

УДК 621.9.048.7

ОПТИМИЗАЦИЯ РЕЖИМОВ РЕЗАНИЯ ПРИ ИЗГОТОВЛЕНИИ МЕДИЦИНСКИХ СТЕНТОВГалкин Денис Александрович ⁽¹⁾, Ляхов Ярослав Вадимович ⁽²⁾*Студент 3 курса ⁽¹⁾, студент 3 курса ⁽²⁾, бакалавриат
отделение «Автоматизация и сетевые технологии»,
ГБПОУ г. Москвы "Колледж" связи № 54" им. П.М. Вострухина**Научный руководитель: В.А. Ванин,
к.т.н., преподаватель ГБПОУ г. Москвы "Колледж" связи № 54" им. П.М. Вострухина*

Состояние сердца зависит от того, насколько качественным является его кровоснабжение. А это, в свою очередь, определяется степенью проходимости сосудов. Когда все в порядке, они имеют ровные стенки, и кровь движется, не задерживаясь, по нужному пути. Но со временем сосуды в некоторых местах могут сильно сужаться и обрастать атеросклеротическими отложениями. Все это нарушает кровоток. Ткани главного органа начинают испытывать кислородное голодание – развивается ишемия сердца. Особую опасность представляет полная закупорка сосуда. В зоне, лишенной кровоснабжения, ткань гибнет, случается инфаркт миокарда. Для восстановления кровотока применяют хирургические операции: шунтирование и стентирование (рис.1).

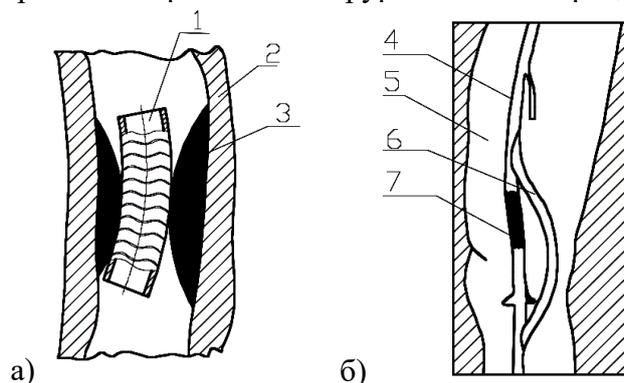


Рис. 1. Схема стентирования (а) и шунтирования (б) сосудов: 1 - стент, 2 - сосуд, 3 – холестериновая бляшка, 4 – пораженная артерия, 5 – нижняя конечность, 6 – шунт, 7 - тромб

Стентирование - расширение проблемного участка сосуда путем установки импланта-стента, который вводится с баллончиком через прокол сосуда с помощью специальной тонкой трубки к пораженному участку в сдутом состоянии. После этого баллончик накачивают. Раздуваясь, он заставляет стент расправиться и прочно зафиксироваться в виде гибкой трубчатой сеточки в стенках сосуда. Затем все вспомогательные инструменты извлекаются, и в теле остается только имплант-стент, который впоследствии не дает просвету сужаться и обеспечивает

нормальное прохождение крови. Современные стенты бывают постоянные и биоразтворимые с покрытием, высвобождающим лекарственное вещество, препятствующее повторному сужению сосудов. Шунтирование – формирование с помощью шунта другого искусственного пути движения крови, при этом пораженная часть сосуда блокируется и исключается из системы циркуляции крови [1,4].

Для разработки стентов было проведено большое количество исследований по тестированию материалов [3] и проектированию оптимальных конструкций стентов. Стенты должны быть достаточно жесткими, чтобы оказывать сопротивление силе сжатия стенки артерии, и в то же время гибкими по продольной оси для транспортировки через извилистые участки сосуда или имплантации в изогнутые сегменты артерии. Эти свойства должны обеспечиваться топологией каркаса

(архитектоникой) и особенностями используемого материала, из которого изготавливают эндопротез. Кроме того, необходимо, чтобы стент не вызывал тромбообразования на своей поверхности, а материал стента был биосовместим с тканями. Также необходимо, чтобы стент имел эластичную конструкцию и обладал способностью проходить извилистые участки сосуда. В настоящее время для изготовления стентов применяются нержавеющие стали, тантал, сплавы кобальта и никель-титана (нитинол), титан, сплавы магния. Методы изготовления стентов включают электроэрозионную обработку, плетение, вязание, сварку, фотохимическое травление и лазерную резку.

В данной работе рассматривается технология изготовления медицинских стентов из нержавеющей стали на лазерном оборудовании, оснащённом системой ЧПУ. Эта технология находит широкое применение в промышленности, т.к. обладает высокой производительностью, точностью воспроизводства качества изделий и надёжностью самих стентов. В качестве материала стентов была выбрана нержавеющая сталь 12Х18Н10Т («12» - 0,12% углерода, «Х18» - 18% хрома, «Н10» - 10% никеля, «Т» - 1,0% титана) – пищевая нержавеющая сталь коррозионно-стойкая аустенитного класса, нашедшая свое применение во множестве отраслей промышленности, в первую очередь пищевой, фармацевтической и химической. Используется для производства деталей, которые работают при температурах до $+600^{\circ}\text{C}$. Применяется при изготовлении изделий, которые можно эксплуатировать в условиях разбавленных кислот, средне агрессивных щелочных и солевых растворов – например, резервуаров и сварных агрегатов. В медицине используется из-за своих свойств:

1. Абсолютно безвредна для человеческого организма, т.к. позволяет выдерживать строгие гигиенические нормы. Коррозионная стойкость обеспечивается высоким содержанием хрома, который образует надёжную плёнку на поверхности, имеющую способность самовосстанавливаться.

2. Обладает определённой твердостью. Наличие никеля позволяет изготавливать наиболее технологичные изделия. Не образуется царапин и вмятин от случайных ударов, поэтому бактерии не могут закрепиться на поверхности.

3. Рассчитана на эксплуатацию в условиях значительного нагрева – до 600°C , что позволяет проводить дезинфекцию путем воздействия значительных температур.

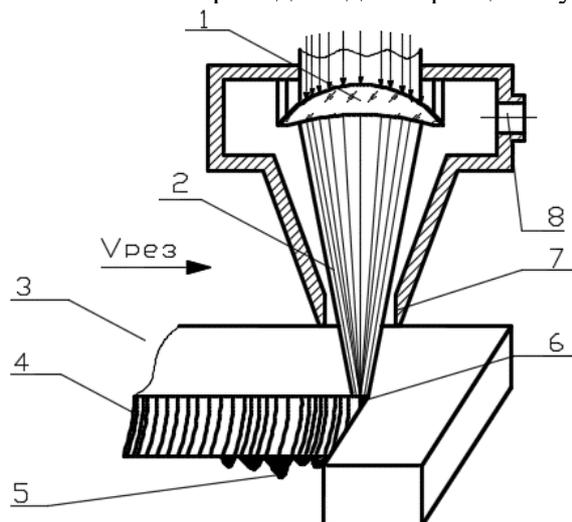


Рис.2. Лазерная резка металла:
1 – линза, 2 – лазерный луч, 3 – заготовка,
4 – обработанная поверхность, 5 – грат,
6 – фокус лазерного луча, 7 – лазерная
головка, 8 – подача газа

Лазерная резка сопровождается образованием грата (рис. 2) на внутренней поверхности трубки, что является категорически недопустимым для медицинских стентов, т.к. уменьшается проходное сечение стента и является местом образования тромбов. Как показано в работе [2] процесс лазерной резки состоит в расплавлении, разложении или испарении материала и удалении продуктов разрушения из канала реза. При работе станка лазерной резки в режиме испарения поверхность материала разогревается до температуры кипения и вещество из канала реза удаляется в парообразном состоянии. Для удаления расплава в зону обработки станка лазерной резки подается струя газа. Образование грата происходит в

результате смачивания поверхности твердого металла удаляемыми из полости реза жидким металлом и его оксидами за счет получения химических соединений, твердых и жидких растворов, диффузионных процессов в поверхностном слое металла.

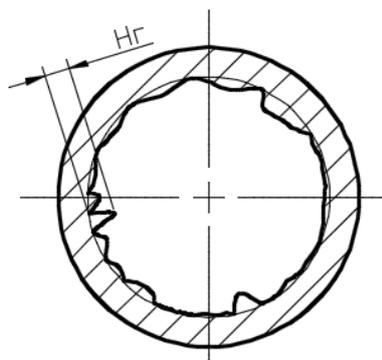


Рис. 3. Определение величины грата H_r

В качестве критерия оптимизации режимов резания при изготовлении медицинских стентов из нержавеющей стали в данной работе принято максимальное значение величины грата (H_r) внутри трубки, измеренное в радиальном направлении (рис.3).

Экспериментальные исследования по оценке влияния режимов резания на величину критерия оптимизации H_r выполнялись на технологическом и метрологическом оборудовании «Лазерного центра КС-54» (руководитель центра – преподаватель специальных дисциплин Османов Э.З.). В качестве технологического оборудования был применен прецизионный лазерный станок мод. RX-150 (рис.4), оснащенный иттербиевым квазинепрерывным волоконным лазером мод. YLR-150/1500-QCW-AC IPG-Photonics, технические характеристики которых приведены в табл.1.



а)



б)

Рис. 4. Лазерный станок с ЧПУ мод. RX-150 (а), волоконный лазер мод. IPG-Photonics (б)

Таблица 1. Технические характеристики прецизионного лазерного станка мод. RX-150

| № п/п | Наименование характеристики | Значения |
|---------------------|--|--|
| 1 | Обрабатываемые материалы | Металлы и сплавы; неметаллические материалы, непрозрачные для длины волны излучения лазера |
| 2 | Толщина разрезаемого материала | Стали и сплавы на основе железа - до 3 мм; титан, алюминий - до 2 мм; латунь -до 1,5 мм |
| 3 | Потребляемые газы | Кислород, азот, аргон, воздух |
| 4 | Тип приводов | 3-х фазные серводвигатели переменного тока |
| 5 | Перемещения стола – оси X,Y | 250x250 мм |
| 6 | Точность позиционирования | ± 30 мкм |
| 7 | Скорость перемещения стола | Регулируемая, от 0 до 100 мм/с |
| Лазерный излучатель | | |
| 8 | Длина волны | 1,064 мкм |
| 9 | Макс, средняя выходная мощность лазера | - в импульсном режиме 150 Вт - в непрерывном режиме 250 Вт |
| 10 | Частота следования импульсов | Регулируемая – 10...2000 Гц |
| 11 | Длительность импульсов | Регулируемая - 0,2...50 мс |

Трубки для исследования применялись из стали 12Х18Н10Т с наружным диаметром 4 мм, толщиной стенки 0,15 мм (рис. 5).

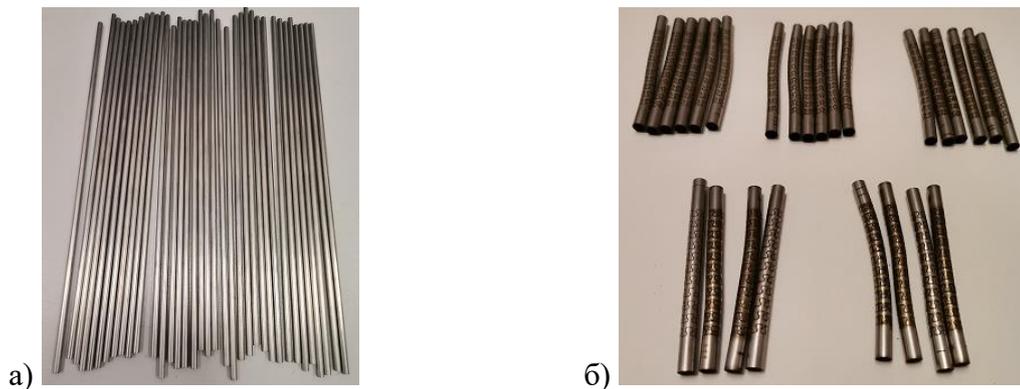


Рис. 5. Заготовки из стали 12Х18Н10Т (а); изготовленные стенты (б)

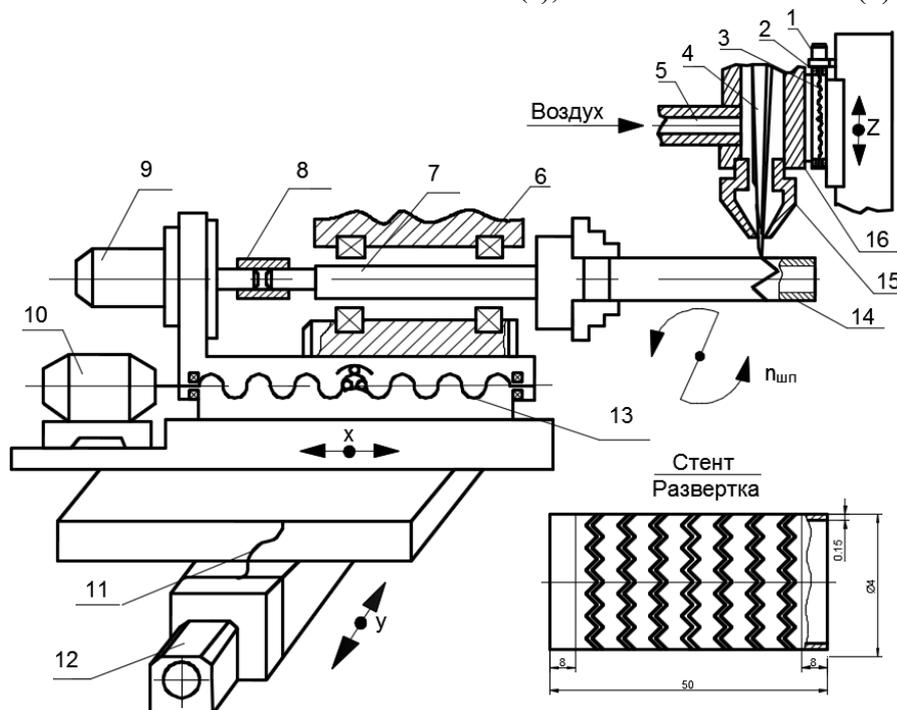


Рис. 6. Кинематика процесса резания при изготовлении медицинских стентов

На рисунке 6 цифрами обозначены: 1, 9, 10, 12 - 3-х фазные серводвигатели переменного тока; 3, 11, 13 - передача «Винт-гайка»; 4 – лазерный луч; 5 – трубопровод подачи газа; 6 – опоры шпинделя; 7 – шпиндель; 8 – муфта; 14 – заготовка; 15 – лазерная головка; 16 – корпус лазера

В качестве опорных режимов резания для выполнения однофакторных экспериментов на лазерном станке выставлялись следующие значения: $P=4$ Бар – давление воздуха; $V=2,2$ мм/Сек – скорость резания; $f=100$ Гц – частота следования импульсов; $t_{\text{и}}=1$ мСек – длительность импульса; $N=15$ Вт – мощность импульса. Кинематика процесса резания медицинских стентов выполнялась в следующей последовательности (рис.6): закрепление заготовки в шпинделе, установка фокусного расстояния лазерного луча, включение вращения трубки-стента и поступательное перемещение шпинделя с координатным столом. После прорезки заготовок на готовых стентах проводились измерения величины грата $H_{\text{г}}$. Измерения выполнялись на

цифровом микроскопе мод. Andonstar ADSM 302 HDMI (рис. 7) с увеличением $\times 560$. Результаты исследований приведены на рис. 8.

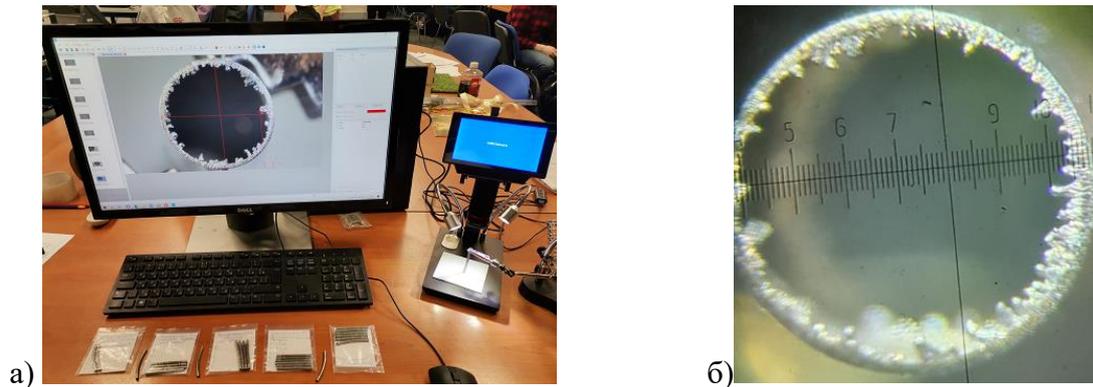


Рис. 7. Цифровой микроскоп мод. Andonstar ADSM 302 HDMI (а) и измерение величины грата H_r (б)

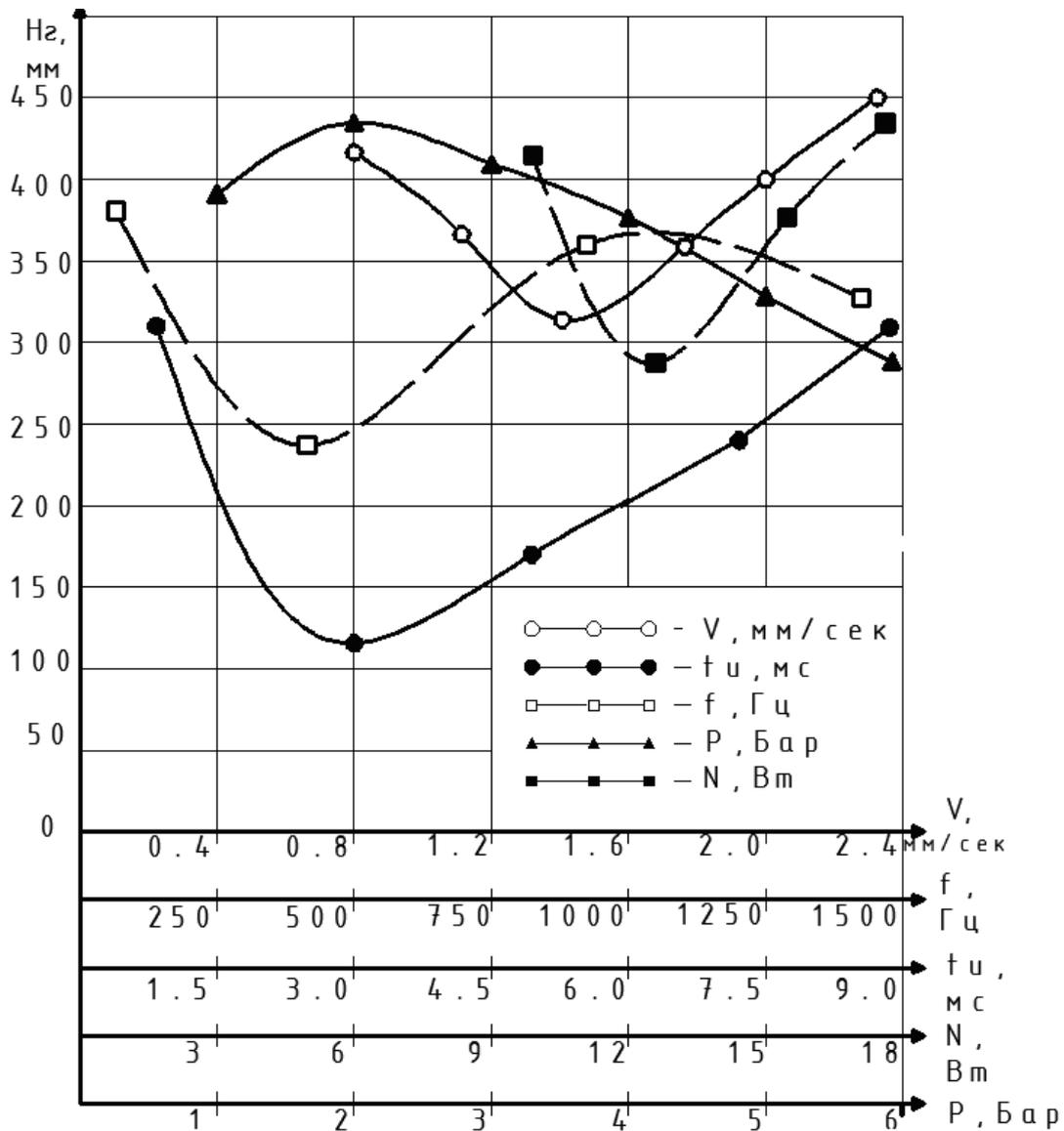


Рис. 8. Экспериментальные зависимости влияния технологических параметров на величину грата H_r при лазерной резке медицинских стентов

Анализ экспериментальных зависимостей позволяет определить рабочий диапазон изменения технологических параметров, при которых величина грата H_r имеет минимальное значение. Зона нахождения минимальных значений величины грата будет определять оптимальную область режимов резания изготовления медицинских стентов на лазерном оборудовании.

Литература

1. Иоселиани, Д. Г. Коронарное стентирование и стенты / Д. Г. Иоселиани, Д. А. Асадов, А. М. Бабунашвилн. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2019. — 256 с.
2. Лазерная техника и технология. В 7 кн. Кн. 7. Лазерная резка металлов: Учеб. пособие для вузов/ А. Г. Григорьянц, А. А. Соколов; Под ред. А. Г. Григорьянца. — М.: Высш. шк., 1988. — 127 с.
3. Материалы медицинских стентов: Обзор/ И.И. Папилов, В.А. Шкуропатенко, В.С. Шокуров, А.И. Пикалов. -Харьков: ННЦХФТИ, 2010. - 40 с.
4. <https://thedifference.ru/chem-otlichaetsya-shuntirovanie-ot-stentirovaniya/>