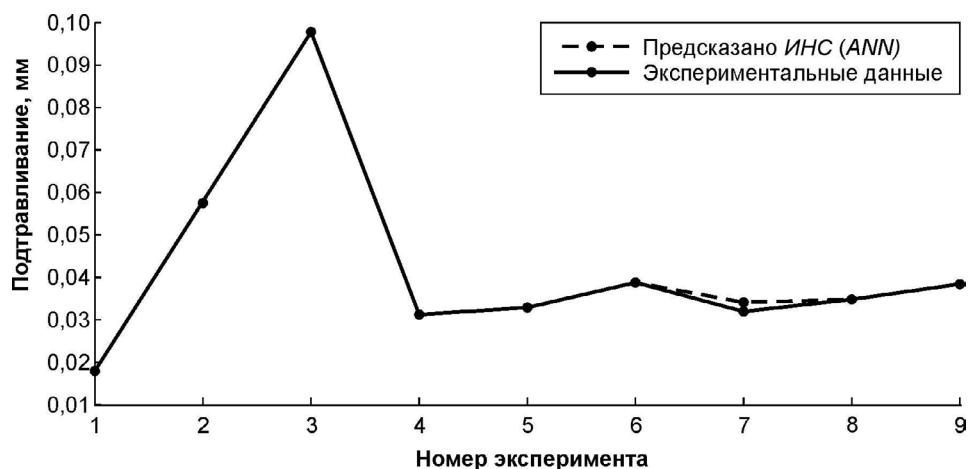


Рис. 7. Реализация модели ИНС (ANN) для прогнозирования подтравливания (U_c), мм

Fig. 7. Implementation of the ANN model for prediction of undercut (U_c) (mm)

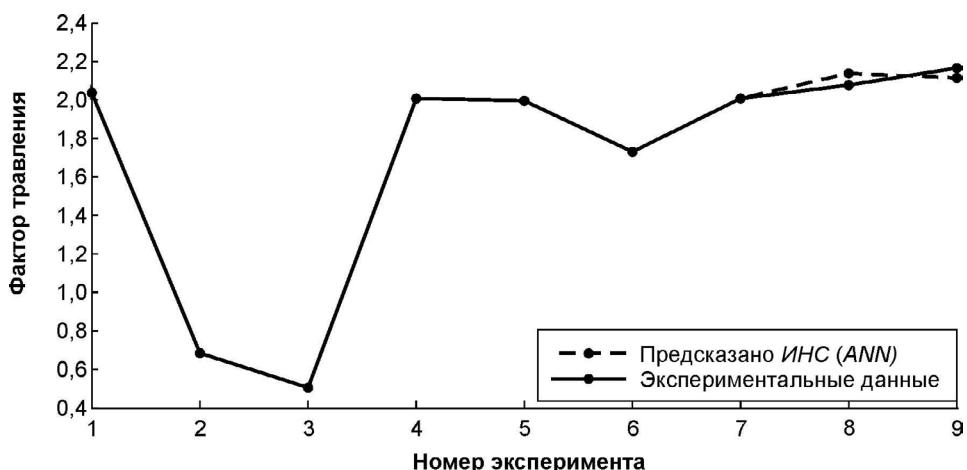


Рис. 8. Реализация модели ИНС (ANN) для прогнозирования фактора травления (EF)

Fig. 8. Implementation of the ANN model for prediction of Etch Factor (EF)

Таблица 9
Table 9

Сравнение фактических и прогнозируемых значений MRR и рассчитанные ошибки
Comparison of actual and predicted MRR values and calculated errors

Фактические (MRR)	2,88	3,12	3,88	4,91	5,12	5,28	5,15	5,78	6,12
Прогнозируемые (MRR)	3,29	3,29	3,29	4,91	5,12	5,28	5,68	5,68	5,68
Ошибки	1,25	0,52	1,781	0	0	0	0,93	0,17	0,76

Таблица 10
Table 10

Сравнение фактических и прогнозируемых значений подтравливания (U_c) и рассчитанные ошибки
Comparison of actual and predicted undercut (U_c) values and calculated errors

Фактические (U_c)	0,01	0,05	0,09	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03
Прогнозируемые (U_c)	0,01	0,05	0,09	0,03	0,03	0,03	0,031	0,03	0,03
Ошибки	0	0	0	0	0	0	0,001	0,001	0

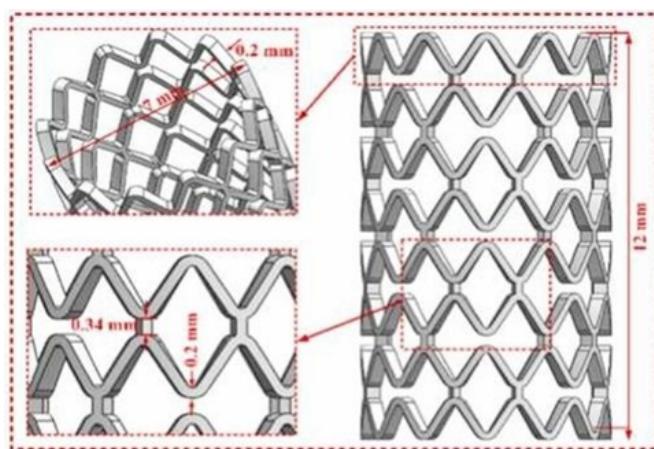
Таблица 11
Table 11

Сравнение фактических и прогнозируемых значений фактора подтравливания (EF) и рассчитанные ошибки
Comparison of actual and predicted etch factor (EF) values and calculated errors

Фактические (EF)	2,033	0,684	0,503	2,003	1,986	1,722	2,003	2,098	2,146
Прогнозируемые (EF)	2,033	0,684	0,503	2,003	1,986	1,722	2,003	2,122	2,146
Ошибки	0	0	0	0	0	0	0	0,170	0



Rис. 9. Микроструктура трубчатой сетки стента: вертикальные и продольные балки в трубчатой сетке
Fig. 9. Observation of vertical and longitudinal stent struts in tubular mesh



Rис. 10. Стент стандартного размера, используемый при закупорке вен (Заимствовано из [20])
Fig. 10. Standard-sized stent used in vein blockages.
(Courtesy of [20])

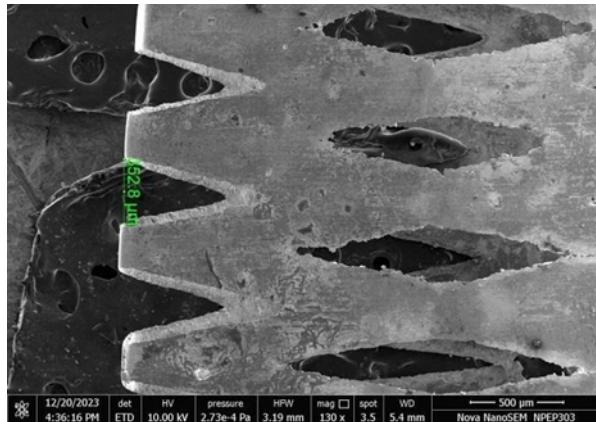


Рис. 11. Продольная балка стента

Fig. 11. Observation of longitudinal stent strut

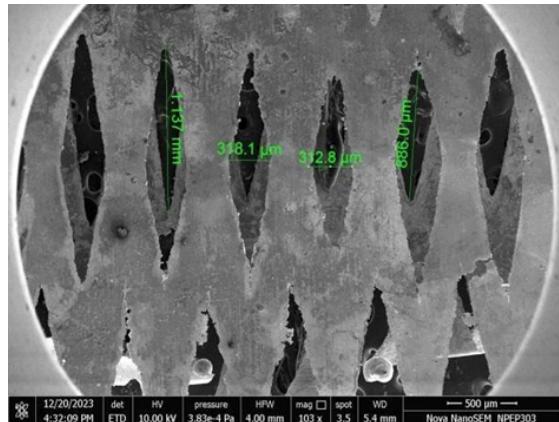


Рис. 12. Вертикальная балка стента

Fig. 12. Observation of vertical stent strut

Заключение

Важным выводом данной статьи является то, что фотохимическая обработка может быть успешно применена для биомедицинских целей, в частности для изготовления стентов. Был определён оптимальный набор параметров обработки стали SS316L, включающий в себя температуру травителя 50 °C, концентрацию травителя 500 г/л и время травления 2 мин.

Надлежащая разработка фотошаблона, УФ-облучение и контролируемое травление биосовместимого материала позволяют получить трубчатый стент с сетчатой структурой. Такой стент предназначен для имплантации в кровеносные артерии с целью регулирования или восстановления кровотока в закупоренных сосудах.

В ходе работы были достигнуты следующие параметры стента: размер балки до 994,1 мкм в вертикальном направлении и зазор сетки 361,1 мкм в горизонтальном направлении.

В дальнейших исследованиях необходима надлежащая медицинская сертификация разработанного стента с соблюдением всех производственных норм. Это представляет значительную выгоду для пациентов, поскольку процесс РСМ обеспечивает высокую экономическую эффективность при массовом производстве, что может привести к снижению стоимости стентов и сделать их более доступными для широких слоев населения. Использование РСМ в разработке стентов подтверждает, что этот метод является знаковым достижением в сфере нетрадиционных технологий обработки материалов.

Список литературы

1. Conceptual design and analysis of novel hybrid auxetic stents with superior expansion / A.M.M. Zamani, E. Etemadi, M. Bodaghi, H. Hu // Mechanics of Materials. – 2023. – Vol. 187. – P. 1–16. – DOI: 10.1016/j.mechmat.2023.104813.
2. Geometric optimization of vascular stents modeled as networks of 1D rods / S. Čanić, L. Grubišić, M. Ljulj, M. Maretić, J. Tambača // Journal of Computational Physics. – 2023. – Vol. 494. – P. 1–32. – DOI: 10.1016/j.jcp.2023.112497.
3. Revolutionary auxetic intravascular medical stents for angioplasty applications / M.S. Ebrahimi, M. Noruzi, R. Hamzehei, E. Etemadi, R. Hashemi // Materials & Design. – 2023. – Vol. 235. – P. 1–17. – DOI: 10.1016/j.matdes.2023.112393.
4. Study on surface quality and mechanical properties of micro-milling WE43 magnesium alloy cardiovascular stent / S. Pang, W. Zhao, T. Qiu, W. Liu, L. Jiao, X. Wang // Journal of Manufacturing Processes. – 2023. – Vol. 101. – P. 1080–1090. – DOI: 10.1016/j.jmapro.2023.06.061.
5. Additive manufacturing of vascular stents / Y. Li, Y. Shi, Y. Lu, X. Li, J. Zhou, A.A. Zadpoor, L. Wang // Acta Biomaterialia. – 2023. – Vol. 167. – P. 16–37. – DOI: 10.1016/j.actbio.2023.06.014.
6. Optimized structure design of asymmetrical Mg alloy cerebrovascular stent with high flexibility / Y. Wang, C. Yan, D. Mei, Y. Li, K. Sheng, J. Wang, L. Wang, S. Zhu, S. Guan // Smart Materials in Manufacturing. – 2024. – Vol. 2. – P. 100040. – DOI: 10.1016/j.smmf.2023.100040.
7. 3D printed stents using fused deposition method / R. Khalaj, A.G. Tabriz, L.A. Junqueira, M.I. Okereke, D. Douroumis // Journal of Drug Delivery Science and Technology. – 2024. – Vol. 97. – P. 105724. – DOI: 10.1016/j.jddst.2024.105724.

8. Demir A.G., Previtali B. Lasers in the manufacturing of cardiovascular metallic stents: Subtractive and additive processes with a digital tool // Procedia Computer Science. – 2023. – Vol. 217. – P. 604–613. – DOI: 10.1016/j.procs.2022.12.256.
9. Guerra A.J., San J., Ciurana J. Fabrication of PCL/PLA composite tube for stent manufacturing // Procedia CIRP. – 2017. – Vol. 65. – P. 231–235. – DOI: 10.1016/j.procir.2017.03.339.
10. Chanmanwar R.M., Balasubramaniam R., Wankhade L.N. Application of manufacturing of microfluidic devices: review // International Journal of Modern Engineering Research. – 2013. – Vol. 3 (2). – P. 849–856.
11. Çakır O. Etchants for chemical machining of aluminium and its alloys // Acta Physica Polonica A. – 2019. – Vol. 135 (4). – P. 586–587. – DOI: 10.12693/APhysPolA.135.586.
12. Tehrani F.A., Imanian E. A new etchant for the chemical machining of St304 // Journal of Materials Processing Technology. – 2004. – Vol. 149 (1–3). – P. 404–408. – DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2004.02.055.
13. Allen D., Almond H. Characterisation of aqueous ferric chloride etchants used in industrial photochemical machining // Journal of Materials Processing Technology. – 2004. – Vol. 149 (1–3). – P. 224–238. – DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2004.02.044.
14. Çakır O. Chemical etching of aluminum // Journal of Materials Processing Technology. – 2008. – Vol. 199 (1–3). – P. 337–340. – DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2007.08.012.
15. Agrawal D., Kamble D. Optimization of photochemical machining process parameters for manufac-
- ting microfluidic channel // Materials and Manufacturing Processes. – 2019. – Vol. 34 (1). – P. 1–7. – DOI: 10.1080/10426914.2018.1512115.
16. Wangikar S.S., Patowari P.K., Misra R.D. Effect of process parameters and optimization for photochemical machining of brass and German silver // Materials and Manufacturing Processes. – 2016. – Vol. 32 (15). – P. 1747–1755. – DOI: 10.1080/10426914.2016.1244848.
17. Multi-objective optimization of EN19 steel milling parameters using Taguchi, ANOVA, and TOPSIS approach / P.K. Jadhav, R.S.N. Sahai, S. Solanke, S.H. Gawande // Journal of Alloys and Metallurgical Systems. – 2024. – Vol. 7. – P. 100102. – DOI: 10.1016/j.jalmes.2024.100102.
18. Улучшение характеристики электроэррозионной обработки сплавов NiTi, NiCu и BeCu с использованием многокритериального подхода на основе функции полезности / В.С. Джатти, В. Сингараджан, А. Сайятибрагим, В.С. Джатти, М.Р. Кришнан, С.В. Джатти // Обработка металлов (технология, оборудование, инструменты). – 2025. – Т. 27, № 2. – С. 57–88. – DOI: 10.17212/1994-6309-2025-27.2-57-88.
19. Anita J., Das R., Pradhan M.K. Multi-objective optimization of electrical discharge machining processes using artificial neural network // Jordan Journal of Mechanical and Industrial Engineering. – 2016. – Vol. 10 (1). – P. 11–18.
20. Experimental study of NiTi alloy cardiovascular stent formed via SLM / H. Ji, W. Zhang, Z. Li, M. Chai, Y. Wang // Materials Today Communications. – 2024. – Vol. 41. – P. 110426. – DOI: 10.1016/j.mtcomm.2024.110426.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

© 2025 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/>)



Investigation of the effect of process parameters on photochemical machining of SS316l for manufacturing vascular stents

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

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

² Department of Mechanical Engineering, Vishwakarma Institute of Technology, Savitribai Phule Pune University, Pune, Maharashtra, 411037, India

³ Department of Bachelor of Medicine & Bachelor of Surgery, KD Medical College Mathura, Uttar Pradesh, 281406, 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/0000-0002-1312-2619>, dinesh.washimkar@vit.edu; ^d <https://orcid.org/0000-0001-8468-8057>, nitin.ambhore@vit.edu;

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

ARTICLE INFO

Article history:

Received: 26 October 2025

Revised: 28 October 2025

Accepted: 15 November 2025

Available online: 15 December 2025

Keywords:

PCM

Phototool

Taguchi

Etching

Stent

Vein blockage

ABSTRACT

Introduction. Photochemical machining (PCM) is a non-traditional machining method capable of developing burr-free and stress-free biomedical components. A stent is a small meshed tube used to remove blockages and open blood passages in arteries and veins. *SS316L* is one of the recommended materials for stents due to its biocompatibility and machinability with photochemical processes. Vascular stents are made from metal mesh, fabric, silicone, or combinations of materials. **The purpose of this work** is to investigate the effect of process parameters on the *PCM* process during the machining of *SS316L* and to manufacture an *SS316L* stent as a substrate using photochemical machining. The manufactured stent is used in larger arteries, such as the aorta, to provide a stable channel for blood flow. **Methods of investigation.** The process parameters for the photochemical machining process were optimized using the *Taguchi* method with an L_9 experimental array (*DoE*). The effect of process parameters on responses was investigated using *F*-values. An *ANN* was employed as a predictive tool for observing deviations in the responses. **Results and discussion.** The optimum set of machining parameters was obtained and utilized for manufacturing the vascular stent. A phototool with the required stent strut size was developed using CAD software. Controlled etching with ferric chloride generated the mesh, and laser seam welding was performed to develop the tubular stent for placement in blockages. The dimensions of the developed stent were measured with *SEM*, and the stent strut size was found to vary from 312 μm to 900 μm .

For citation: Agrawal D., Patil S., Washimkar D., Ambhore N., Agrawal D. Investigation of the effect of process parameters on photochemical machining of SS316l for manufacturing vascular stents. *Obrabotka metallov (tekhnologiya, oborudovanie, instrumenty)* = Metal Working and Material Science, 2025, vol. 27, no. 4, pp. 180–193. DOI: 10.17212/1994-6309-2025-27.4-180-193. (In Russian).

References

1. Zamani M.M.A., Etamadi E., Bodaghi M., Hu H. Conceptual design and analysis of novel hybrid auxetic stents with superior expansion. *Mechanics of Materials*, 2023, vol. 187, pp. 1–16. DOI: 10.1016/j.mechmat.2023.104813.
2. Čanić S., Grubišić L., Ljulj M., Maretić M., Tambača J. Geometric optimization of vascular stents modeled as networks of 1D rods. *Journal of Computational Physics*, 2023, vol. 494, pp. 1–32. DOI: 10.1016/j.jcp.2023.112497.
3. Ebrahimi M.S., Noruzi M., Hamzehei R., Etemadi E., Hashemi R. Revolutionary auxetic intravascular medical stents for angioplasty applications. *Materials & Design*, 2023, vol. 235, pp. 1–17. DOI: 10.1016/j.matdes.2023.112393.
4. Pang S., Zhao W., Qiu T., Liu W., Jiao L., Wang X. Study on surface quality and mechanical properties of micro-milling WE43 magnesium alloy cardiovascular stent. *Journal of Manufacturing Processes*, 2023, vol. 101, pp. 1080–1090. DOI: 10.1016/j.jmapro.2023.06.061.

* Corresponding author

Agrawal Devendra Prabhudayal, Ph.D. (Engineering), Associate Professor
S.V.P.M'S College of Engineering Malegaon (Bk.),
Savitribai Phule Pune University, Pune,
Maharashtra, 413115, India.

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

5. Li Y., Shi Y., Lu Y., Li X., Zhou J., Zadpoor A.A., Wang L. Additive manufacturing of vascular stents. *Acta Biomaterialia*, 2023, vol. 167, pp. 16–37. DOI: 10.1016/j.actbio.2023.06.014.
6. Wang Y., Yan C., Mei D., Li Y., Sheng K., Wang J., Wang L., Zhu S., Guan S. Optimized structure design of asymmetrical Mg alloy cerebrovascular stent with high flexibility. *Smart Materials in Manufacturing*, 2024, vol. 2, p. 100040. DOI: 10.1016/j.smmf.2023.100040.
7. Khalaj R., Tabriz A.G., Junqueira L.A., Okereke M.I., Douroumis D. 3D printed stents using fused deposition method. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*, 2024, vol. 97, p. 105724. DOI: 10.1016/j.jddst.2024.105724.
8. Demir A.G., Previtali B. Lasers in the manufacturing of cardiovascular metallic stents: Subtractive and additive processes with a digital tool. *Procedia Computer Science*, 2023, vol. 217, pp. 604–613. DOI: 10.1016/j.procs.2022.12.256.
9. Guerra A.J., San J., Ciurana J. Fabrication of PCL/PLA composite tube for stent manufacturing. *Procedia CIRP*, 2017, vol. 65, pp. 231–235. DOI: 10.1016/j.procir.2017.03.339.
10. Chanmanwar R.M., Balasubramaniam R., Wankhade L.N. Application of manufacturing of microfluidic devices: review. *International Journal of Modern Engineering Research*, 2013, vol. 3 (2), pp. 849–856.
11. Çakır O. Etchants for chemical machining of aluminium and its alloys. *Acta Physica Polonica A*, 2019, vol. 135 (4), pp. 586–587. DOI: 10.12693/APhysPolA.135.586.
12. Tehrani F.A., Imanian E. A new etchant for the chemical machining of St304. *Journal of Materials Processing Technology*, 2004, vol. 149 (1–3), pp. 404–408. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2004.02.055.
13. Allen D., Almond H. Characterisation of aqueous ferric chloride etchants used in industrial photochemical machining. *Journal of Materials Processing Technology*, 2004, vol. 149 (1–3), pp. 238–245. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2004.02.044.
14. Cakir O. Chemical etching of aluminum. *Journal of Materials Processing Technology*, 2008, vol. 199 (1–3), pp. 337–340. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2007.08.012.
15. Agrawal D., Kamble D. Optimization of photochemical machining process parameters for manufacturing microfluidic channel. *Materials and Manufacturing Processes*, 2019, vol. 34 (1), pp. 1–7. DOI: 10.1080/10426914.2018.1512115.
16. Wangikar S.S., Patowari P.K., Misra R.D. Effect of process parameters and optimization for photochemical machining of brass and German silver. *Materials and Manufacturing Processes*, 2016, vol. 32 (15), pp. 1747–1755. DOI: 10.1080/10426914.2016.1244848.
17. Jadhav P.K., Sahai R.S.N., Solanke S., Gawande S.H. Multi-objective optimization of EN19 steel milling parameters using Taguchi, ANOVA, and TOPSIS approach. *Journal of Alloys and Metallurgical Systems*, 2024, vol. 7, p. 100102. DOI: 10.1016/j.jalmes.2024.100102.
18. Jatti V.S., Singarajan V., Saiyathibrahim A., Jatti V.S., Krishnan M.R., Jatti S.V. Enhancement of EDM performance for NiTi, NiCu, and BeCu alloys using a multi-criteria approach based on utility function. *Obrabotka metallov (tehnologiya, oborudovanie, instrumenty) = Metal Working and Material Science*, 2025, vol. 27, no. 2, pp. 57–88. DOI: 10.17212/1994-6309-2025-27.2-57-88. (In Russian).
19. Anita J., Das R., Pradhan M.K. Multi-objective optimization of electrical discharge machining processes using artificial neural network. *Jordan Journal of Mechanical and Industrial Engineering*, 2016, vol. 10 (1), pp. 11–18.
20. Ji H., Zhang W., Li Z., Chai M., Wang Y. Experimental study of NiTi alloy cardiovascular stent formed via SLM. *Materials Today Communications*, 2024, vol. 41, p. 110426. DOI: 10.1016/j.mtcomm.2024.110426.

Conflicts of Interest

The authors declare no conflict of interest.