

На правах рукописи



АЛИ ЕДРЕС АБДУЛВАХАБ САЛЕХ

**УПРОЧНЕНИЕ РЕЖУЩЕЙ КРОМКИ МЕДИЦИНСКОГО
ИНСТРУМЕНТА ПРИПОВЕРХНОСТНЫМ НАНОСЕКУНДНЫМ
ИМПУЛЬСНЫМ ЛАЗЕРНЫМ ОПТИЧЕСКИМ РАЗРЯДОМ**

Специальность 2.5.5 Технология и оборудование механической и физико-
технической обработки

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Казань - 2026

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Казанский национальный исследовательский технологический университет».

Научный руководитель: **Саттаров Альберт Габдулбарович,**
доктор технических наук, профессор кафедры медицинской инженерии ФГБОУ ВО «Казанский национальный исследовательский технологический университет» (г. Казань)

Официальные оппоненты: **Самодурова Марина Николаевна,**
доктор технических наук, доцент, и.о. заведующего кафедрой «Информационно-измерительная техника» в ФГАОУ ВО «Южно-Уральский государственный университет национальный исследовательский университет» (г. Челябинск).

Барчуков Дмитрий Анатольевич,
кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой «Технологии металлов и материаловедения» ФГБОУ ВО «Тверской государственный технический университет» (г. Тверь)

Ведущая организация Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет ИТМО» (г. Санкт-Петербург).

Защита состоится «14» апреля 2026 г. в **11 ч. 30 мин.** на заседании диссертационного совета 24.2.353.02 ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева» по адресу: 302020, г. Орел, Наугорское ш., д. 29.

С диссертацией можно ознакомиться на официальном сайте ФГБОУ ВО «ОГУ И.С. Тургенева» (<http://oreluniver.ru>) и в фундаментальной библиотеке по адресу: 302028, г. Орёл, пл. Каменская, д.1.

Автореферат разослан « » _____ 2026 г. Объявление о защите диссертации и автореферат диссертации размещены в сети Интернет на официальном сайте ФГБОУ ВО «ОГУ имени И.С. Тургенева» (<http://oreluniver.ru>) и на официальном сайте Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (<https://vak.gisnauka.ru/adverts-list/advert>).

Отзывы на автореферат, заверенные печатью организации, в двух экземплярах просим направлять в диссертационный совет по адресу:

*302026, Орловская область, г. Орел, ул. Комсомольская д. 95., тел. +79102668598,
email: okozhus@mail.ru.*

Ученый секретарь диссертационного совета

24.2.353.02, к.т.н.



О.Г. Кожус

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования обусловлена исключительно высокими требованиями медицинской отрасли к современным инструментам. Во время работы режущие инструменты подвергаются сильному износу и снижению эффективности эксплуатации. Вследствие этого, перед инженерами стоит актуальная задача по повышению износостойкости и микротвердости рабочей поверхности режущих медицинских инструментов, в частности скальпелей.

Интенсивная эксплуатация подразумевает ряд факторов, снижающих качество рабочей поверхности. Среди которых следует отметить не только рабочую эксплуатацию, но и влияние коррозионной рабочей среды, частых температурных колебаний (при стерилизации, дезинфекции). Все вышеобозначенные и иные факторы являются основной причиной износа рабочей кромки режущего инструмента и потери эффективной работоспособности.

Таким образом, повышение прочности, твердости и коррозионной стойкости рабочей зоны медицинского инструмента является важной задачей для эффективного долговременного использования медицинского инструмента. Среди прочего, отмечается и важность комфортной работы персонала при использовании инструмента с качественными параметрами. Упрочнение обрабатываемой поверхности является технологическим процессом, целью которого является, прежде всего, повышение микротвердости поверхностного слоя.

Известно большое количество устоявшихся способов упрочнения поверхностных слоев металлического медицинских инструментов: азотирование, термическое воздействие, плазменная обработка, нанесение защитно-декоративных покрытий. Однако до настоящего времени, упрочнение лазерным, импульсным оптическим разрядом и действием ударной волны, исходящей от разряда, не изучено в полной мере.

Работа посвящена изысканию новых более эффективных способов поверхностного упрочнения режущей кромки медицинских инструментов с целью повышения работоспособности и увеличения срока службы.

Степень разработанности темы исследования. В научно-технической литературе наблюдается большое разнообразие исследований, связанных с приданием микротвердости, коррозионностойкой и износостойкости материалу с применением различных методов как традиционных, так и современных (лазерная обработка). Современные исследователи отдают предпочтение лазерной обработке, применяя ее в различных отраслях, включая машиностроение, станкостроение, авиационную и аэрокосмическую промышленность и т.д. Существуют различные методы лазерной обработки, такие как импульсная закалка, лазерная аморфизация, позволяющие добиться стойкости материалов к механическим воздействиям.

За время существования лазера в мире был наработан большой опыт использования технологий с его применением. Возможности лазера открывают перспективы для будущих достижений науки, поэтому многие научно-исследовательские центры, как в Российской Федерации, так и за рубежом, заинтересованы в изучении практического применения данной технологии. Среди наиболее известных организаций стоит отметить такие как: Университет ИТМО, RULA.SU (г. Санкт-Петербург), физический институт им. П.Н. Лебедева РАН (ФИАН), Laser UKB (Германия), ТермоЛазер (г. Владимир) и множество других.

При изучении большого объема научно-технической литературы были найдены и отобраны для дальнейшей работы исследования, посвященные обработке лопаток компрессора из титанового сплава. Работы по использованию приповерхностного наносекундного импульсного лазерного оптического разряда для упрочнения медицинского инструмента (скальпеля) в данной литературе обнаружены не были.

Цель работы: увеличение срока эксплуатации медицинского инструмента путем упрочнения поверхности стали под действием наносекундных лазерных импульсов высокой интенсивности с одновременным исследованием локального воздействия ударной волны, образованной приповерхностным импульсным оптическим разрядом, и энергии лазерного излучения.

Для достижения поставленной цели были сформулированы и решены следующие задачи:

1. Выполнить анализ литературных источников в области повышения микротвердости режущей кромки медицинских инструментов.
2. Разработать метод лазерного упрочнения медицинского инструмента приповерхностным наносекундным импульсным оптическим разрядом.
3. Установить зависимость микротвердости режущей кромки медицинского инструмента (скальпеля) от факторов наносекундного лазерного приповерхностного импульсного оптического разряда на основе применения центрального ортогонального композиционного плана эксперимента 2-го порядка для получения уравнения регрессии.
4. Определить оптимальный режим лазерной обработки медицинского инструмента (скальпеля) приповерхностным наносекундным импульсным оптическим разрядом в диапазонах изменения режимных параметров предложенного метода: частоты лазерных импульсов (5-20) [Гц], энергии лазерных импульсов (0,15-0,35) [Дж] и общего времени воздействия лазерных импульсов (2-20) [с] по максимальному показателю микротвердости поверхности образца.

5. Провести анализ режущей кромки медицинского инструмента после лазерного упрочнения на шероховатость, микроструктуру, износостойкость, коррозионостойкость, хрупкость.

6. Изучить процесс лазерного воздействия на поверхность медицинского инструмента путем измерения скорости распространения ударной волны, образующегося от приповерхностного импульсного оптического разряда, и давления ударной волны на основе использования теории точечного взрыва Седова.

Объект исследования

Объектом исследований является процесс лазерного упрочнения поверхности медицинского инструмента, на который оказывалось воздействие импульсным оптическим разрядом.

Предмет исследования

Предметом исследования является влияние параметров (частота, энергия и время воздействия) лазерной обработки на механические свойства (микротвердость) режущей кромки медицинского инструмента.

Методы исследования:

Теоретические исследования были проведены, основываясь на современных достижениях технологии машиностроения, методов математического распределения экспериментов теории оптимизации. Экспериментальные исследования проводились с обработкой и анализом данных экспериментов, с применением математических методов планирования эксперимента на основе центрального ортогонального композиционного плана 2-го порядка. Измерение микротвердости поверхности режущей кромки медицинского инструмента проводилось с помощью микротвердомера и оптической микроскопии. Проводилось моделирование процессов упрочнения медицинского инструмента на основе использования теории точечного взрыва Седова и экспериментальным определением скорости распространения ударной волны от приповерхностного импульсного оптического разряда шлирен-методом.

Научная новизна:

1. Предложен метод увеличения срока эксплуатации медицинского инструмента путем упрочнения приповерхностным импульсным оптическим разрядом и одновременным локальным воздействием на поверхность рабочей кромки ударной волной.

2. Установлена зависимость микротвердости медицинского инструмента (скальпеля) от параметров наносекундного лазерного приповерхностного импульсного оптического разряда на основе применения центрального ортогонального плана эксперимента 2-го порядка.

3. Научно обоснованы оптимальные параметры, при которых достигается максимальная микротвердость рабочей кромки медицинского скальпеля, в результате воздействия наносекундного лазерного приповерхностного импульсного оптического разряда: частота лазерных импульсов 5 [Гц]; энергия лазерных импульсов 0,25 [Дж], продолжительность единичного импульса 10 [нс] при общем времени воздействия лазерных импульсов $t=10$ [с].

Теоретическая и практическая значимость работы

Разработана установка для упрочнения поверхности медицинского инструмента на основе лазерного импульсного оптического разряда, позволяющая увеличить твердость рабочей кромки скальпеля в 1,4 – 1,8 раза, а износостойкость в 1,5 раза.

Результаты, полученные автором, дополняют имеющиеся теоретические представления о развитии технологии лазерного упрочнения и его применения в современных методах введения теоретических и экспериментальных результатов создания системы упрочнения и сопоставительного анализа, включающих механизм оптимизации уравнения регрессии, связывающей микротвердость обработанной поверхности от режимов работы импульсного лазера, алгоритма анализа факторов, влияющих на процесс упрочнения наносекундным лазерным приповерхностным импульсным оптическим разрядом.

Положения, выносимые на защиту

1. Метод увеличения срока эксплуатации медицинского инструмента путем лазерного упрочнения приповерхностным импульсным оптическим разрядом и одновременным локальным воздействием на поверхность рабочей кромки ударной волной.

2. Зависимость микротвердости медицинского инструмента (скальпеля) от параметров наносекундного лазерного приповерхностного импульсного оптического разряда на основе применения центрального ортогонального плана эксперимента 2-го порядка.

3. Оптимальный режим лазерного упрочнения, при котором достигается максимальная микротвердость рабочей кромки медицинского скальпеля в результате воздействия наносекундного лазерного приповерхностного импульсного оптического разряда с параметрами: частота лазерных импульсов 5 [Гц]; энергия лазерных импульсов 0,25 [Дж], продолжительность единичного импульса 10 [нс] при общем времени воздействия лазерных импульсов $t=10$ [с].

Степень достоверности

Достоверность результатов диссертационной работы подтверждается согласованностью экспериментальных исследований, проведенных на оригинальной установке, с результатами численных расчетов, полученных с использованием актуальных программных средств, математических и технических расчетов с использованием

программного обеспечения MS Excel. Также соотношением и анализом результатов, с данными других авторов. Достоверность экспериментальных исследований подтверждается применением измерительного оборудования, прошедшим своевременную поверку и испытания.

Апробация работы. Основные положения диссертации докладывались и обсуждались на международных конференциях: Международная научно-практическая конференция «Инновационный путь развития как ответ на вызовы нового времени» (Киров, 2023 г.); Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием «Стратегическое развитие отечественной науки: национальное самосознание, скрытые конкурентные преимущества» (Саратов, 2023 г.); Международная научно-практическая конференция «Sustainable development forum» (Петрозаводск, 2024 г.); Международная научно-практическая конференция «Теории, школы и концепции устойчивого развития науки в современных условиях» (Омск, 2024г.); Международная научно-практическая конференция «Научный форум» (Пенза, 2024); Международная научно-практическая конференция «Молодой исследователь 2024» (Пенза, 2024); Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием «Здоровье человека в XXI веке. Качество жизни» (Казань, 2023 г.); Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием «Здоровье человека в XXI веке. Качество жизни» (Казань, 2024 г.); и на научных сессиях по технологическим процессам ФГБОУ ВО «КНИТУ» (Казань, 2020-2024 г).

Публикации. Материалы, отражающие основное содержание диссертации, изложены в 14 научных публикациях, из них 1 статья в изданиях, индексируемых в базе SCOPUS, 4 статьи в рецензируемых научных журналах из перечня ВАК РФ, оформлена заявка на патент №2023123246/05, 4 тезиса докладов на конференциях.

Структура и объем диссертации. Диссертация состоит из введения, пяти глав, общих выводов, библиографического списка из 132 наименований. Содержит 136 страницы машинописного текста, 48 рисунков и 12 таблиц.

Основное содержание работы

Во введении обоснована актуальность темы исследования, степень разработанности, сформулированы цель и задачи работы, показана научная новизна, теоретическая и практическая значимости, описаны методы исследования, представлены положения, выносимые на защиту, а также степень достоверности и апробация полученных результатов.

В первой главе проведен анализ литературы и дано описание современного состояния исследований в теме упрочнения материала с применением лазера. Особое внимание было уделено рассмотрению трудов, поднимающих вопросы применения лазерного упрочнения в

медицинских инструментах. Было выявлено, что обработка поверхности медицинского инструмента (скальпеля) с применением импульсного оптического разряда остается малоизученной.

Во второй главе рассмотрены методы исследований образцов медицинского инструмента (скальпеля). Разработана схема экспериментальной установки для исследования воздействия импульсного лазерного оптического разряда на поверхность инструмента, см. рис. 1.



Рисунок 1 – Общий вид устройства упрочнения скальпеля импульсным лазером, где 1 — скальпель, 2 — импульсный лазер, 3 — линза, 4 — пульт управления.

Длительность импульса лазерного излучения составляет 10 нс, энергия импульса — 150–350 мДж. Оптический пробой в воздухе возникает, когда интенсивность излучения или электрическое поле световой волны превосходят некоторое пороговое значение (рис. 2).



Рисунок 2 – Оптический разряд от импульсного лазера

Описана методика подготовки и оптической металлографии микрошлифов для металлографических технологий оценки изменения микроструктуры поверхности после лазерного воздействия. Приведены схема и методика анализа, оценки шероховатости с измерением глубины обработки поверхности, определения микротвердости, исследования коррозионной стойкости, проведения испытаний на износостойкость и на хрупкость упрочненного слоя.

В третьей главе описано время воздействия лазерных импульсов в опытах, которое составляло 10 [с]. При данной продолжительности действия лазера происходит процесс максимального упрочнения поверхности скальпеля (рис. 3). В дальнейшем все эксперименты проводились с длительностью импульсов в течение 10 с.

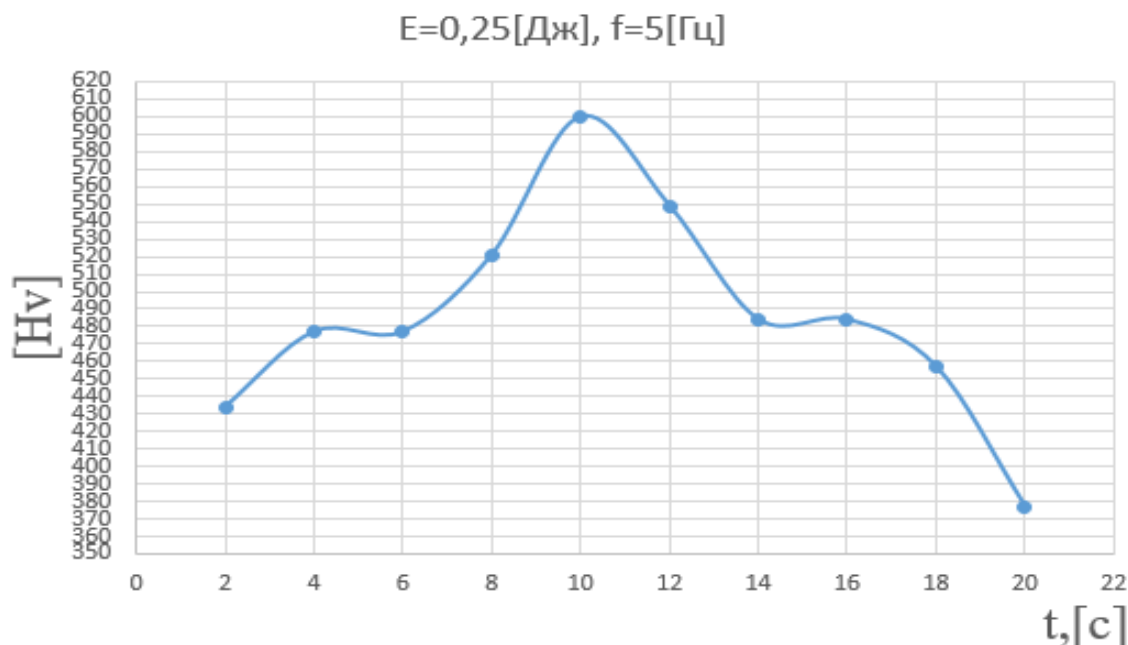


Рисунок 3 – График распределения микротвердости в зависимости от длительности воздействия лазерными импульсами ($f=5[\text{Гц}], E=0,25[\text{Дж}]$)

Исследовались эксперименты с применением методов математического планирования (табл. 1). Для полного факторного эксперимента взаимодействия был применен план второго порядка, показанный на рис. 4.

Таблица 1. Матрица планирования и результаты опытов по оценке расчета величины упрочнения скальпеля.

Во всех опытах время воздействия лазерных импульсов составило 10 [с].

Значение в центре плана	X ₁ =12,5 [Гц]				X ₂ =0,25[Дж]		среднее квадратичное $s_j^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{u=1}^n (y_{ju} - \bar{y}_j)^2$
Номер опыта	Твердость. HV,МПа				\hat{y}_j	$(\hat{y}_j - \bar{y}_j)^2$	
	Y ₁	Y ₂	Y ₃	\bar{y}_{cp}			
1	543.0	308.0	408.0	419.66	527.7	11680.2	13908.34
2	364.0	343.0	307.0	338	400.2	3881.2	831.0
3	470.0	318.0	451.0	413	527.7	13166.09	6859.0
4	356.0	411.0	321.0	359.33	400.2	1678.7	2158.33
5	403.0	405.0	498.0	435.3	532.4	9432.4	2946.33
6	449.0	307.0	303.0	353	468.7	13393.62	6916
7	698.0	580.0	522.0	600	596.17	14.62	8044

8	417.0	588.0	499.0	501.4	464.02	1392.4	7314.3
9	355.0	381.0	382.0	372.7	464	8345.7	234.33
						$\Sigma = 62984.4$	$\Sigma = 49211.67$

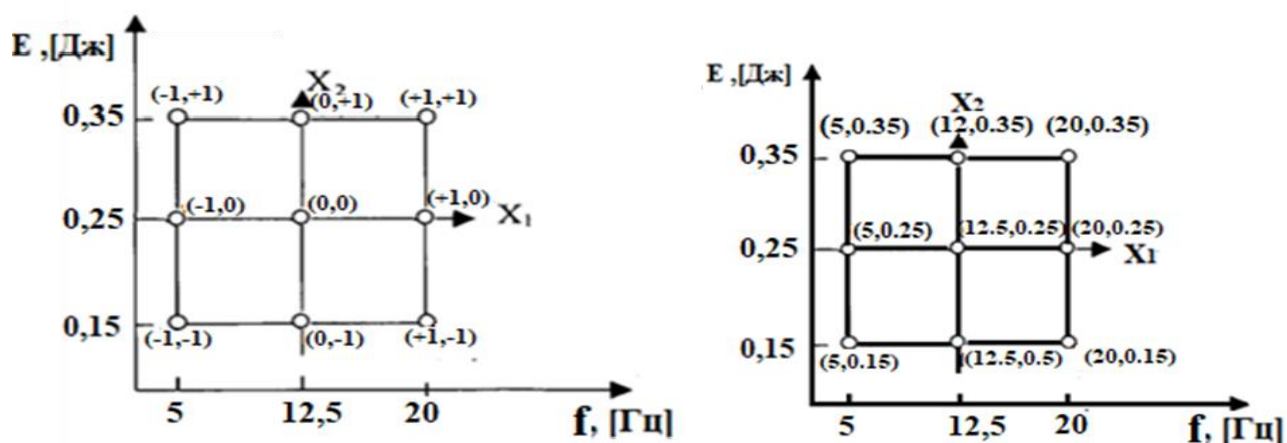


Рисунок 4 – Схема композиционного ортогонального композиционного плана эксперимента

В результате расчетов коэффициентов уравнения и исключения незначительных членов уравнения получено:

$$Y = 486,6X_0 - 63,7 X_1 - 68,4X_2^2, \#(1)$$

Показан переход от уравнения регрессии кодированных факторов к уравнению с натуральными значениями:

$$\bar{Y}[HV] = 164.6 - 8.4f - 6840E^2 + 3420E, \#(2)$$

В результате проведенной работы получено уравнение регрессии, которое отражает влияние выявленных f и E факторов на значение микротвердости медицинского инструмента (Y). При помощи уравнения можно определить оптимальные факторы воздействия f и E , позволяющие добиться максимальной микротвердости (максимум y), см. рис. 5.

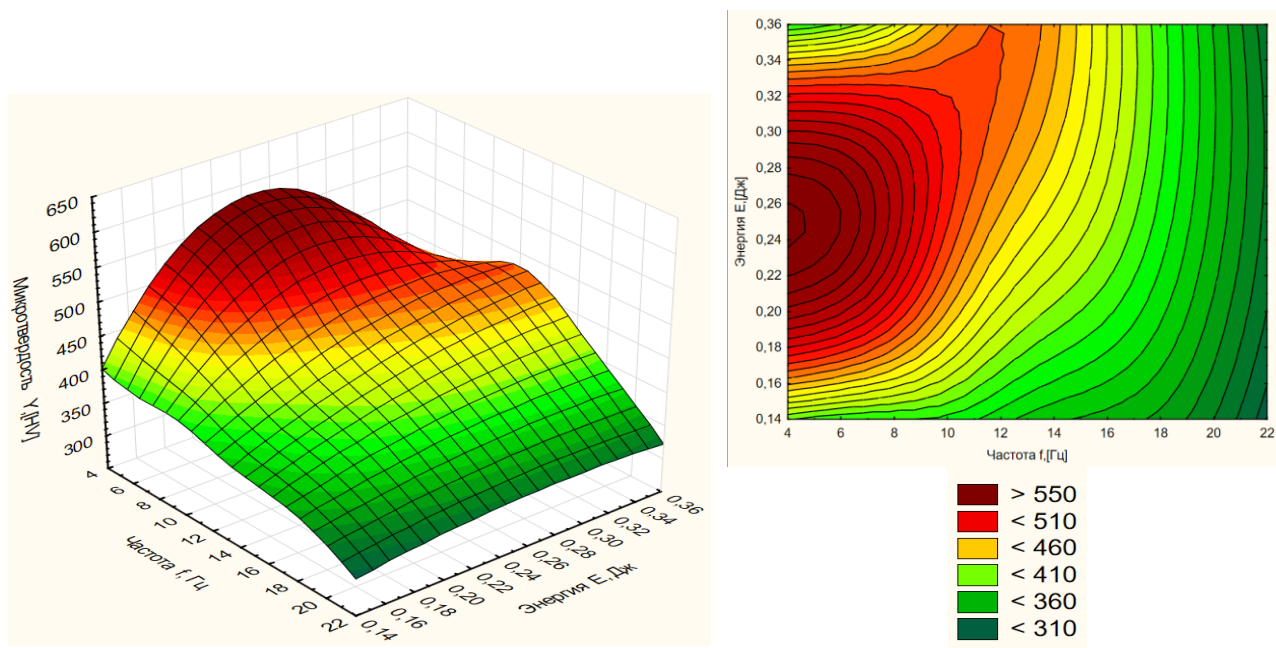


Рисунок 5 – График зависимости микротвердости Y [HV] от частоты f (5–20) [Гц] и от энергии E (0,15–0,35) [Дж].

Таким образом, выявлены следующие значения оптимальных факторов эксперимента: $X_1 = -1$ ($f=5$ [Гц]) и $X_2 = 0$ ($E=0,25$ [Дж]), которые обеспечивают максимум функции $(\bar{Y})=550,3$.

Микроструктура стали 40X13 до лазерного упрочнения характеризуется твердостью 380–450 HV. Далее после определённого количества циклов работы (резка дубленой кожи) согласно ГОСТ 21240-89, твердость была повторно измерена у этих же образцов, которая уменьшилась и составила 320–400 HV, рис. 6.

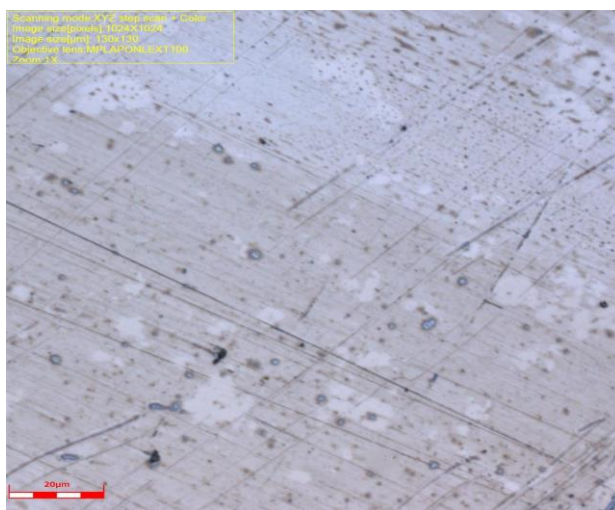


Рисунок 6 – Микроструктура стали 40X13 до лазерного упрочнения

В целях исследования износостойкости экспериментальных скальпелей был проведён анализ образцов дубленой кожи ГОСТ 21240-23, подвергшихся воздействию необработанного и обработанного скальпеля. Результаты исследования позволили установить, что обработанный лазерным излучением образец демонстрирует увеличение общей длины реза в 1,5 раза по сравнению с необработанным.

Из уравнения регрессии определены оптимальные режимы обработки лазерным излучением, которые составили $X_1 = -1$ ($f=5$ Гц), $X_2 = 0$ ($E = 0,25$ Дж), при этом микротвердость по Виккерсу МПТ-3 равна 550,3 [HV].

Получены экспериментальные значения микротвердости рабочей кромки при оптимальных режимах обработки $X_1=-1$ ($f=5$ Гц), $X_2 = 0$ ($E = 0,25$ Дж) $\bar{y}_{\text{ср}} = 600$ [HV] (Табл.1).

Максимальное значение микротвердости наблюдается на образце, закаленному по режиму $f=5$ [Гц], $E=0.25$ [Дж]. В зоне лазерного воздействия структура состоит из мартенсита и карбидов хрома.

Максимальное значение микротвердости наблюдается на образце № 7, закаленного по режиму $f=5$ [Гц], $E=0.25$ [Дж]. В зоне лазерного воздействия, структура состоит из мартенсита хрома. Наблюдается также наименьшая внутридендритная ликвация, т.е. равномерное распределение зерен мартенсита, рис. 7.

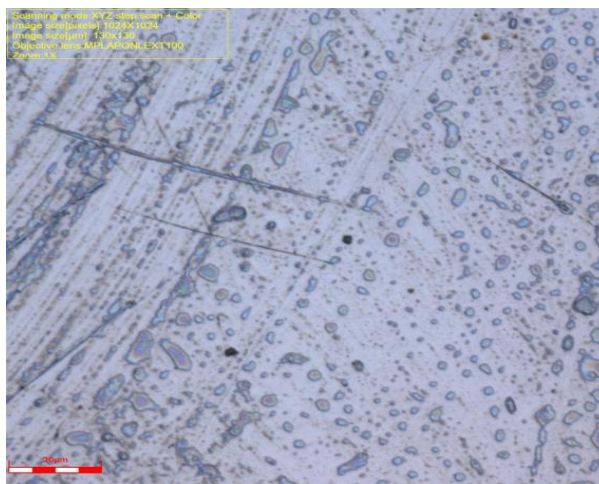


Рисунок 7 – Микроструктура стали 40X13 образца №7 в режиме $f=5$ [Гц] , $E=0.25$ [Дж] X2000

Визуальный анализ состояния поверхности скальпеля с использованием конфокального лазерного сканирующего микроскопа (КЛСМ) Lext OLS4100, обработанного при оптимальных параметрах показал, что после испытания на коррозионную стойкость поверхность осталась неизменной и темные пятна-следы коррозии визуально не обнаружены, рис. 8.

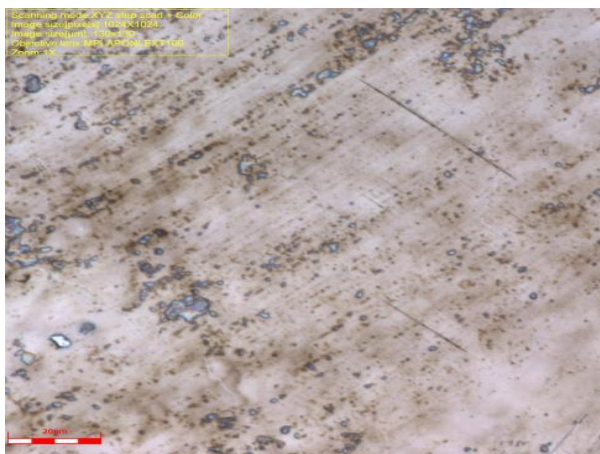


Рисунок 8 – Внешний вид поверхности образца после испытания на коррозионную стойкость в режиме лазерной обработки $E=0,25[\text{Дж}]$ и $f=5[\text{Гц}]$

В результате исследований шероховатость поверхности при лазерном упрочнении сохраняется на приемлемом уровне, подходящем для разнообразной номенклатуры, в том числе для скальпелей, и соответствует ГОСТу 21240-2023. Результаты исследования приведены в табл. 2 и на рис. 10.

Таблица 2 – Результаты измерений шероховатости

№ образца	HV	Ra	Rz
1	419.7	0,143	1,102
2	338.0	0,159	1,219
3	413.0	0,131	1,091
4	359.3	0,081	0,545
5	435.3	0,090	0,732
6	353.0	0,051	0,444
7	600.0	0,052	0,43
8	501.0	0,098	0,809
9	372.7	0,08	0,930

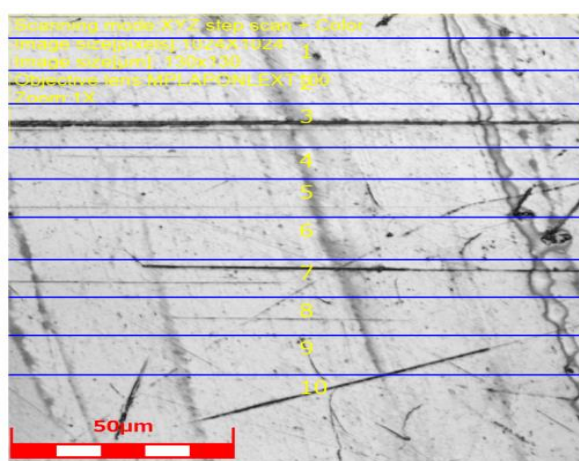


Рисунок 10 – Измерение шероховатости образца №7

Шероховатость образца №7 из стали составила:

- Ra, [мкм] Average (среднее арифметическое отклонение профиля) 0,052 [мкм];
- Rz, [мкм] (среднее значение по десяти наибольшим высотам неровностей профиля) 0,043 [мкм].

Анализ отпечатков индентора на поперечном шлифе показал, что образец №7 можно отнести к I-ой группе – «не хрупкий», отпечаток, сделанный в сердцевине материала – к I-ой группе – «не хрупкий». Отпечатки соответствуют работоспособным диффузионным слоям, рис. 9.



Рисунок 9 – Характеристика слоя стали 40X13 образца по отпечаткам алмазной пирамиды

В четвертой главе представлена экспериментальная установка, сконструированная на основе импульсного лазера (рис. 11). Данный лазер оснащён ламповой накачкой. В виде активной среды для такого лазера используется алюмоиттриевый гранат («YAG», $Y_3Al_5O_{12}$), легированный ионами неодима (Nd). Для регистрации ударной волны использовалась высокоскоростная камера Memrecam NX-4 с максимальным разрешением 1280x960 пикселей, максимальная скорость съемки 1080000 кадров в секунду.

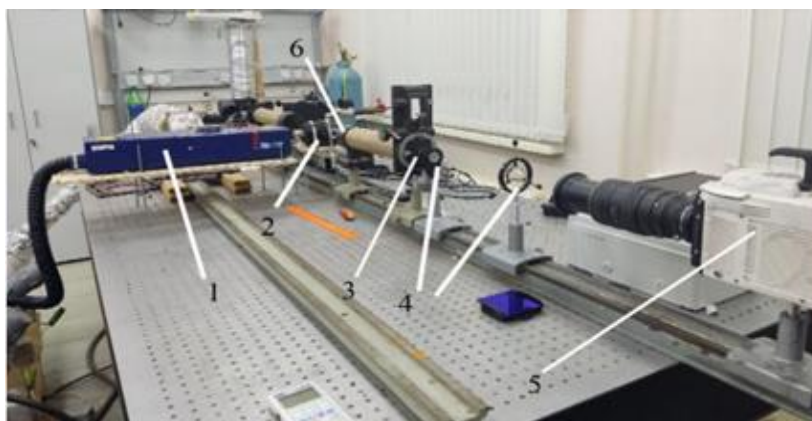


Рисунок 11 – Фотография экспериментальной установки, где 1— импульсный лазер (длина волны 1,064 мкм, длительность импульса 10 нс, энергия в импульсе 150-350 мДж), 2 — вакуумная камера, 3 — оптический нож, 4 — линзы для фокусировки получившегося изображения, 5 — высокоскоростная камера Memrecam NX-4, 6 — линзы

Изучен процесс развития ударной волны на поверхности медицинского инструмента. Выполнено математическое описание процессов развития импульсного оптического разряда и проведено исследование воздействия ударной волны на поверхности медицинского инструмента с учетом различных этапов (рис. 12).

Процесс развития ударной волны от действия импульсного оптического разряда на поверхность медицинского инструмента основывается на результате экспериментальных данных с последующим получением уравнения регрессии.

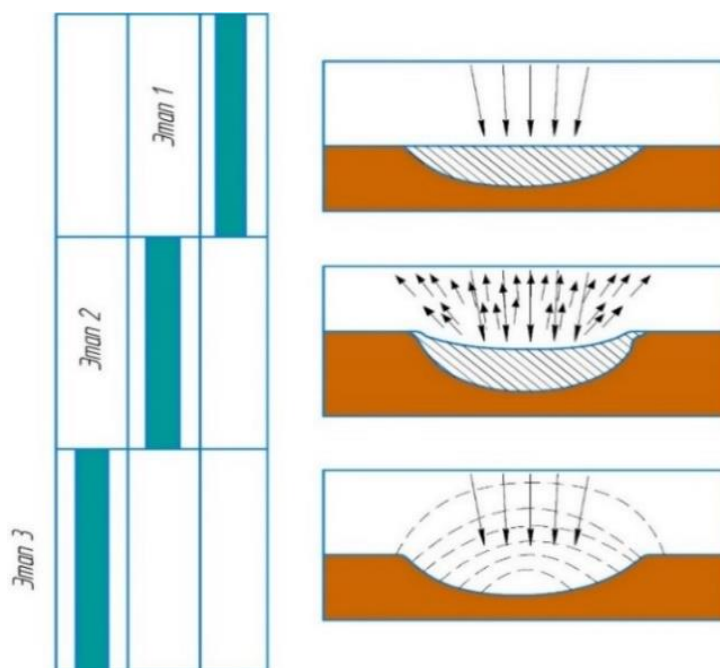


Рисунок 12 — Процесс развития ударной волны на поверхности медицинского инструмента: этап 1 — передача энергии, этап 2 — возникновение ударной волны, этап 3 — распространение ударной волны

Проведены эксперименты для измерения скорости распространения ударной волны, образованной импульсным приповерхностным оптическим разрядом на поверхность скальпеля с использованием шпирен-метода (табл. 3 и рис. 13).

Таблица 3 – Скорость распространения ударной волны в зависимости от режима работы импульсного лазера.

t, [мкс]	0,1	1	5	10	100
D ₁ , [м/с]	4473.7	1123,74	427.84	282	70.90
D ₂ , [м/с]	4182.5	1050,6	400	263.90	66.28
D ₃ , [м/с]	3776	948,57	361	238.27	59.85

Графическое представление результатов измерения скорости распространения ударной волны представлены на рис. 13.

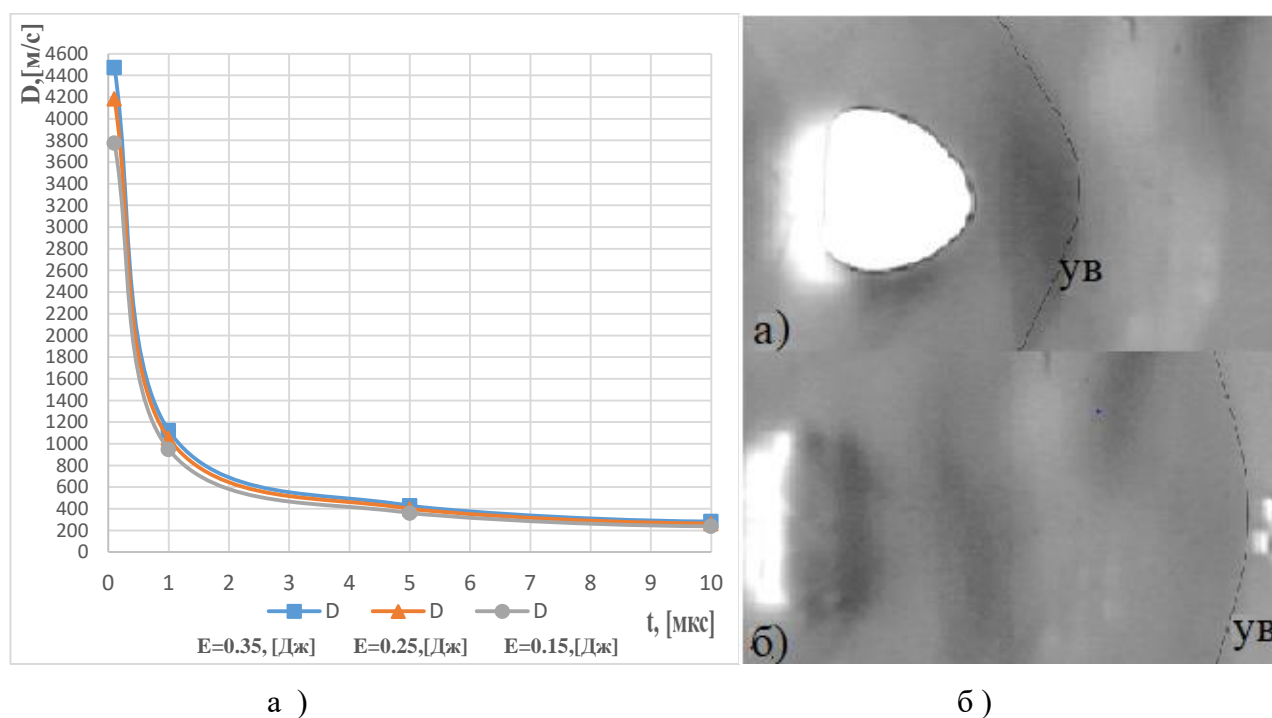


Рисунок 13 – График изменения скорости фронта ударной волны, где а) D — скорость распространения ударной волны [м/с], t — время распространения ударной волны, в [мкс], б) кадры съемки ударной волны, 80 000 кадров/с

Выполнен расчет и составлен график изменения давления за ударной волной в зависимости от времени (табл. 4 и рис.14).

Таблица 4 – Результаты изменения давления за ударной волной в зависимости от времени

t , [мкс]	0,1	1	5	10	100
P_2 , [МПа]	4628.796	1162.701	442.6761	292.0573	73.36148
P_2 , [МПа]	4327.554	1087.032	413.8667	273.0502	68.5871
P_2 , [МПа]	3907.264	981.4602	373.6721	246.5317	61.92595

Графическое представление результатов изменения давления за ударной волной в зависимости от времени представлены на рис. 14.

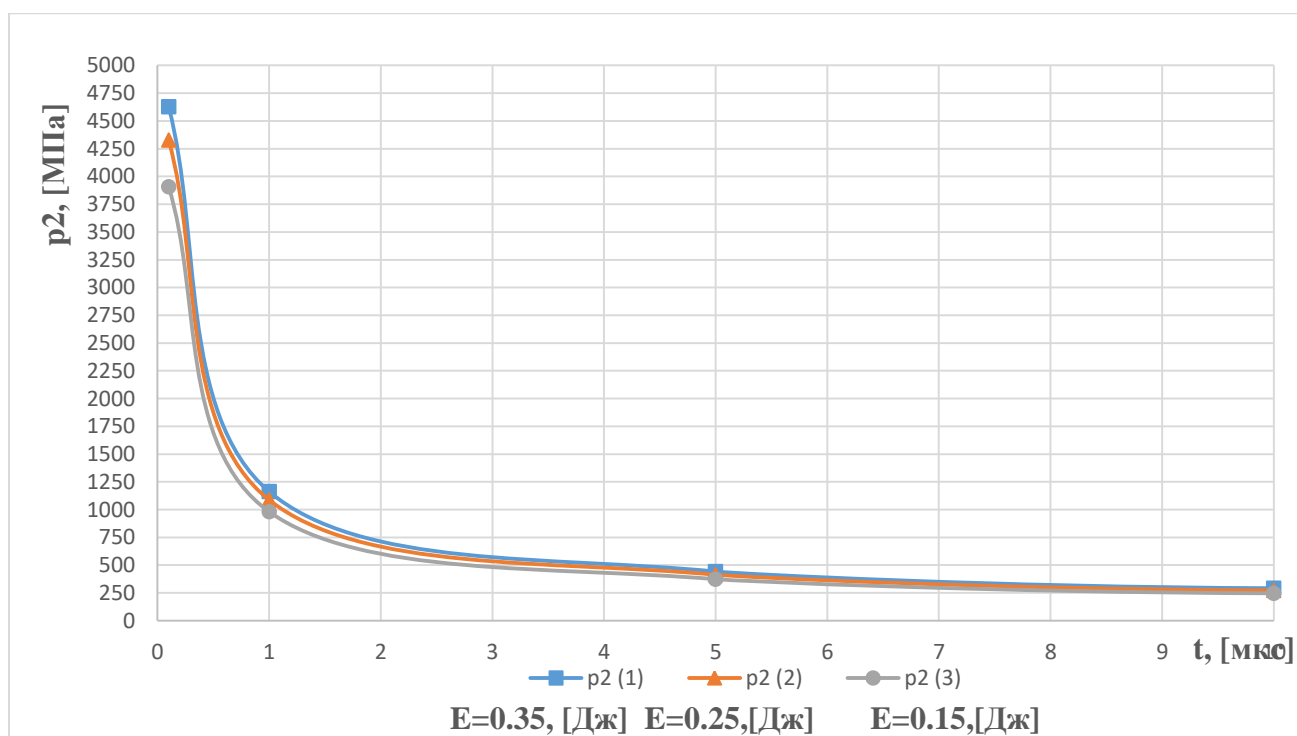


Рисунок 14 – График зависимости распространения давления за ударной волной в зависимости от времени, где P_2 — давление ударной волны, [МПа], t — время распространение ударной волны [мкс].

Ударные волны с энергией $E=0,25$ Дж, достигают границы зоны упрочнения в момент времени $t=5$ мкс. Ударная волна будет оказывать давление $P_2=413$ МПа на поверхность инструмента, которое распространяется со скоростью 400 м/с.

Получены координаты распространения ударной волны (рис. 15).

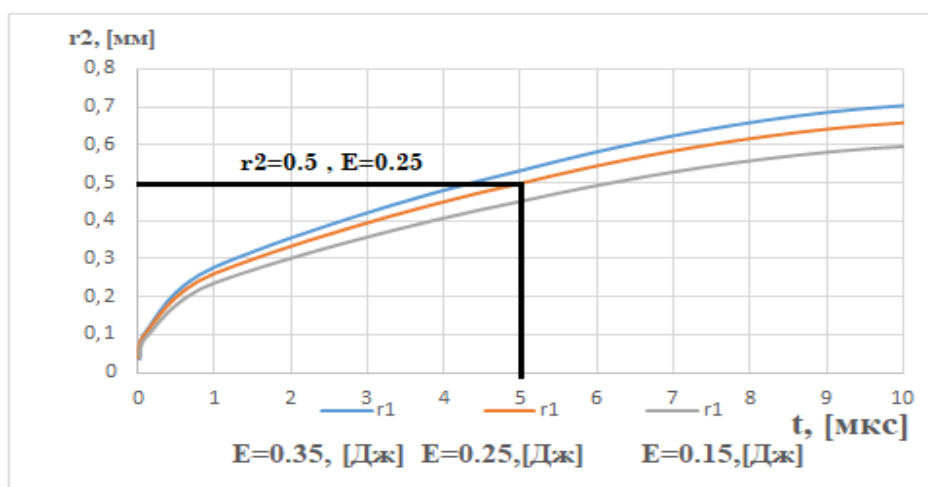


Рисунок 15 – Координаты распространения фронта ударной волны, где r_2 — радиус ударной волны [мм], t — время распространение ударной волны во времени [мкс], горизонтальной линией показана граница зоны упрочнения в эксперименте из рисунка

Образование оптических разрядов на поверхности вызывали появление отверстий с диаметром примерно 1 мм (рис. 16).

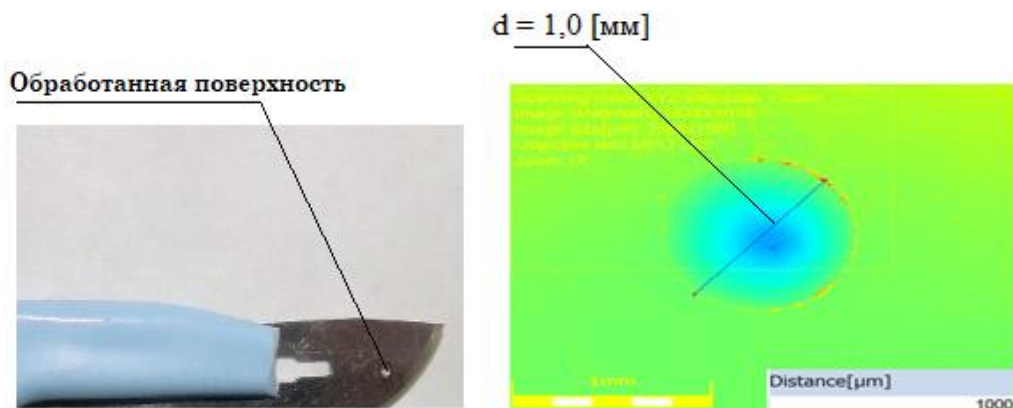


Рисунок 16 — Поверхность стального медицинского инструмента, диаметр сфокусированного лазерного пучка $d = 1,0$ [мм], полученный при $E=0,25$, $P_2=413$ МПа, $t=5$ мкс

Для расчета E_p , использовалась формула (3)

$$E_p = PV, \#(3)$$

$$E_p = PV = (413 \cdot 10^6 [\text{Па}]) \cdot \left(\frac{2}{3} \pi (0,5 \cdot 10^{-3})^3 [\text{м}^3] \right) = 0.108 [\text{Дж}].$$

$E_{\text{нагр}}$ находится, исходя из условия:

$$E_{\text{нагр}} = E - E_p, \#(4)$$

$$E_{\text{нагр}} = 0,25 [\text{Дж}] - 0.108 [\text{Дж}] = 0.142 [\text{Дж}].$$

Максимальное значение микротвердости:

$$\bar{Y} [HV] = 164,6 - 8,4 \cdot 5 - 6840(0,142 + 0,108)^2 + 3420 \cdot (0,142 + 0,108) = 550,3 [HV].$$

Таким образом, в энергию давления (E_p) переходит 0,108 [Дж], на нагревание поверхности скальпеля ($E_{\text{нагр}}$) переходит 0,142 [Дж].

Основные результаты и выводы

1. Выполнен анализ литературных источников в области повышения микротвердости режущей кромки медицинского инструмента (скальпеля), в том числе методами лазерной обработки. Технология лазерной обработки является перспективным направлением как в медицине, так и в других отраслях промышленности. В научно-технической литературе не выявлены материалы, посвященные обработке поверхности медицинского инструмента (скальпеля) с применением наносекундного лазерного приповерхностного импульсного оптического разряда для повышения микротвердости.
2. Разработан метод лазерного упрочнения медицинского инструмента приповерхностным наносекундным импульсным оптическим разрядом.
3. Установлена зависимость микротвердости режущей кромки медицинского инструмента (скальпеля) от факторов наносекундного лазерного приповерхностного импульсного оптического разряда в диапазонах по частоте (5-20) [Гц] и энергии (0,15-0,35) [Дж], и получено уравнение регрессии в натуральных переменных на основе применения центрального ортогонального композиционного плана эксперимента 2-го порядка:

$$\bar{Y}[HV] = 164,6 - 8,4f - 6840E^2 + 3420E$$

4. Установлен оптимальный режим лазерной обработки медицинского инструмента (скальпеля) приповерхностным наносекундным импульсным оптическим разрядом по максимальному показателю микротвердости поверхности образца: частота лазерных импульсов $f=5$ [Гц], энергия лазерных импульсов $E = 0,25$ [Дж], продолжительности единичного импульса $\tau=10$ [нс] и общем времени воздействия лазерных импульсов $t=10$ [с]. Микротвердость по Виккерсу при этом составила 600 [HV].
5. Проведен анализ режущей кромки медицинского инструмента, изготовленного из стали 40Х13, после лазерного упрочнения на шероховатость, микроструктуру, износостойкость, коррозионную стойкость, хрупкость. Шероховатость поверхности при лазерном упрочнении сохраняется на приемлемом уровне, подходящем для разнообразной номенклатуры, в том числе для скальпелей, и соответствует ГОСТу 21240-2023. Наименьшая внутридендритная ликвация микроструктуры прослеживается при обработке в оптимальном режиме. Износостойкость повышается в 1,5 раза. Лазерное упрочнение не приводит к ухудшению коррозионостойкости материала. Упрочненный слой материала относится к I-ой группе «не хрупкий».
6. Изучен процесс лазерного воздействия на поверхность медицинского инструмента путем измерения скорости распространения ударной волны, образующегося от приповерхностного импульсного оптического разряда, и давления ударной волны на основе использования теории точечного взрыва Седова. Ударные волны с энергией

$E=0,25$ [Дж] достигают границы зоны упрочнения в момент времени $t=5$ мкс. Ударная волна будет оказывать на поверхность инструмента давление $P_2=413$ МПа, которое распространяется со скоростью 400 м/с, соответственно. Выявлено, что в энергию давления (E_p) переходит 43,2%, на нагревание поверхности скальпеля тратится 56,8% энергии ($E_{нагр}$).

Основные результаты работы представлены в публикациях:

1. **Али Е.,** Саттаров А.Г., Сочнев А.В. Упрочнение поверхности медицинского инструмента лазерным импульсным оптическим разрядом с применением методов математического планирования эксперимента // Упрочняющие технологии и покрытия. – 2023, –№ 12. – С. 573–576. **(ВАК, Scopus / Web of Science / CA(pt)).**
2. **Али Е.,** Саттаров А.Г., Сочнев А.В. Определение оптимального времени воздействия наносекундным импульсным лазерным приповерхностным оптическим разрядом при упрочнении режущих кромок медицинского инструмента // Сборка в машиностроении, приборостроении. – 2025, –№ 4. – С. 185–188. **(ВАК)**
3. **Али Е.,** Саттаров А.Г., Сочнев А.В. Лазерное упрочнение поверхности медицинского инструмента // Кузнечно-штамповочное производство. Обработка материалов давлением. - 2023. - №8. - С.34–42. **(ВАК).**
4. **Али Е.,** Саттаров А.Г., Сочнев А.В. Повышение прочности медицинской стали при обработке лазером// Вестник Томского государственного университета. Химия. – 2023. - №32. - С.164–171. **(ВАК).**
5. **Али Е.,** Саттаров А.Г., Сочнев А.В. Исследование факторов, влияющих на микротвердость медицинской инструментальной стали 40х13 // Сварка и Диагностика. - 2024. - №4. - С.31-35. **(ВАК).**

Публикации в иных научных изданиях:

6. **Али Е.,** Саттаров А.Г., Репина Е.М. Упрочнение поверхности углеродистой стали 50х14МФ медицинского инструмента (скальпеля) лазерной установкой LQ529 // Наукосфера. – 2023. - №7 (2). – С.136–139.
7. **Али Е.** Саттаров А.Г. Упрочнения поверхности медицинских инструментов (скальпель) на основании применения методов лазерного упрочнения // Здоровье человека в XXI веке. Качество жизни. XV Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием: сборник научных статей. Казань, 16-17 марта 2023 г. – Казань: ИД «МеДДоК», 2023. - С.154–156.
8. **Али Е.,** Валеев И.А. Особенности воздействия ударной волны// Стратегическое развитие отечественной науки: национальное самосознание, скрытые конкурентные преимущества:

- сборник статей по итогам Всероссийской научно-практической конференции с международным участием (Саратов, 6 мая 2023 г.). - Sterlitaamak: AMI, 2023. – С.5–7.
9. **Али Е.,** Валеев И.А. Лазерный импульсный наносекундный оптический разряд в воздухе // Инновационный путь развития как ответ на вызовы нового времени: сборник статей Международной научно-практической конференции (5 мая 2023 г., г. Киров). - Уфа: Аэтерна, 2023. – С.20–23.
10. **Али Е.,** Валеев И.А. Стали применяемые для изготовления медицинских инструментальных материалов // Теории, школы и концепции устойчивого развития науки в современных условиях: сборник статей по итогам Международной научно-практической конференции (Омск, 15 февраля 2024 г.). - Sterlitaamak: AMI, 2024. - С.57–59.
11. **Али Е.,** Валеев И.А. Общая структура медицинских инструментов типа скальпель // Sustainable development forum - 2024: сборник статей Международной научно-практической конференции (19 февраля 2024 г.). - Петрозаводск: МЦНП «НОВАЯ НАУКА», 2024. – С.102–105.
12. **Али Е.,** Валеев И.А. Влияние лазера на упрочнение поверхности медицинских инструментов // Здоровье человека в XXI веке. Качество жизни. XVI Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием: сборник научных статей. Казань, 21-22 марта 2024 г. – Казань: ИД «МеДДоК», 2024. – С.338-341.
13. **Али Е.,** Валеев И.А., Таяа А. Повышение износостойкости и виды покрытий для медицинских инструментов // Научный форум: сборник статей VIII Международной научно-практической конференции (г. Пенза, 7 июня 2024 г.). – Пенза: МЦНС «Наука и Просвещение», 2024. – С.44-46.
14. **Али Е.,** Валеев И.А., Таяа А. Методика исследования шероховатости и распределение значений микротвердости поверхности стали 40х13 после лазерной обработки на примере инструмента скальпеля медицинского // Молодой исследователь 2024: сборник статей VI Международной научно-практической конференции (г. Пенза, 7 июня 2024 г.). – Пенза: МЦНС «Наука и Просвещение», 2024. – С.29-32.