

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Казанский национальный исследовательский технологический университет»

На правах рукописи



**АЛИ ЕДРЕС АБДУЛВАХАБ САЛЕХ**

**УПРОЧНЕНИЕ РЕЖУЩЕЙ КРОМКИ МЕДИЦИНСКОГО  
ИНСТРУМЕНТА ПРИ ПОВЕРХНОСТНЫМ  
НАНОСЕКУНДНЫМ ИМПУЛЬСНЫМ ЛАЗЕРНЫМ ОПТИЧЕСКИМ  
РАЗРЯДОМ**

Специальность 2.5.5 Технология и оборудование механической и физико-технической обработки

Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Научный руководитель  
доктор технических наук,  
профессор Саттаров А.Г.

Казань 2025

## ОГЛАВЛЕНИЕ

<b>СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ .....</b>	<b>4</b>
<b>ГЛАВА 1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МЕТОДА ПОВЫШЕНИЯ КОНСТРУКЦИОННОЙ ТВЕРДОСТИ МЕДИЦИНСКИХ ИНСТРУМЕНТОВ .....</b>	<b>14</b>
1.1 Анализ медицинских инструментов.....	14
1.2 Виды режущих хирургических инструментов .....	16
1.3 Материалы, используемые для изготовления медицинских инструментов .....	21
1.4 Методы поверхностной обработки .....	26
1.5 Лазерное упрочнение поверхности .....	34
1.6 Ударное лазерное упрочнение .....	44
1.7 Моделирование процесса лазерной обработки .....	48
1.8 Особенности лазерного упрочнения медицинских инструментов .....	51
Выводы по первой главе .....	55
<b>ГЛАВА 2. ОБЪЕКТ И МЕТОДИКИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ ЛАЗЕРНОГО УПРОЧНЕНИЯ МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА .....</b>	<b>58</b>
2.1 Выбор материала для проведения исследований.....	58
2.2 Подготовка лазерной установки к работе.....	60
2.3 Методика подготовки микрошлифов .....	66
2.4 Метод анализа оптической металлографии .....	68
2.5 Исследование шероховатости и измерение глубины поверхности .....	69
2.6 Измерение микротвердости образцов .....	70
2.7 Определение коррозионной стойкости .....	71
2.8 Испытания износостойкости поверхности образцов .....	72
2.9 Определение хрупкости упрочненного слоя методом Виккерса .....	72
Выводы по второй главе .....	73
<b>ГЛАВА 3. ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ РЕЖИМОВ ЛАЗЕРНОЙ ИМПУЛЬСНОЙ ОБРАБОТКИ НА ЭКСПЛУАТАЦИОННЫЕ И ФИЗИКО- МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА .....</b>	<b>74</b>

3.1	Проведение экспериментальных исследований упрочнения поверхностного слоя по оценке влияния режимов импульсной лазерной обработки медицинского инструмента .....	74
3.2	Математическое описание процесса упрочнения уравнением регрессии второго порядка .....	76
3.3	Анализ результатов микротвердости зоны лазерной обработки медицинского инструмента .....	88
3.4	Металлографическое исследование зоны лазерной обработки медицинского инструмента ..	90
3.5	Анализ результатов шероховатости зоны лазерной обработки медицинского инструмента ..	94
3.6	Анализ показателей хрупкости зоны упрочнения .....	95
3.8	Анализ коррозионной стойкости .....	96
3.9	Анализ показателей износостойкости .....	98
	Выводы по третьей главе .....	100
<b>ГЛАВА 4. ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРЕМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ УДАРНО-ВОЛНОВЫХ ЯВЛЕНИЙ ИМПУЛЬСНОГО ОПТИЧЕСКОГО РАЗРЯДА НА ПРОЦЕСС УПРОЧНЕНИЯ МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА (СКАЛЬПЕЛЯ).....</b>		
4.1	Описание экспериментальной установки для фиксации ударной волны импульсного оптического разряда в атмосферных условиях .....	102
4.2	Исследование картины процесса распространения ударной волны от поверхности медицинского инструмента в результате воздействия .....	104
4.3	Результаты эксперимента по измерению скорости распространения ударной волны, образованной импульсным приповерхностным оптическим разрядом от поверхности скальпеля с использованием шпирен-метода .....	106
	Выводы по четвёртой главе .....	114
<b>ГЛАВА 5. РАЗРАБОТКА УСТАНОВКИ ДЛЯ ПРОМЫШЛЕННОГО УПРОЧНЕНИЯ ПОВЕРХНОСТИ МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА ИМПУЛЬСНЫМ ОПТИЧЕСКИМ РАЗРЯДОМ.....</b>		
5.1.	Описание установки для упрочнения лазерного инструмента .....	115
	ОБЩИЕ ВЫВОДЫ .....	119
	<b>СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ .....</b>	<b>121</b>

## СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

ИОР — импульсный оптический разряд;

ПФЭ — полный факторный эксперимент;

УВ — ударная волна;

ОР — оптический разряд;

ЛО — лазерная обработка;

ЛИ — лазерное излучение;

ЗО — зона обработки;

ЛУП — лазерное упрочнение поверхности;

ИЛ — импульсный лазер;

### Условные обозначения

$E$  — энергия в одиночном (единичном) импульсе [Дж];

$k$  — число значимых членов уравнения регрессии (без свободного члена  $b_0$ );

$n$  — число повторов опытов;

$f$  — чистота излучения импульсного лазера [Гц];

$N$  — число опытов;

$\bar{y}$  — среднее значение исследуемой функции;

$\hat{y}$  — значение исследуемой функции из уравнения регрессии;

$j$  — номер строки в плане эксперимента;

$F_{\text{табл}}$  — табличное значение критерия Фишера;

$F_{\text{расч}}$  — расчетное значение критерия Фишера;

$t$  — критерии Стьюдента;

$f_1$  — степень свободы при дисперсии воспроизводимости;

$f_2$  — степень свободы при дисперсии адекватности;

$x_1$  — кодированный параметр частоты импульсного лазера;

$x_2$  — кодированный параметр энергии импульсного лазера;

$X_{i \max}$  — максимальное значение фактора;

$X_{i \min}$  — минимальное значение фактора;

$\frac{V}{2}$  — объём полусферы;

$D$  — скорость распространения ударной волны [м/с];

$\rho$  — плотность воздуха [кг/м<sup>3</sup>];

$r_2$  — радиус полусферы;

$E_{\text{нагрев}}$  — энергия, затраченная на нагрев поверхности скальпеля [Дж];

$E_p$  — энергия давления на поверхность скальпеля [Дж].

## ВВЕДЕНИЕ

**Актуальность проблемы** заключается в том, что современные медицинские инструменты подвергаются сильному износу, вследствие чего перед инженерами стоит актуальная задача по повышению износостойкости и микротвердости медицинских инструментов, в частности скальпелей.

При эксплуатации медицинский инструмент подвергается сильному износу за счет влияния коррозионной рабочей среды, частых температурных колебаний (при стерилизации и дезинфекции), вследствие чего режущая кромка становится тоньше и теряет работоспособность.

Для уменьшения износа и повышения коррозионностойкой медицинского инструмента необходимо повысить прочность металлической обрабатываемой поверхности.

Упрочнение обрабатываемой поверхности является технологическим процессом, целью которого является, прежде всего, повышение микротвердости поверхностного слоя.

Известно много способов упрочнения поверхностных слоев медицинских инструментов: азотирование, термическое воздействие, плазменная обработка, нанесение защитно-декоративных покрытий. Не изучено упрочнение лазерным, импульсным оптическим разрядом и действием ударной волны, исходящей от разряда.

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). Из исследований видно, что современные исследователи отдают

предпочтение лазерной обработке, применяя ее в различных отраслях, включая машиностроение, медицину, авиацию и т.д. Из исследований были замечены различные методы лазерной обработки, такие как импульсная закалка, лазерная аморфизация, позволяющие добиться стойкости материалов к механическим воздействиям. Современные исследователи стремятся совмещать лазерную обработку с инновационными технологиями.

За время использования лазера в мире был наработан большой опыт его разработки и использования технологий с его применением. Возможности лазера открывают большие перспективы для будущих достижений науки, поэтому многие научно-исследовательские центры как в России, так и за рубежом, заинтересованы в его изучении. Существуют также и производственные организации, занимающиеся изучением лазера: ТермоЛазер (г. Владимирская), Университет ИТМО, RULA.SU (г. Санкт-Петербург), сотрудники физического института им. П.Н. Лебедева РАН (ФИАН), а также Laser UKB (Германия) и другие.

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

**Цель работы:** целью является 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 получить 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, коррозионностойкость, хрупкость.

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



**Объект и методы исследования:**

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

**Предметом 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 лазерного 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 исследования, дополняют имеющиеся теоретические представления о развитии технологии лазерного упрочнения и ее применении 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 Excel. Также соответствием полученных результатов в частных случаях известных данных 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.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 страниц машинописного текста, 48 рисунков и 12 таблиц.

# **ГЛАВА 1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ МЕТОДА ПОВЫШЕНИЯ КОНСТРУКЦИОННОЙ ТВЕРДОСТИ МЕДИЦИНСКИХ ИНСТРУМЕНТОВ**

## **1.1 Анализ медицинских инструментов**

Инструментов, используемых в медицине, большое количество. Самыми разнообразными и чаще всего используемыми являются хирургические инструменты. Эти инструменты разделяются на две группы: специализированные и хирургические. Это осуществляется по причине их большого количества, чтобы упростить их изучение. Во вторую группу хирургических инструментов объединяют те инструменты, которые применяются хирургами всех специальностей, а также используются при проведении общих хирургических операций.

Медицинские общехирургические инструменты классифицируются в большинстве случаев, исходя из их предназначения. Выделяют четыре группы медицинских инструментов [1–3]:

К первой группе относятся режущие инструменты. Их используют в том случае, если требуется выполнить одно из следующих действий:

1. Рассечь ткани;
2. Вскрыть абсцесс;
3. Выполнить резекцию разных органов;
4. Иссечь опухоль;
5. Срезать наросты, полипы и пр.

Ко второй группе относятся колющие инструменты. Они нужны для того, чтобы сделать проколы, через которые вводят дренажи, трубки, нити, используемые для сшивания.

К третьей группе относятся зажимные инструменты для остановки из перерезанных сосудов кровотечения, для пережатия полых и трубчатых органов во время выполнения их резекции и пр.

К четвертой группе относятся расширяющие и оттесняющие инструменты. Они применяются в качестве расширителя ран, полостей, оттеснению органов, которые не участвуют в операции, с целью их защиты.

Из этих групп нас интересует первая группа, а именно режущие медицинские инструменты. Частью режущих медицинских инструментов является хирургический скальпель. За многие века развития режущие медицинские инструменты подвергались серьезным изменениям. Ключевым фактором, обусловившим данные изменения, явилось внедрение в медицинскую практику принципов антисептики и асептики. Данные методики инициировали ужесточение эксплуатационных требований к медицинскому инструментарию, в частности, необходимости обеспечения:

1. высокой коррозионной стойкости к многократным циклам химической дезинфекции в агрессивных средах;
2. термической стабильности при повторяющихся процедурах стерилизации;
3. сохранения функциональных характеристик и структурной целостности после многократных обработок.

Современные стандарты предусматривают использование для изготовления инструментов специализированных нержавеющей сталей и сплавов, демонстрирующих устойчивость к широкому спектру дезинфицирующих растворов и способных выдерживать автоклавирование при температурах до 135°C.

## **1.2 Виды режущих хирургических инструментов**

Медицинские инструменты, применяемые для резки, с течением времени претерпели различные изменения. Наиболее сильные изменения последовали после того, как наука вывела методы антисептики и асептики. Это произошло в силу того, что эти методы требовали от инструментов повышенной износостойкости и стойкости к коррозиям, поэтому пришлось укреплять изделие, делать его более стойким к манипуляциям.

### **1.2.1 Ножи хирургические**

Во время хирургических действий применяются ножи. Они нужны, чтобы резать мягкие ткани организма. Очень важно, чтобы нож был острым и стойким. Под остротой понимается способность ножа без сильных усилий врезаться в ткани. Стойкость означает, что нож способен долго оставаться острым. Благодаря остроте ножа, ткани подвергаются меньшему повреждению. Это означает, что происходит более быстрое заживление раны. Эти два показателя зависят от того, под каким углом был заточен нож и от того при каких температурах производилась обработка изделия.

Принимая ножи, необходимо проверить их качество. Проверка проходит в два этапа: внешний осмотр и испытание на функциональность. Во время внешнего осмотра смотрят за тем, чтобы лезвие было острым по всей длине режущей кромки. Не должно быть дефектов, заметных глазу. Края ножа, не относящиеся к режущей ее части, должны иметь тупую форму. Во время испытания на функциональность производятся надрезы на подручных материалах. Это может быть бумага, кожа, замша и т. д. Выбор материала зависит от типа ножа. Испытания считаются успешными, если лезвие не затупилось при



резке материала и края разреза остались ровными. Ниже представлены виды ножей.

Скальпели (рисунок 1.1) — цельноштампованные общехирургические ножи для того, чтобы рассекать мягкие ткани.



Рисунок 1.1 — Виды скальпелей

Сегодня для хирургии важно, чтобы медицинские инструменты соответствовали требованиям остроты, твердости и однородности материала. Для того чтобы работа с изделиями была удобной, они должны иметь простую геометрическую форму [3,1].

### **1.2.2 Ножницы медицинские**

Имеются специальные ножницы (рисунок 1.2), применяемые для резки тканей. Такие ножницы обладают острым лезвием, с помощью которого можно с легкостью разрезать ткань на необходимые части и формы. Как и обычные ножницы, медицинские имеют два лезвия. Ножницы, применяемые для хирургических и вспомогательных целей, имеют различие в характере движения

лезвий. Хирургические ножницы имеют обыкновенные движения и используются для того, чтобы разрезать мягкие ткани. Вспомогательные ножницы применяют для разрезания перевязочных материалов и для этих целей используют шарнирные движения.



Рисунок 1.2 — Виды ножниц

Разрезание при помощи ножниц может потребовать больше усилий, сравнительно со скальпелем. Причиной этого кроется в том, что у ножниц угол заточки  $\beta$  лезвия в три раза выше, чем угол заострения скальпеля и может достигать  $70-80^\circ$ . При изготовлении медицинских ножниц используют углеродистую или нержавеющую сталь. Чаще всего это марки У8А, У10А для углеродистой стали и 40Х13 для нержавеющей. Винты изготавливают из стали 20Х13. После завершения термической обработки твердость рабочей части изделия, как правило, составляет HRC 50...55 [4,5,6].

### 1.2.3 Долота медицинские

Во время операций могут потребоваться манипуляции с костями. В таком случае применяется долото (рисунок 1.3). Путем постукивания молотком по

долоту раздробляют, разделяют кости. В силу применения совместно с молотком необходимо, чтобы изделие имело хорошую прочность и гибкость. В таком случае изделие будет долго сохранять свой рабочий вид. Такое прочное и гибкое изделие создают из инструментальной (У8А) или нержавеющей стали. Изделие должно быть заточено с углом заострения  $\beta=15-20^\circ$ . В изделии не должно быть дефектов в виде трещин, зазубрин и т.д.

Во время приемки изделия, необходимо тщательно проверить его эффективность. Для этого проводят несколько видов испытаний [4.6]. В качестве материала, при помощи которого будет проводиться испытание, применяется дерево. В первом случае происходит перерубание сухого деревянного прутка, а во втором случае с деревянного бруска пробуют снять стружку вдоль волокон. Хороший результат, если во время испытаний кромка лезвия не выкрашивается и не притупляется.



Рисунок 1.3 — Виды долот

#### 1.2.4 Сверла медицинские

В медицине имеется процедура, при которой необходимо применение сверла. Это процедура называется стабильно-функциональный остеосинтез. При нем

происходит стабилизация кости с применением имплантатов. Для этой процедуры проводят сверление костной ткани.

Отобразим на рисунке 1.4 пример остеосинтеза бедренной кости.

Костные фрагменты соединяются в правильной последовательности и закрепляются винтами с помощью пластины. Винты закручиваются в просверленные отверстия в кости и соединяют конструкцию пластины с бедренной костью.

Наборы инструментов, используемых для остеосинтеза, состоят из спиральных сверл, диаметр которых составляет 2,4; 3,2; 3,5 и 4,5 мм (рисунок 1.5).

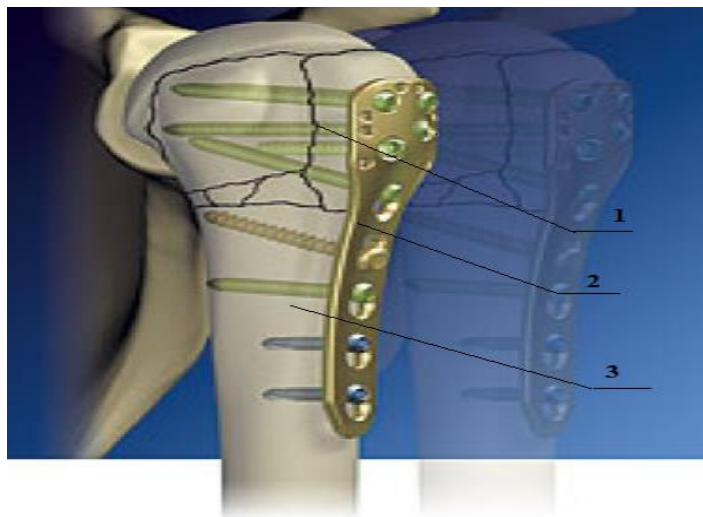


Рисунок 1.4 — Остеосинтез бедренной кости

1 — винт; 2 — пластина; 3 — кость.

Сверла, диаметр которых составляет 2,4 и 3,2 мм необходимы для того, чтобы сверлить отверстия под резьбу кортикальных винтов, чей диаметр имеет значение 3,5 и 4,5 мм.

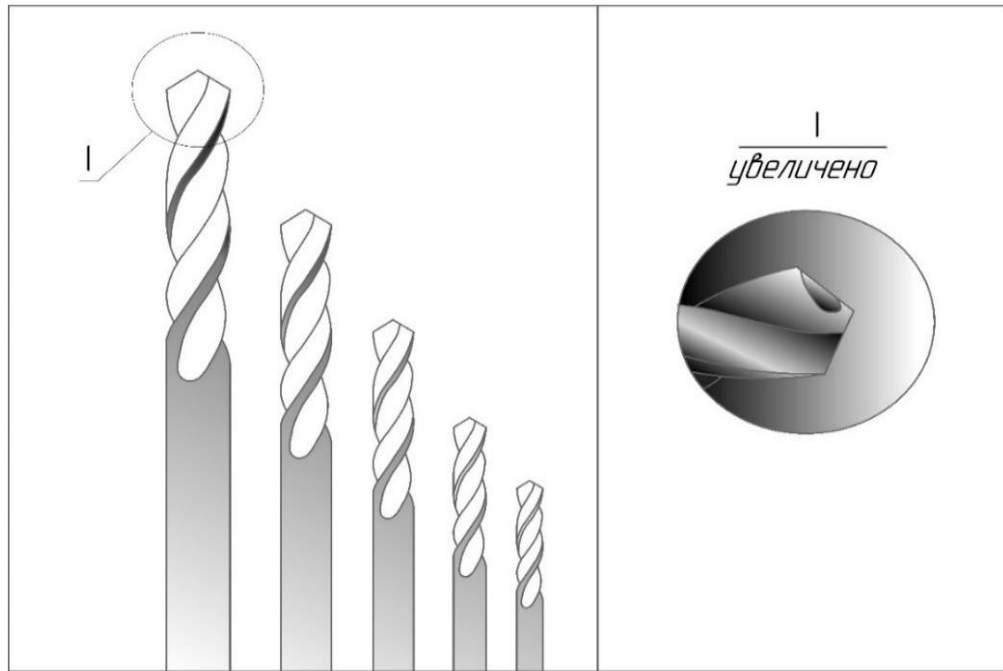


Рисунок 1.5 — Спиральные медицинские сверла

Спиральные сверла, где диаметр равен 3,5 и 4,5 мм, используются для того, чтобы сверлить сквозные отверстия, рассверливать кости перед тем, как выполнять ввод спингиозного винта [7].

### 1.3 Материалы, используемые для изготовления медицинских инструментов

Свойства материалов, которые применяются для того, чтобы изготавливать медицинские инструменты, очень важны, т.к. от этого зависит то, какими функциональными свойствами они будут обладать. Медицинские инструменты должны быть качественными для того, чтобы можно было правильным образом выполнять медицинские процедуры, а также для продления своего срока службы. Материалы, применяемые для изготовления медицинских инструментов, имеют способность не только приобретать необходимую форму, но и могут быть изготовлены с наличием определенного свойства. Не стоит забывать и про то, что материалы, из которых создаются медицинские инструменты, должны отвечать

определенным требованиям, т.к. будут использоваться в условиях повышенной чистоты в медицинских целях [1–3]. В связи с этим необходимо, чтобы материалы могли выдержать определенные манипуляции по обработке, которые нужны для того, чтобы отвечать нормам асептики. Также изделие должно быть сделано из нержавеющей материалов. Из-за того, что материалы соприкасаются с тканями человека, необходимо, чтобы они были сделаны из нетоксичных для организма человека материалов. Выбор материалов для изготовления медицинских инструментов проводится при соблюдении всех вышеперечисленных требований.

Медицинские инструменты изготавливаются из легированных сталей, обладающих повышенной коррозионной стойкостью. Для этого подходят инструментальные углеродистые качественные стали, где содержание серы не превышает 0.02 % и содержание фосфора не превышает 0.03 % [2,4].

Для медицинских целей, не связанных с повышенным риском, применяют малоуглеродистые стали. Такие материалы менее прочные. Для хирургических целей используют более прочный материал, т.к. от них, в том числе, зависит результативность операции, поэтому применяются инструментальные углеродистые качественные стали.

Обозначение марок сталей 15, 30, 45 соответствует содержанию в них углерода — 0,15, 0,30, 0,45%, соответственно. Указанные марки распространены для того, чтобы создавать мелкие детали, среди которых:

1. Ручки инструментов;
2. Винты;
3. Гайки и пр.

Стоит отметить, что марка стали 45 используется для того, чтобы изготавливать инструменты для стоматологии, а именно: плоскогубцы, круглогубцы и пр.

Отообразим в таблице 1.1 сферы применения определенных марок.

Таблица 1.1. Использование в медицинской технике инструментальных углеродистых сталей

Содержание углерода	Марка стали	Назначение, применение
1,1–1,25	У12А	Тонко режущие лезвийные инструменты с твердым лезвием по типу глазных ножей
0,95–1,05	У10А	Режущие инструменты, взаимодействующие с толчками, нуждающиеся в необходимой вязкости используемых режущих кромок с целью предотвращения выкрашивания, появления на лезвии зазубрин
0,75–0,85	У8А	1. Пилящие, колющие инструменты (пилы, троакары, фрезы). 2. Долбящие, режущие инструменты, которые требуют при наличии повышенного уровня твердости необходимой вязкости по причине наличия ударных нагрузок (долота, распаторы, остеотомы, костные щипцы, ножницы, зубоврачебные инструменты)
0,6–0,74	У7А	Пружинящие, зажимные инструменты (зажимы, пинцеты, ранорасширители, корнцанги)

В процессе создания режущих инструментов, которые имеют тонкое лезвие, используется сталь, которая имеет низкий уровень легирования (13Х).

Данное изделие будет содержать 1,24–1,4% углерода. Кроме того, сталь содержит хром, марганец, кремний. Особенность их — высокая твердость, достигающая HRC 65–67 [5,6].

Функцию защиты от ржавления выполняет защитный слой, состоящий обычно из хрома или никеля. Такая защита необходима изделиям, изготовленным из углеродистой стали. В изготовлении современных медицинских инструментов чаще всего применяют легированную нержавеющую сталь [2,4].

Выделяют два класса нержавеющей стали: мартенситные стали, которые иначе называют закаливаемыми, и аустенитные, или незакаливаемые. Стали 20X13, 30X13 и 40X13 являются закаленными. В таких сталях содержание хрома достигает 13%, что является средним содержанием хрома. Эти стали подвергаются защите от ржавления, применяя два этапа. В первую очередь для того, чтобы иметь однородную структуру стали, стараются добиться правильной закалки изделия. Во время закалки образуются карбиды хрома и цементита. Благодаря этому материал обретает желаемую твердость. Во вторую очередь производится полировка изделия, которая позволяет гарантировать защиту от коррозии. О том, в каких областях применяются эти стали, можно узнать из таблицы 1.2.

Для изготовления медицинских инструментов применяют и другие легированные стали. Их называют закаливаемыми. Твердость в таких сталях обеспечивается за счет добавления твердых металлов. К примеру, для создания режущих инструментов для офтальмологии и нейрохирургии используют сталь марки 9X18, из стали ЭИ515 делают скальпели, сталь ХВ4 является очень твердой за счет того, что в ней содержится 4% вольфрама, поэтому его предпочитают использовать при создании боров для стоматологических целей. Имеются также и нержавеющие стали, которые относятся к аустенитному классу. В состав их входит 9–10% никеля, 18% хрома. По этой причине их называют хромоникелевыми. Никель добавляется для обеспечения у изделия однородной структуры при нормальной температуре. В результате этого сталь является нержавеющей.



Таблица 1.2. Для изготовления медицинских инструментов применяют стали

Твердость после выполнения закалки, HRC	Марка стали	Назначение, применение
30–35	20X13	Винты, штифты, оси, элеваторы, пинцеты пластинчатые, крючки.
42–47	30X13	Инструменты, имеющие упругие свойства (иглодержатели, зажимы, зеркала носовые, ушные)
50 и более	40X13	Инструменты, требующие твердость при наличии необходимой вязкости (щипцы, скальпели, распаторы, долота)

Высокой стойкостью к коррозии обладает сплав 36НХТЮ. Его применяют при изготовлении некоторых медицинских игл. Этот сплав также отличается тем, что благодаря стойкости к износу обладает долгим сроком службы. В этом сплаве процент содержания никеля гораздо больше, нежели хрома: 36% на 13%. Сплав также содержит три процента титана и по одному проценту алюминия и марганца. В результате железа в сплаве оказывается меньше половины. Такие сплавы принято называть прецизионными. Благодаря своей износостойкости, сплав хорошо подходит для изготовления медицинских изделий [8,9,10].

Твердые сплавы тоже нередко применяются для изготовления медицинских инструментов [6,8]. Обусловлено это тем, что изделия из таких материалов имеют большую твердость. Они позволяют изготовить инструменты, где необходимым показателем является твердость изделия. Такие изделия нужны, например, в стоматологии. Из них делают стоматологические боры. Наиболее подходящими металлами для изготовления таких сплавов являются вольфрам (W) и кобальт (Co). Они являются высокотвердыми и тугоплавкими. Вольфрам —

наиболее тугоплавкий металл. В качестве примера такого сплава можно привести марку ВК6. Делается такой сплав с применением карбида вольфрама и кобальта. Сплав может сохранить свои свойства до температуры 1150°C.

#### **1.4 Методы поверхностной обработки**

Современные исследователи продолжают интересоваться проблемами улучшения микротвердости поверхностей деталей и узлов механизмов. Особенно это заметно в контексте разработки и совершенствования различных методов упрочнения. Эти методы упрочнения преследуют цель создания поверхностных слоев с определенными свойствами. В первую очередь это относится к деталям, которые подвергаются воздействию трения и износа. Требуемые свойства материала достигаются путем использования разных подходов. Имеются так называемые традиционные методы, среди которых:

1. химико-термическая обработка,
2. закалка высокочастотными токами,
3. пластическое поверхностное деформирование.

Также имеются методы, где используется лазерное излучение и электронно-лучевое воздействие. При таких методах воздействие на поверхность происходит при помощи сосредоточенных потоков энергии [11].

Вот некоторые из наиболее популярных методов, которые применяются в современной промышленности.

**Химико-термическая обработка** основано на насыщении поверхности химическими веществами при повышенных температурах. Метод диффузионного насыщения позволяет повысить функциональную надежность медицинского инструмента за счет увеличения твердости и устойчивости к кавитации и коррозии. Создание благоприятных остаточных напряжений сжатия на поверхности позволяет добиться надежности материала и увеличения срока

службы [12]. Химико-термическая обработка имеет несколько процессов таких, как силицирование, азотирование и цементация. Есть и менее распространенные процессы. К числу таких процессов относится цианирование, диффузионная металлизация. Цианирование — это процесс по насыщению поверхности соответствующего стального изделия углеродом, азотом. Диффузионная металлизация же применяется для того, чтобы насытить поверхность стали такими элементами, как алюминий, хром, кремний, бор. Эти элементы могут быть в трех агрегатных состояниях [13,14].

**Силицирование** поверхности — это процесс обработки поверхности стали, который производится путем высокотемпературного обогащения поверхности стали кремнием. Этот процесс позволяет добиться улучшения характеристик стали, к которым относятся коррозионная стойкость, твердость, жаростойкость, износостойкость. Этот процесс происходит следующим образом: сталь подвергается высокой температуре (950–1100 °C), затем поверхность стали насыщается кремнием [12].

Все еще недостаточно развиты методы и способы силицирования, которые позволили бы масштабировать процесс.

**Азотирование** представляет собой процесс химико-термической обработки, направленный на диффузионное насыщение поверхностного слоя стали азотом. Процесс осуществляется выдержкой при 500-650°C в аммиачной атмосфере ( $\text{NH}_3$ ) в течение 20-90 часов в зависимости от требуемой глубины насыщения. Результатом является формирование поверхностного слоя  $\alpha$ -твердого раствора азота в железе и нитридных фаз, обеспечивающих повышение твердости, износостойкости и коррозионной стойкости.

В работе [15] изучен процесс ионного азотирования с использованием плазмы тлеющего разряда. Ионное азотирование в плазме тлеющего разряда характеризуется повышенной скоростью насыщения, высокой чистотой

поверхности и на 40-60% меньшей продолжительностью процесса по сравнению с газовым методом.

В исследовании [16] разработан комбинированный метод вакуумной химико-термической обработки, совмещающий в едином цикле три последовательных процесса: вакуумную цементацию, термическую обработку и ионно-плазменное азотирование.

Следует отметить, что для ряда высоколегированных сплавов, в частности для сталей марок 12X18H10T и X16Г5АН4, применение классического азотирования может быть ограничено ввиду низкой эффективности. Как показано в исследовании [17], для данных сплавов предпочтительным методом поверхностного упрочнения является цианирование (нитроцементация), позволяющее достичь более высоких эксплуатационных характеристик.

Выбор сталей для производства режущего медицинского инструментария, в частности скальпелей, обусловлен необходимостью достижения оптимального комплекса свойств: высокой твёрдости, режущей способности и коррозионной стойкости. Критическим этапом формирования данных свойств является термическая обработка, включающая обязательные операции закали и последующего отпуска для получения требуемых значений твёрдости.

Перспективным материалом в данном классе применений является сталь марки 40X13, обладающая малой критической скоростью закали. Данная характеристика позволяет проводить её охлаждение на воздухе с получением мартенситной структуры. Для обеспечения полноты растворения карбидных фаз в аустените и их эффективного использования для упрочнения, нагрев под закали осуществляется в интервале 950–1020 °С.

Непосредственно после закали твёрдость стали 40X13 достигает значений HRC 56–58. Последующий отпуск позволяет целенаправленно регулировать её механические и эксплуатационные свойства:

1) Низкий отпуск (200–300 °С) обеспечивает твёрдость ~HRC 50 и снимает внутренние напряжения без снижения коррозионной стойкости;

2) Средний отпуск в интервале 480–520 °С приводит к резкому снижению пластичности и ударной вязкости вследствие проявления явления отпускной хрупкости, что делает данный режим технологически нецелесообразным;

3) Высокий отпуск (около 600 °С) значительно снижает твёрдость (до HRC 32–34) из-за распада мартенсита и коагуляции карбидных фаз.

Следует особо отметить влияние температуры отпуска на коррозионное поведение стали. Отпуск в диапазоне 200–400 °С не оказывает негативного влияния на коррозионную стойкость. Однако при температурах выше 500 °С происходит выделение карбидов типа  $(Cr, Fe)_{23}C_6$ , что индуцирует два взаимосвязанных процесса: формирование гетерогенной феррито-карбидной структуры и обеднение приграничных областей твёрдого раствора хромом, что является причиной резкого падения коррозионной стойкости. Последующее повышение температуры отпуска ( $\geq 600$  °С) способствует выравниванию концентрации хрома в твёрдом растворе, что в определённой степени повышает коррозионную стойкость, но при значительной потере твёрдости.

**Воздействие высокочастотных токов** на поверхность — метод поверхностного упрочнения, который также применяется часто. Этот метод действует таким образом, что в поверхностных слоях соответствующего изделия происходит индуктирование тока той же частоты, который называется вихревым. Благодаря этому току, удастся добиться быстрого нагрева металла, необходимого для его закалки, что составляет 500–1000 °С/с [18]. Закалки получается добиться из-за быстрого охлаждения поверхностных слоев. Глубина закалённого слоя при поверхностной высокочастотной закалке функционально зависит от глубины проникновения индуцированных вихревых токов в обрабатываемый материал.

Глубина закаленного слоя соответствует расстоянию от поверхности до линии, соответствующей образованию полумартенситной структуры (50%

мартенсита) [19]. В данном слое происходит равномерное и однородное распределение температуры, что свидетельствует о получении однородной структуры в процессе закалки. Метод одновременной закалки применяется при неглубоких слоях закалки. Поверхность одновременно нагревается под воздействием индуктора. Изделия, обработанные путем индукционного нагрева для поверхностной закалки, имеют существенное остаточное напряжение. Остаточное напряжение, образующееся на поверхности закаленного слоя, демонстрирует правильность применения технологий. Остаточное напряжение положительно воздействуют на прочность изделия. Имеется еще зона растягивающих напряжений, которая находится под этим слоем, которая призвана отвечать за поддержание твердости изделия. В силу этого, эта зона должна быть расположена подальше от поверхности. Благодаря увеличению закаленного слоя удастся достичь этой сохранности. Может потребоваться снижение остаточных напряжений. В таком случае используют самоотпуск или отпуск. Применение самоотпуска предоставляет возможность нагреваться поверхностно-закаленному слою за счет тепла, сохраняемого после закалки в изделии [20].

Ученые заинтересованы в модернизации этого метода. С этой целью проводятся эксперименты, где ламповые генераторы заменяют на транзисторные генераторы высокого качества с индукционным нагревом. Из работы [21], известно, что такого рода замена позволяет автоматизировать процесс, переводя управление в дистанционный режим. В том же исследовании говорится о том, что благодаря улучшениям удалось снизить вес оборудования, увеличить срок службы и уменьшить расходы на использование оборудования.

Индукционная закалка — одна из разновидностей поверхностной закалки со своими преимуществами. Эти преимущества определяются следующими параметрами: для нагрева изделия требуется всего лишь несколько десятков секунд, что означает наличие огромного производительного потенциала у этого

метода. Также импульс хорошо поддается регулировке, имеет небольшую стоимость обработки, позволяет оставлять рабочее место в чистоте, обеспечивает точность и стабильность процесса. Но имеется и недостаток, который обусловлен тем, что требуется использование сложного электрического оборудования [22].

Радиационно-пучковые технологии представляют собой высокоэффективный метод модификации структуры поверхностных слоев материалов за счет высококонцентрированного энергетического воздействия. Данный метод обеспечивает сверхбыстрый нагрев и последующую закалку микрообъема материала, что приводит к формированию неравновесных метастабильных состояний. К числу структурных преобразований относятся: аморфизация, нанокристаллизация, формирование квазипериодических и многозонных гетерофазных систем. Сравнительные исследования [23] демонстрируют технологические и экономические преимущества электронно-лучевой и лазерной обработки перед традиционными методами высококонцентрированной термообработки, включая высокую производительность, точность и воспроизводимость результатов.

**Электронно-лучевая обработка** представляет собой технологический процесс, осуществляемый в условиях высокого вакуума с использованием сфокусированного пучка ускоренных электронов высокой энергии. Данный вид обработки характеризуется рядом существенных преимуществ. К ним относятся высокий коэффициент полезного действия преобразования энергии, возможность достижения исключительной плотности мощности в зоне воздействия, а также сравнительно низкая себестоимость выполнения операций при серийном производстве. Этот метод на сегодняшний день пользуется большим спросом в промышленности. Это видно из трудов многих авторов. Примером выступает работа [24], где автор исследует, какие имеются возможности формирования боридных слоев на углеродистых сталях при воздействии мощного электронного пучка. В качестве материала для исследования были использованы стали таких

марок, как Ст3, 20, 45, У8А. Исследователь заметил, что микротвердость поверхности металла под обработанным слоем имеет небольшое увеличение. В работе подчеркивается, что электронный луч имеет высокую эффективность для формирования боридных слоев.

Лазерное термоупрочнение и лазерная наплавка выступают одними из эффективных и современных методов РПТ (реактивной плазменной технологии). Лазерное излучение — это монохромное излучение, имеющее высокую степень направленности, а значит широкий диапазон волн. В этой технологии применяют лазеры, которые способны создавать излучение с длиной волны до  $\lambda=0,3-10,0$  мкм. Что касается энергетической характеристики излучения, то она заключается в энергии фотона, которая выражается формулой:  $E=h\nu=hc/\lambda$ . В этой формуле  $h$  равняется  $6,610^{-34}$  Джс, что является постоянной Планка,  $\nu$  является частотой излучения,  $\lambda$  — это длина волны излучения,  $c$  в формуле — это скорость распространения электромагнитного излучения, то есть скорость света.

Важную роль в достижении эффективности выполнения процессов обработки играет то, какие характеристики лазерного излучения используются в процессе. Здесь важным параметром выступает то, какой тип лазерного излучения используется. Это может быть импульсное, непрерывное или квазинепрерывное излучение. Также важно обращать внимание на такие показатели, как длина волны излучения; частота; плотность мощности; длительность; энергия; форма импульса при использовании импульсного излучения; мощность излучения при использовании непрерывного лазера. Требуется учет траектории, скорости перемещения источника к обрабатываемой детали. Подходящие значения выбираются исходя из того, какими свойствами обладает материал, учитывая его геометрию, и то, при каких условиях будет использоваться готовое изделие [25].

**Лазерное легирование / лазерная наплавка** — метод по созданию высококачественного наплавленного слоя однородной структуры, что делается без необходимости повышения температуры нижних слоев металла. Для



достижения этой цели применяют хром, бор, никель и кремний. Процесс легирования происходит путем нанесения слоя металла или порошка на поверхность детали, который затем расплавляется с применением лазера. Материал, который вносится в основной материал, распространяется методом диффузии. Быстрое охлаждение позволяет достичь однородной структуры верхнего слоя. После этого этапа наступает этап шлифовки, после которой толщина наложенного слоя может достигнуть 0,2–0,4 мм [27].

Эффективность лазерного легирования может быть повышена за счет применения ряда методов. Перспективным направлением является предварительное нанесение на поверхность модифицирующих покрытий (металлических пленок или электролитических осадков) методами высокоскоростного напыления или вакуумно-плазменного осаждения с последующим лазерным оплавлением. Также повышения эффективности процесса можно достичь за счет комбинирования лазерного воздействия с другими видами энергетической обработки. Этот метод на практике применили в исследовании [28]. В результате добавления в расплав до 6–7% хрома в виде легирующего элемента появилась возможность для формирования мартенситно-аустенитной структуры с 15% остаточного аустенита, где микротвердость составляет 10 ГПа.

В труде [29] представлены результаты другого эксперимента по легированию сталей различных классов. С помощью импульсного лазера "Квант-16" были легированы стали 12X13, 20X13, 30X13, 40X13 и 08X13. В ходе исследования было установлено, что легирующие элементы с высокими температурами плавления, такие как ванадий, вольфрам, ниобий и титан, способствуют незначительному увеличению микротвёрдости. Наиболее значительный результат был достигнут при комбинированном легировании углеродом и титаном, что позволило получить существенное приращение значения микротвёрдости.

Отдельная серия экспериментов с применением кремния, углерода и бора подтвердила их высокую эффективность в качестве легирующих компонентов, обеспечивающих статистически значимое повышение твёрдости обработанной поверхности.

Исследование [30] анализирует воздействие различных форм пучков по лазерному излучению на эффективность, качество лазерной импульсной наплавки порошка непосредственно на сталь 30ХГСА. Результатом исследования становится то, что применение круглого пучка оказывает эффект выпуклой поверхности наплавки. Ученые этим результатом могут утверждать, что кольцевой пучок приводит к перемещению наплава от периферии к центру. Авторы в завершении работы рекомендуют применять лазерные пучки кольцевого сечения для повышения коэффициента формы валика при наплавке.

Исходя из анализа имеющихся методов укрепления характеристик поверхностей деталей, основанных на применении воздействия лазером, можно сделать вывод о том, что имеет место широкое применение процесса лазерного термоупрочнения в различных технологических задачах машиностроения. Причина этому заключается в том, что для этого процесса оборудование менее дорогостоящее, а также имеет простое технологическое исполнение.

### **1.5 Лазерное упрочнение поверхности**

В современном мире и в России, так и за ее пределами имеется большой опыт разработки и использования технологий с применением лазера. В изучении возможностей лазера заинтересованы российские и зарубежные научные центры, а также производственные организации ТермоЛазер (г. Владимирская), Университет ИТМО (г. Санкт-Петербург), RULA.SU (г. Санкт-Петербург), ИНФРА–М «Научно-издательский центр» Laserstore (г. Санкт-Петербург), ПБЦ "Лазеры и технологии (г. Зеленоград), сотрудники физического института им.

П.Н. Лебедева РАН (ФИАН), Лазерформ (г. Москва), ТСЗП (г. Щербинка), а также UKB (Германия) и другие.

Повышение твердости, износостойкости и коррозионостойкости деталей — важная тема промышленности на сегодняшний день. По этой причине их использование в промышленности создает некоторые обязательства относительно того, какие методы будут применены в ходе решения. Многие исследовательские публикации, такие как работы Ю.С.Рузанкина, В.А. Парфенова, О. С. Васильева [31], С.В Костромина и И.Р. Шатинова [32], А.Н. Кирилина [33], Г. Овертона, А. Ноджи, Д.А. Бельфорте и К. Холтона [34], В.С. Межевова и В.Н.Петровского [35], Н.Ю.Тимофеева., Г.Ю. Тимофеева и А. В. Косачева [36] позволяют делать предположение о том, что в настоящее время ученые и предприятия заинтересованы понять больше об относительно новом и неповторимом методе обработки деталей, применяемом для упрочнения поверхности материала, а именно — о лазерной термической обработке. Благодаря этому методу удастся избежать деформации деталей и сократить срок изготовления. Из-за того, что у лазера имеется возможность переключения режимов, у лазерного метода термического упрочнения подача тепла может налаживаться в значительных пределах. Лазер имеет поверхностную закалку, что содействует образованию на поверхности стальных изделий остаточных сжимающих напряжений. Благодаря образованию сжимающихся остаточных напряжений удастся уменьшить восприимчивость к концентраторам на поверхности.

Наиболее важной чертой лазерного метода закалки является то, что готовые изделия можно использовать без необходимости отпуска.

Преимущество лазерного метода в том, что он способен применять тепловой поток высокой плотности даже на малый участок поверхности. Чем выше плотность потока тепла, тем интенсивнее будет нагрев или плавление материала. Термического упрочнения с применением лазера можно добиться за счет структурных, фазовых изменений сплава в поверхностном тонком слое (0,1–

1 мм). При упрочнении материала с помощью лазера происходит закалка стали. Это означает, что интенсивная подача тепла и дальнейшее остужение приводит к тому, что мартенсит отпуска становится мартенситом закалки. Также лазер позволяет раздробить зерна [37] и повышать содержание углерода в зоне термического влияния.

В. Сомонов, И.Цибульский, Р.Мендагалиев и А.Ахметов исследовали процесс лазерной закалки стали 14X17H2 (AISI 431) излучением мощного волоконного лазера ЛС-16. В результате экспериментов ученые пришли к выводу, что оплавление верхней границы закаленного слоя отрицательно влияет на эксплуатационные характеристики. Наибольшая глубина закалки и твердость различаются режимами закалки. Оптимальными режимами являются 4, 7 и 14. Отмечается, что после закалки оптимальной является ферритно-мартенситная микроструктура [26].

Н.Ю.Тимофеева, Г. Ю. Тимофеева и А. В. Косачев провели исследование эффективности лазерной химико-термической обработки для предотвращения коррозии. Они разработали новый гальвано-лазерный метод формирования наноквазиметалла Fe-21ат.-%Cr. Метод подразумевает гальваническое осаждение хрома из водных растворов солей и последующую лазерную термическую обработку. Термическая обработка проводится с применением импульсно-периодического лазера  $\lambda=1,06$  мкм [36].

А. Мартынов, С. Полукошко, Э. Зайцевс и Р. Ревалдс в своем исследовании пишут о разработке метода оптимизации процесса лазерной закалки стальных деталей на основе метода конечных элементов (МКЭ) с использованием программного обеспечения "COMSOL Multiphysics". Авторы проверили метод экспериментальным путем. Согласно исследованию, при помощи этого метода эксперименты могут быть заменены численными расчетами и позволяют определить оптимальные параметры лазерного оборудования. Чтобы провести расчеты, нужны такие данные как температура закалки стали, температура начала

образования мартенсита, критическая скорость охлаждения, плотность материала, теплопроводность, удельная теплоемкость и коэффициент отражения поверхности в зависимости от температуры и длины волны лазерного луча. Благодаря расчетам удастся определить толщину закаленного слоя и предсказать возможное повреждение материала [38].

В совместном труде российско-белорусских ученых была проведена оценка импульсно-периодического режима для повышения эффективности лазерной обработки. Исходя из проведенных экспериментов, ученые выяснили, что импульсно-периодические лазеры с энергетической точки зрения позволяют обеспечить сохранение постоянной плотности потока мощности и стабильное качество обработки. Ученые выяснили, что имеется возможность создания высокочастотных импульсно-периодических лазеров с большой средней мощностью, которых еще нет на российском рынке. Однако устройства с импульсно-периодической накачкой до 800 Вт уже создают в Германии, США и Японии [39].

Российские исследователи С. А. Кочергин, Ю. А. Моргунов, Б. П. Саушкин провели исследование, где изучили особенности формирования единичной лунки при воздействии импульсного лазера на материалы, такие как титан BT1-0 и коррозионно-стойкая сталь 12X18H10T. Для эксперимента применялся волоконный лазер фирмы IPG с максимальной мощностью 50 Вт. Экспериментальным путем ученые подтвердили основные особенности формирования единичной лунки; установили, что с увеличением плотности потока мощности происходит снижение относительной доли жидкой фазы в продуктах разрушения материалов [40].

Российскими учеными было проведено исследование влияния неизотермических диффузионных процессов на свойства и структуру конструкционных сталей при лазерном упрочнении без оплавления поверхности. Исследование показало, что неизотермические диффузионные процессы

оказывают значительное влияние на неоднородность структуры и твердость поверхностных слоев стали, тем самым определяя их механические свойства. Путем исследования химического состава, исходной структуры и размера зерна в зависимости от кинетики диффузионных процессов лазерного воздействия без оплавления помогло определить условия для получения высокотвердых и гомогенизированных поверхностных слоев [41].

В. Бирюков [42] придумал устройство, с помощью которого можно управлять плотностью мощности лазера. В труде описывается, что придуманный им метод способен создавать несколько ступеней термических циклов. Описывается четыре цикла. Быстрый нагрев, нагрев до плавления, плавления покрытия, чередование стадий быстрое охлаждение и нагрев до температуры плавления покрытия. В 1-ом варианте происходит появление лазерного пятна, позволяющего вносить корректировку плотности мощности, регулировать длительность влияния вдоль ширины обрабатываемой зоны.

Из исследования следует, что каждый представленный цикл применяется для того, чтобы добиться желаемого результата материала. Благодаря возможности применения различных циклов для лазерной обработки, удастся регулировать параметры процесса, важным из которых является глубина упрочненного слоя.

В исследовании Л.С. Кремнева [43] рассматривается способ увеличения глубины упрочненного слоя при лазерной обработке металлических образцов. Было обнаружено, что глубина упрочненного слоя зависит от исходной структуры материала. Примером выступает сталь ШХ15 с трооститной структурой образца, у которого наблюдается наибольшая глубина упрочненного слоя в отличие от других исследованных образцов с отожженной структурой, которые имеют наименьшую глубину. Такой результат исследования объясняется наличием разной теплопроводности. Из этого следует вывод — чем меньше теплопроводность, тем больше глубина упрочненного слоя и наоборот.

В исследовании [44] обнаружено, что эвтектоидные стали при лазерной обработке проявляют упрочнение с наибольшей толщиной и твердостью в сравнении с доэвтектоидными сталями. Причиной этого является разница температур закалки, при которых доэвтектоидные и ледебуритные стали имеют более высокие значения. При обработке лазером у таких сталей нагревание выполняется в поверхностном тонком слое для ограничения мартенситного превращения в ограниченном размере.

Ю. С. Рузанкина, В. А. Парфенов и О. С. Васильев рассмотрели использование лазерной обработки для улучшения коррозионной стойкости углеродистой стали. Согласно результатам, лазерная обработка создает на поверхности стали защитную пленку толщиной 2–3 мкм, позволяющей повышать ее антикоррозионные свойства. Стойкость к ржавлению повышается за счет микроструктурирования поверхности, т.к. образуется пленка из карбида железа ( $\text{Fe}_3\text{C}$ ). Оптимальным режимом обработки ученые отмечают уровень плотности мощности лазерного излучения  $1.5 \times 10^5 \text{ Вт/см}^2$ . Исследователи склоняются к мнению о том, что использование непрерывных волоконных лазеров будет многообещающим методом повышения коррозионной стойкости углеродистой стали [31].

Исследователи из Китая рассмотрели лазерно-химическую обработку поверхности магниевого сплава для функционализации образца. Они определили, что использование эффекта двухмасштабных микро/наноструктур на поверхности изделия с помощью лазерного структурирования существенно улучшает его свойства. Обозначили, что это позволяет повысить коррозионную стойкость образца. Это получается за счет того, что создается структурно-индуцированный слой воздуха, уберегающий их от контакта с коррозионными ионами [45].

Ученые А. А. Альвахиб, В. Х. Муттлак, Б. С. Махди, А. З. Мохаммед представили метод увеличения устойчивости алюминиевого сплава 1050 к питтинговой коррозии. Обработка поверхности производится при помощи

импульсного лазера. При анодировании применялось напряжение 15 В в гибридном электролите, который насыщен наноккомпозитом восстановленного графена. Анализ состояния оксидного слоя исследователи провели, применяя поляризационную, циклическую вольтамперометрию и другие методы. Для исследования микроструктуры использовали сканирующий электронный микроскоп и энергодисперсионный детектор. Добавив в электролит наноккомпозит графена, удалось увеличить плотность тока и потенциал коррозии. Результатом исследования стало понимание того, что применение графенового наноккомпозита и лазерной термообработки позволили увеличить коррозионную стойкость в шесть раз [46].

Китайские исследователи рассмотрели коррозионные характеристики материалов 17-4PH SS, которые были изготовлены с помощью SLM и обработанные фемтосекундным лазером. Отмечается, что в образце F преобладали столбчатые зерна феррита ВСС. Термообработка позволила превратить крупнозернистый феррит в игольчатую мартенситную структуру. Отмечается, что это превращение позволяет повысить коррозионную стойкость материала. Фемтосекундный лазер был применен с целью создания периодических наноструктур на поверхности материалов. Улучшения коррозионной стойкости удалось добиться благодаря отложениям Cr, Si и других легирующих элементов на поверхность образца, которые образовали пассивационную пленку [47].

Ключевую роль в процессе термического упрочнения играет износостойкость. Каждый медицинский инструмент имеет свои сроки и условия изнашивания, которые связаны с тем, как долго эксплуатируется изделие, при какой температуре, какие манипуляции проводят с его помощью и т.д. Износостойкость интересовала многих ученых, таких как М.В. Волкова, А.А. Кишалова и В.Ю. Храмова [49], М.Н. Шагрова и В.Г. Копченкова [49],



А. Л. Любченко и Л. С. Липовецкий [50], М.В. Волков, А.А. Кишалов и В.Ю. Храмов [48] в качестве способа повышения износостойкости применили закалку резьбовых соединений насосно-компрессорных труб с использованием волоконного лазера. В качестве материала исследователи использовали легированную конструкционную сталь 38Г2С. Как отечественные, так и зарубежные [51–53] исследователи отмечают высокую эффективность лазерного упрочнения. В исследовании группы зарубежных ученых С. К. Путатунда, М. Намбияр, Н. Кларк [54] подчеркиваются значительные улучшения усталостной прочности стали 300 М, которого удалось добиться с помощью лазера.

В исследовании И.В. Дощечкиной [55] рассматривается то, как лазерная закалка, параметры лазерного влияния действуют на свойства, структуру поверхности образцов непосредственно из среднеуглеродистой стали 45. Исследование проводилось с использованием лазерной установки «Квант-18». Из исследования было выявлено, что существенное влияние на структуру стали оказывает то, с какой плотностью энергии лазерного излучения происходит воздействие на материал. Отмечается, что повышение плотности энергии до 160 Дж/см<sup>2</sup> увеличивает твердость поверхности до 8000 МПа. В исследовании говорится, что наибольшего упрочнения поверхности лазерным излучением можно достичь деталям, которые подвергаются объемной закалке с последующим отпуском.

В работе группы авторов В.С. Великих, В.П. Гончаренко, А.В. Романенко и В.П.Квядас [56] проведено исследование эффектов лазерной импульсной закалки на механические характеристики, которые имеются у стали 45, проводимое на «Квант-18» в атмосфере. Также применялась оборудование «INSTRON», с помощью которого провели испытания на растяжение. Результатами исследования стало то, что удалось узнать, что наиболее уязвимой зоной является зона лазерного отпуска. Именно эта зона сильнее остальных зон влияет на увеличение твердости материала. В труде указывается, что с помощью лазерной

закалки с обязательным отпуском удастся повысить надежность деталей, подвергающихся статической нагрузке. Из этого исследования можем понять, что комбинированное применение лазерной закалки и отпуска служит эффективным методом улучшения механических свойств стали 45.

В статье Д.Ю. Магин и С.В. Костромин [57] провели анализ свойств, микроструктуры мартенситной термостойкой стали 20Х3Н3МФБА непосредственно после лазерной термообработки через оборудование "Латус-31", где показатель мощности составляет 1100 Вт. Эксперимент показал результат микротвердости до 7333 МПа. По этой причине автор находит лазерную термическую обработку более эффективным решением, нежели цементацию. В той же статье описывается использование лазерной импульсной закалки, подвергшейся низкотемпературному отпуску для повышения показателя циклической прочности используемых углеродистых сталей 45, У8. В статье также подтверждается, что отпуск способствует усилению твердости стали 45 на 34%.

Получается, что имеется возможность использования импульсного лазера, чтобы повысить циклическую, статическую прочность деталей непосредственно из углеродистых сталей [57].

Исследование Г.И. Костюка и Н.В. Руденко [58] рассматривает применение лазерного термического упрочнения в авиации. Этот метод позволяет удлинить срок службы деталей летательных аппаратов. В исследовании рассматриваются различные виды сталей: с высоким и средним содержанием углерода, стойкие к коррозии с добавлением хрома и т.д. В этом труде также подтверждается, что качество упрочнения лазером зависит от различных факторов, включая содержание углерода и легирующих элементов.

Совместная работа российских ученых исследует лазерную закалку стали 20ХНЗА. Ученые основное внимание уделяют процессу закалки и влиянию температурных режимов на механические свойства материала. В статье дается

анализ структуры и фазовых преобразований стали, происходящих при нагреве лазером. В результате исследования обнаружилось, что в закаленной лазером цементированной стали 20ХНЗА наличие 40-90 об. % остаточного аустенита влияет на снижение твердости, однако, не оказывает значительного отрицательного влияния на абразивную износостойкость. Также удалось выяснить, что обработка холодом ( $-196^{\circ}\text{C}$ ), позволяет уменьшить остаточный аустенит до 5-35 об. % в зонах лазерной закалки цементированной стали 20ХНЗА. Кроме того, в интервале температур отпуска  $100-400^{\circ}\text{C}$  происходит резкое падение абразивной износостойкости мартенсита лазерной закалки цементированной стали [59].

В исследовании «Лазерная технология», написанном В.С. Коваленко [60] рассматривается воздействие лазером на коррозионностойкую сталь 12Х18Н9Т. Длительность импульса составило 10–3 с. Эксперимент показывает, что воздействие лазером не оказывает существенного влияния на структуру такой стали. В результате микротвердость составляет всего 2700 МПа. Этого недостаточно для упрочнения.

В исследовании В.Н. Кашкина, Г.С. Жданова и Л.И. Миркина [61] говорится о результатах применения метода лазерной аморфизации. Суть этого процесса заключается в том, что в никелевом сплаве формируется структура, которая объединяет аморфные и кристаллические участки одновременно. Происходит это явление при охлаждении сплава близко к критическому ( $10^5 \text{ K/c}$ ). В работе подтверждается, что от чистоты металла, состава сплава зависит скорость охлаждения, которая нужна для появления аморфной фазы. В исследовании отмечается, что процесс кристаллизации металла все еще изучен недостаточно.

На основе рассмотренных исследований, можно с уверенностью утверждать, что метод термической обработки через лазер — это эффективный метод для поверхностного упрочнения разных сталей.

## 1.6 Ударное лазерное упрочнение

В последнее время в авиадвигателестроительной отрасли наиболее широко используется метод лазерного ударного упрочнения. Влияние данного метода упрочнения на параметры поверхностного слоя лопаток компрессора газотурбинного двигателя из титанового сплава. Такой метод создает благоприятную эпюру остаточных сжимающих напряжений на поверхности пера лопатки. Ранее применяли метод гидродробеструйное упрочнение для повышения микротвердости и стойкости пера лопаток к повреждению [62].

Многие современные предприятия и научно-исследовательские лаборатории по всему миру внедряют метод лазерного ударно-волнового упрочнения в свои исследования. К таким организациям относятся Центральный институт авиационного моторостроения имени П.И. Баранова в России, Лаборатория Баттеля Коламбуса в США, Франко-германское лазерное сотрудничество во Франции [63].

Благодаря воздействию с применением лазера с ударным эффектом, получается создать тонкий металлический слой, у которого характеристики будут иметь высокую прочность и устойчивость к коррозии. Принцип образования ударной волны заключается в помощи лазерной плазмы, которая порождается сверхкороткими импульсами лазерного излучения с высокой плотностью мощности (до  $10^{15}$  Вт/см<sup>2</sup>). Ударная волна благоприятно влияет на пластическую деформацию. Таким образом, появляется возможность создавать структуру, имеющую ультрамелкие, нанокристаллические зерна, чей размер до 100 нм [63].

Для физических нестационарных процессов в нанослое металла за непродолжительный период времени (наносекунды) необходимо создать новые математические, физические модели [63]. В современной литературе имеются описания процесса лазерного упрочнения с применением ударной волны. Требуются еще данные об успешном применении этого метода в

промышленности. В литературе наблюдается интерес к тому, как меняется металл после воздействия ударной волной. Многие авторы, такие как С. В. Разоренов [64], А. В. Крупин, В. Я. Соловьев, Г. С. Попов, М. Р. Кръстев [65], А. А. Дерибас [66], С. И. Бодренко, Ю. А. Крысанов, С. А. Новиков [67], Дж. С. Райнхарт, Дж. Пирсон [68], К. Х. Хартман, Х. Д. Кунце, Л. В. Мейер [69], Г. Н. Эпштейн [70] изучают этот вопрос.

Влияние ударных волн основано на активации механических и физико-химических процессов, остаточных деформаций, приводящих к упрочнению структуры. Все сплавы имеют различный атомный состав и собственную кристаллическую структуру, что определяет свой механизм упрочнения с применением ударной волны.

Метод лазерного упрочнения отличается чрезвычайно высокой скоростью деформации, причиной которого является крайне короткая длительность импульса давления (10–100 нм), высокая мощность излучения и быстрая скоростью охлаждения [69].

При применении лазерного ударного упрочнения в зависимости от материала имеется необходимость в нанесении защитного слоя, не пропускающего лазерное излучение, а также имеющую низкую температуру испарения. В роли защитного слоя могут выступать непрозрачные материалы, такие как фольга или черная краска. Поверх этого слоя нужно еще покрыть прозрачным слоем. Зачастую в его роли выступает гель на водной основе или вода. Суть работы защитного слоя такова, что непрозрачный слой поглощает лазерный импульс, из-за этого нагревается, испаряется, образуя высокотемпературную плазму.

Требуется отметить, что по причине ограничения плазмы прозрачным слоем и поверхностью металла отсутствует возможность для распространения ее температуры.

Выполняется создание ударной волны так, что в результате ограниченного объема повышается давление газа непосредственно до высоких значений, которые

превышают 2 ГПа, что влечет его проникновение в металл. Указанное влияние на металл формирует в материале сжимающее порождающее напряжение. Требуется тщательный контроль уровня напряжения для недопущения превышения упругого предела Гюгонио, поскольку это может привести к пластической деформации материала [71].

В работе А. Л. Цимбала [71] проведён анализ характеристик лазерно-индуцированных ударных волн, основывающийся на исследованиях Л. Берзе. В рамках данного исследования была изучена зависимость параметров ударных волн от длины волны лазерного излучения.

Экспериментальные данные свидетельствуют, что при воздействии лазерными импульсами ультрафиолетового и видимого (зелёного) диапазонов профиль создаваемого давления аналогичен профилю, генерируемому излучением на длине волны 1064 нм.

Было установлено, что при использовании инфракрасного лазерного излучения с плотностью мощности порядка 10 ГВт/см<sup>2</sup> величина формируемого давления достигает 5 ГПа. На основании проведённых экспериментов сделан вывод о том, что для достижения сопоставимых уровней давления с использованием лазеров на более коротких длинах волн требуется более высокая интенсивность излучения.

Время действия давления, получаемого в ультрафиолетовом (УФ) диапазоне, гораздо короче по сравнению с инфракрасным (ИК) диапазоном. В случае уменьшения длины волны излучения может снизиться и пиковое давление плазмы. Происходит это по причине того, что уменьшение этой длины приводит к снижению порога критической плотности мощности непосредственно для диэлектрического пробоя. Из-за указанного фактора происходит ограничение максимального пикового давления, которое достигается в плазме. Смотрите на рисунке 1.6.

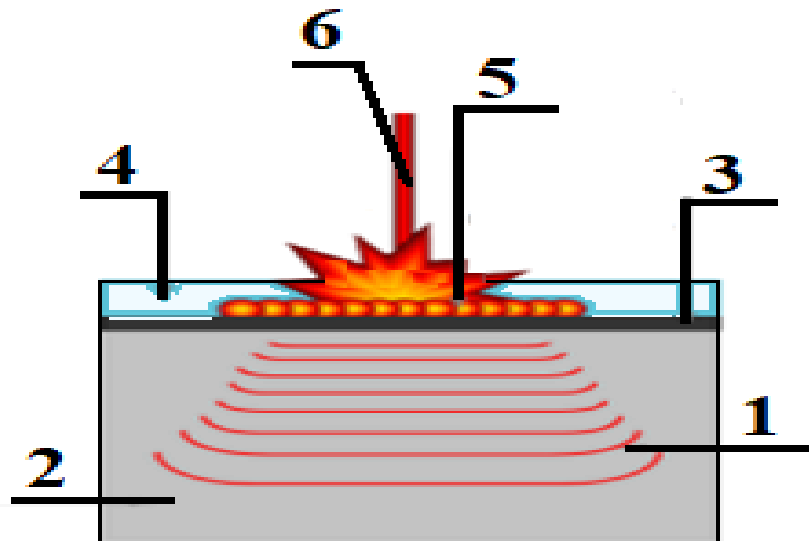


Рисунок 1.6 — Схема процесса лазерного ударного упрочнения:

1 — ударная волна, 2 — материал, 3 — непрозрачное покрытие, 4 — прозрачное покрытие (вода), 5 — плазма, 6 — лазерный импульс

М.Н. Шагров и В.Г.Копченков в труде [49] проводят анализ процесса лазерного ударного упрочнения. Статья посвящена рассмотрению метода объемного упрочнения твердых сплавов на основе вольфрама и кобальта, с применением обработки импульсным лазером. В исследовании было рассмотрено, как в материале на поверхности образца индуцируется ударная волна лазерным импульсом. Из-за указанного процесса изменяются физико-механические свойства поверхности, эксплуатационные характеристики по причине пластичной деформации материала. Поэтому авторы подчеркивают необходимость правильного подбора энергии лазерного импульса для кобальтовых сплавов.

Работа группы ученых Н. В. Артюшкина и В. Г. Соколова [63] описывает применение метода лазерного ударного упрочнения для обработки деталей авиационных турбинных двигателей. Они выявили, что этот метод проявил себя высокоэффективно. Из исследования становится понятно, что благодаря этому методу можно продлить срок службы диска двигателей. Это означает, что происходит экономия расходов и повышение надежности летательного аппарата.

Эксперимент ученых показал, что благодаря применению данного метода, можно увеличить срок службы относительно усталостной коррозии в 10–25 раз. Имеется возможность улучшить усталостную прочность на 70% и более за  $10^6$  циклов.

### 1.7 Моделирование процесса лазерной обработки

На рисунке 1.7 отображены определенные значимые аспекты по лазерной обработке для учета при моделировании.

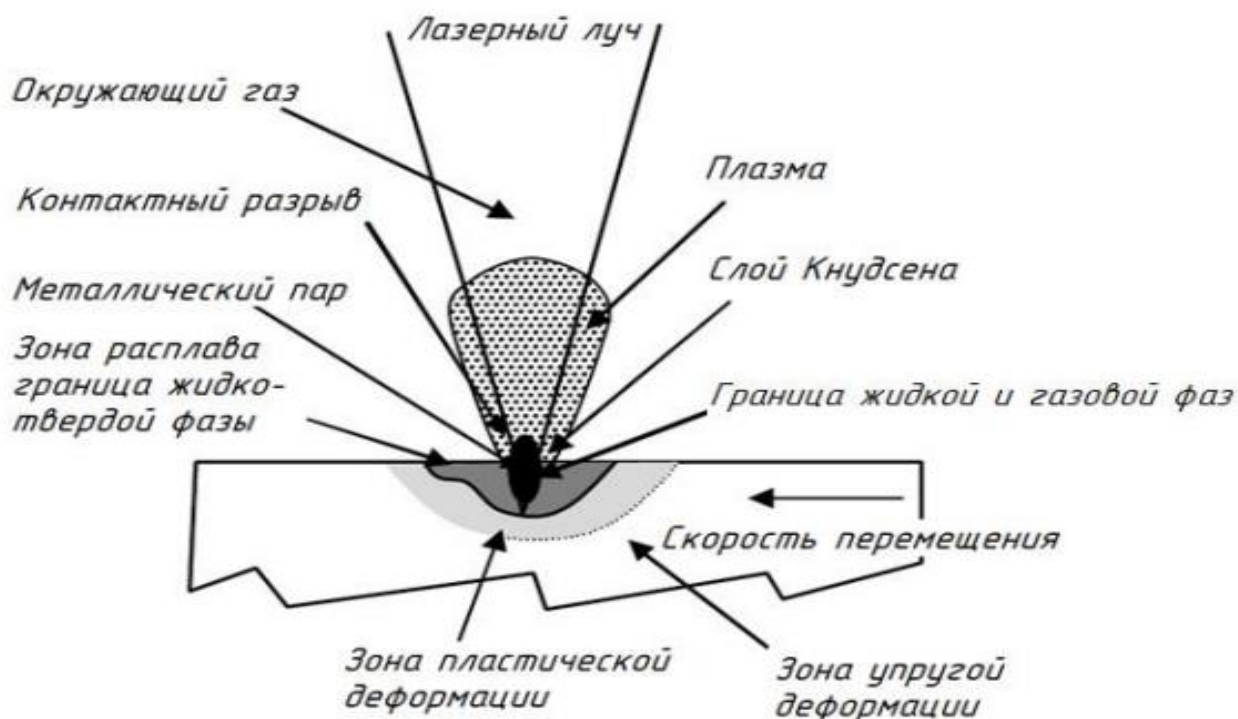


Рисунок. 1.7– Определенные взаимодействия при выполнении лазерной обработки [72]

В таблице 1.3 содержатся определенные модели, которые существуют сегодня



Таблица 1.3 –Существующие модели лазерной обработки

Тепловая модель	Тепловая модель+жидкая фаза	Тепловая модель+жидкая фаза+плазма
1	2	3
<b>Численные модели</b>		
Термическая трехмерная модель [73, 74, 75]	Двухмерная самосогласованная модель [76]	Жидкая фаза+испарение [77, 78]
	Эффект Марангони и число [79]	Добавление массы(наплавка) [80, 81, 82]
		Лазерная абляция [83]
	Самосогласованная трехмерная модель [84]	Лазерное сверление [85]
<b>Динамические модели</b>		
Перемещение Гауссова источника нагрева [86]		
Трехмерная плита с конечными размерами [87]		
Перемещение точечного источника нагрева [88, 89]		
<b>Аналитические стационарные модели</b>		
Сосредоточенный источник теплового излучения [90]	Базовая модель поверхностного натяжения	Базовые уравнения для плазмы
Двухмерная тепловая задача [91]	Уравнения Навье-Стокса	

Нагрев от перемещающегося источника по модели перемещающегося происходит без расплавления, излучения, и рассчитывается по формуле [92,93]:

$$T - T_0 = \frac{Q}{2\pi\lambda} \frac{e^{-\frac{v(x-R)}{2a}}}{R}, \quad (1.1)$$

где  $T_0$ ,  $T$  температура начальная, конечная,  $Q$  — тепловой поток, Вт,  $\lambda$  — теплопроводность, Вт/(м\*К),  $v$  — скорость движения источника тепла,  $x$  — линейная координата.

В научной работе [94] было отмечено, что при использовании лазерной обработки тепловое воздействие происходит локально. Это означает, что эффективность такого метода зависит от того, насколько точно выбрана схема облучения. Упрочненная зона при линейной контурно-лучевой обработке представляет собой характерную "чешуйчатую" макроструктуру (рисунок 1.8). Форма зоны нагрева объясняется тем, что при воздействии каждого последующего лазерного импульса часть упрочненной зоны, полученной от действия предыдущего импульса, подвергается новому нагреву.

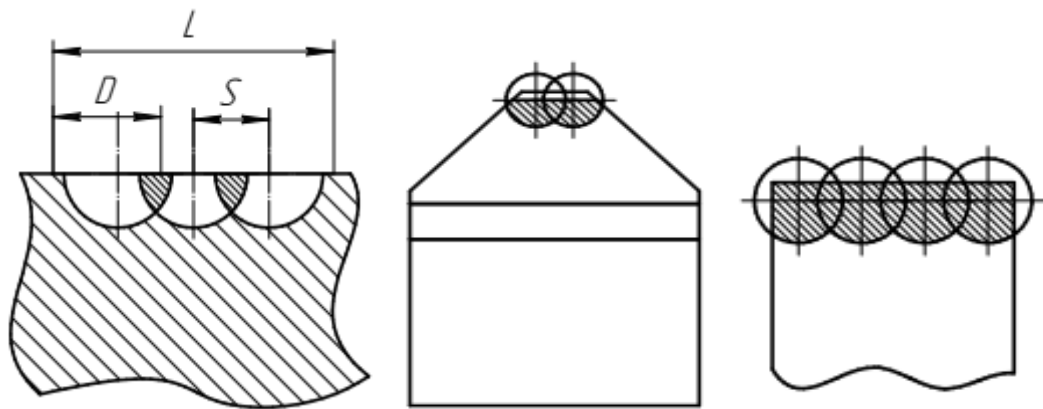


Рисунок 1.8 – Расположение пятен лазерного воздействия на упрочняемой поверхности рабочей кромки инструмента

## 1.8 Особенности лазерного упрочнения медицинских инструментов

Применяя различные методы упрочнения, можно улучшить характеристики медицинских инструментов, к примеру, скальпеля. Благодаря этим методам удастся оптимизировать использование скальпелей, прибегая к небольшим изменениям в воздействии лазером. С помощью методов можно продлить срок службы изделия и увеличить их стойкость к коррозии. Как известно, для создания скальпелей используется нержавеющая сталь. Существуют и одноразовые модели, не испытывающие потребность в коррозионной стойкости. По этой причине для их изготовления используется закаленная хромистая сталь холодной штамповки (ШХ15). В состав многоразовых скальпелей может входить высокий процент хрома (95Х18), или наличие более сложного состава легирования (Х12МФ) [95].

Стоит отметить, что главное отличие лазера от традиционных источников тепла является то, что лазерный луч концентрирует большой объем энергии. Благодаря определенной конструкции с помощью лазера можно достичь высокой мощности излучения, которую можно сравнить с мощностью индукционных нагревателей, дуговой плазмы и электронных лучей. У лазерного луча имеются большой спектр возможностей, что дает повод говорить о том, что и в будущем будут открываться новые методы обработки материалов с использованием лазера. Эти методы можно применить в разных сферах промышленности, в том числе при изготовлении медицинских инструментов, включая скальпели. Импульсные лазеры предоставляют возможность многократного облучения материала. Воздействуя на материал с применением метода импульсной лазерной обработки, происходит увеличение плотности дислокаций. Для современной инженерной науки свойственно умение кардинально менять свойства поверхностных слоев материалов. Происходит это потому, что современные реалии требуют от медицинских изделий обладания такими свойствами, как износостойкость,

работоспособность и т.д. Для того чтобы медицинские изделия имели прочный поверхностный слой, применяют метод лазерной наплавки. Этот метод апробирован, обеспечивающий локальное и контролируемое термическое воздействие, что является критически важным для аддитивного производства и ремонта деталей со сложной конфигурацией.

Экспериментальная проверка данной теории выполнена на образцах из инструментальной стали 30ХН3А. Методами рентгеноструктурного анализа и энергодисперсионной спектроскопии исследована эволюция кристаллической структуры и элементного состава поверхностных слоёв до и после лазерного воздействия.

Полученные данные по микротвёрдости свидетельствуют о существенном упрочнении модифицированного слоя, что коррелирует с образованием мартенситной фазы, идентифицированной по данным рентгенофазового анализа. Установлена зависимость глубины модифицированного слоя с повышенной твёрдостью от режимов лазерной обработки (плотности мощности, длительности импульса, скорости сканирования), которые определяют кинетику и морфологию формируемых микроструктур.

Таким образом, для достижения максимальной микротвёрдости поверхностного слоя необходима оптимизация параметров лазерного облучения, обеспечивающая реализацию заданных структурно-фазовых превращений.

На рисунках 1.9 и 1.10 представлен профиль распределения микротвердости по ширине и по глубине зоны упрочнения стали 30ХН3А, подвергнутых лазерному упрочнению [96].

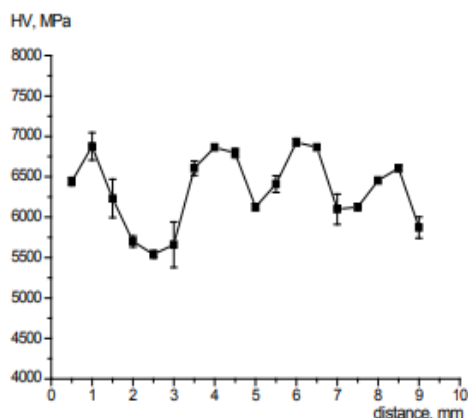


Рисунок 1.9 — Распределение микротвердости по ширине зоны упрочнения стали 30ХН3А

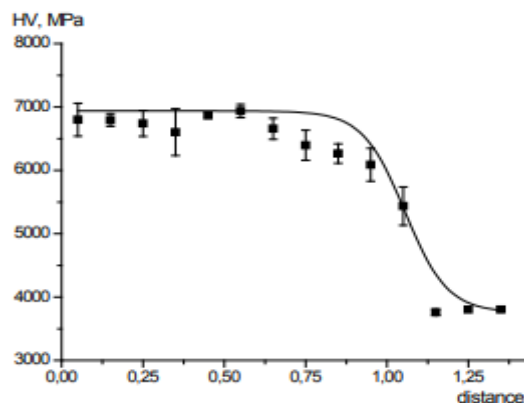


Рисунок 1.10 — Распределение микротвердости по глубине зоны упрочнения стали 30ХН3А

В работах [97, 98] нами было проведено комплексное исследование влияния параметров миллисекундного импульсного Nd:YAG-лазера на инструментальную и углеродистую стали. С использованием СЭМ и 3D-профилометра было показано, что формируемая морфология поверхности и природа структурных изменений (поверхностное плавление или фазовое превращение) критически зависят от скорости подачи материала и плотности мощности излучения. Ключевым результатом является установление режимов (средняя мощность, оптимальная скорость перемещения), приводящих к максимальному увеличению твердости. Показано, что использование сфокусированного луча с высокой удельной мощностью, превышающей критическое значение, позволяет добиться существенного упрочнения с минимальным оплавлением поверхности.

Разработанные технологические принципы были реализованы в устройстве для лазерного упрочнения режущих кромок, показанном на рисунке 1.11 [99,100]. Это изобретение, защищенное патентом RU 2 104 136 C1, относится к области машиностроения и предназначено для улучшения участков поверхности пластинчатых режущих инструментов, таких как высокотвердые режущие кромки, которые обладают самозатачивающим эффектом [101].

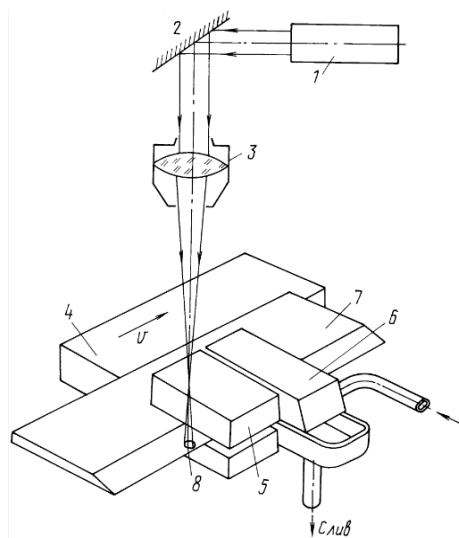


Рисунок 1.11 — Устройство для лазерного упрочнения режущих кромок пластинчатого инструмента [102], где 1 — лазер, 2 — направляющее зеркало, 3 — фокусирующая линза, 4 — стол, 5 — термостат, 6 — охлаждающий узел, 7 — инструмент, 8 — фокус.

Обработка на устройстве для лазерного упрочнения режущих кромок пластинчатого инструмента происходит в следующем образом. При помощи зеркала 2 и фокусирующего узла 3 лазер 1 оптическая ось лазера направляется на участок фокуса воздействия лазера. Движение стола 4 происходит с регулируемой скоростью. Для регулирования температуры обрабатываемого изделия на держатель оснащен термостатом 5, охлаждающий узел 6 соединен непосредственно к изделию. Это обеспечивает двустороннее охлаждение пластинчатого инструмента. Устройство предназначено для получения пластинчатых режущих инструментов, которые отличаются прочностью и стойкостью к износу. Такие инструменты имеют свойством самозатачиваться во время использования, что делает инструмент более удобным и надежным при эксплуатации [92].

К примеру, такое устройство можно применить во время изготовления высокотвердых режущих кромок на пластинчатых инструментах, которые обладают свойством самозатачиваться. В то же время устройство имеет недостаток в виде невозможности изменить толщину слоя твердого материала вдоль сечения. Из-за этого сложнее достичь свойства самозаточки [103,104].

### **Выводы по первой главе**

Подводя итоги по этой главе, можно отметить, что исследователи проводят многочисленные исследования, которые позволяют добиться повышения качества упрочнения поверхности медицинских инструментов.

Проанализировав литературный обзор, можно определить, что традиционные методы упрочнения поверхности постепенно уступают методам, где для воздействия на поверхность применяется лазерное излучение и электронно-лучевое воздействие. Традиционная обработка менее эффективна, когда речь идет о необходимости обработки поверхности сложной формы.

Наблюдается активное применение твердотельных и волоконных лазеров. Также наблюдается снижение расходов эксплуатации и обеспечение комфортного применения лазерной обработки для упрочнения медицинских инструментов.

Исходя из изученных данных, можно понять, что ученые применяют разные методы для придания микротвердости материалу. Используются различные методы лазерной обработки, такие как импульсная закалка, лазерная аморфизация, которые позволяют сделать материалы более стойкими к механическим воздействиям.

Исследования показывают, как влияют различные параметры обработок на свойства и структуру материала после обработки. К этим параметрам относятся плотность энергии лазерного излучения, скорость охлаждения, температурные

режимы и другие параметры. Максимального эффекта от лазерной обработки можно добиться при оптимизации этих параметров.

Исходя из исследований, можно сделать вывод, что лазерную термическую обработку применяют в различных отраслях.

Новейшие исследования показывают, как проводятся исследования с применением инновационных технологий, в том числе и компьютерных. Применение компьютерных методов для моделирования экспериментов, создание наноструктур на поверхности материала позволяют добиться улучшения процесса исследования и способствуют улучшению свойств материала, включая ее коррозионную стойкость и износостойкость.

Из исследований становится понятно, что каждый материал требует использования конкретных параметров обработки. Благодаря предыдущим исследованиям можно сократить время исследований и быстрее подобрать подходящие для конкретного материала параметры обработки. Необходимо правильно подобрать температурный режим, скорость охлаждения и т.д. Очень важно также обратить внимание на структуру самого материала, что подтверждаются исследованиями. Материалы с разницей теплопроводности и кристаллической структуры, как правило, имеют разные глубины упрочненного слоя после обработки.

Как можно заметить из исследований, технология лазерной обработки все время развивается, поэтому в будущем открывает большие перспективы ее применения. Со временем интерес к этому методу будет только расти.

Кроме того, важно подчеркнуть, что в лазерной термической обработке имеет значение применение комплексного подхода. Необходимо не только правильно обработать материал, но и провести анализ структуры материала и подобрать оптимальные технологические параметры.

Обобщая, можно отметить, что технология лазерной термической обработки является перспективным направлением, как в медицине, так и в других отраслях



промышленности, обладает широким спектром применений, наблюдается перспектива для дальнейших инноваций.

В научно-технической литературе не выявлены материалы, посвященные обработке поверхности медицинского инструмента (скальпеля) с применением наносекундного лазерного приповерхностного импульсного оптического разряда.

## ГЛАВА 2. ОБЪЕКТ И МЕТОДИКИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ ЛАЗЕРНОГО УПРОЧНЕНИЯ МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА

В данной главе рассматриваются объект, методы и оборудование, используемые в исследовании.

### 2.1 Выбор материала для проведения исследований

Объектом исследований является процесс лазерного упрочнения поверхности медицинского инструмента, на который оказывалось воздействие импульсным оптическим разрядом. В рамках данного исследования тестировались образцы медицинского инструмента (скальпеля) (рисунок 2.1). Они были изготовлены из стали марки 40X13. Состав данного типа материалов приведен в таблице 2.1.



Рисунок 2.1 — Медицинский инструмент скальпель

В новом (ещё не используемом) состоянии была измерена твердость, которая была равна 380–450 HV [105].

Далее после определённого количества циклов работы (резка дубленой кожи) согласно ГОСТ 21240-89 и ГОСТ 21240-2023, твердость была повторно измерена у этих же образцов, которая уменьшилась и составила 320–400 HV.

После упрочнения скальпеля приповерхностным наносекундным импульсным лазерным оптическим разрядом показатель твердости увеличился до 600 HV.

Скальпель из стали 40X13 прошёл предварительный технологический процесс термообработки путем закалки при температуре 950—1020°C с охлаждением на воздухе и низкого отпуска при 200 °C, что дает возможность сохранить структуру.

Химический состав стали 40X13 определен с помощью портативного экспресс анализатора металлов и сплавов (рисунок 2.2). В состав стали 40X13 входят Fe (84,87%); C (0,35–0,44%); Si (0,6%); Mn (до 0,6%); Ni (до 0,6%); S (0,025%), P (0,03%), что соответствует ГОСТ 5632-2014 (табл. 2.1).

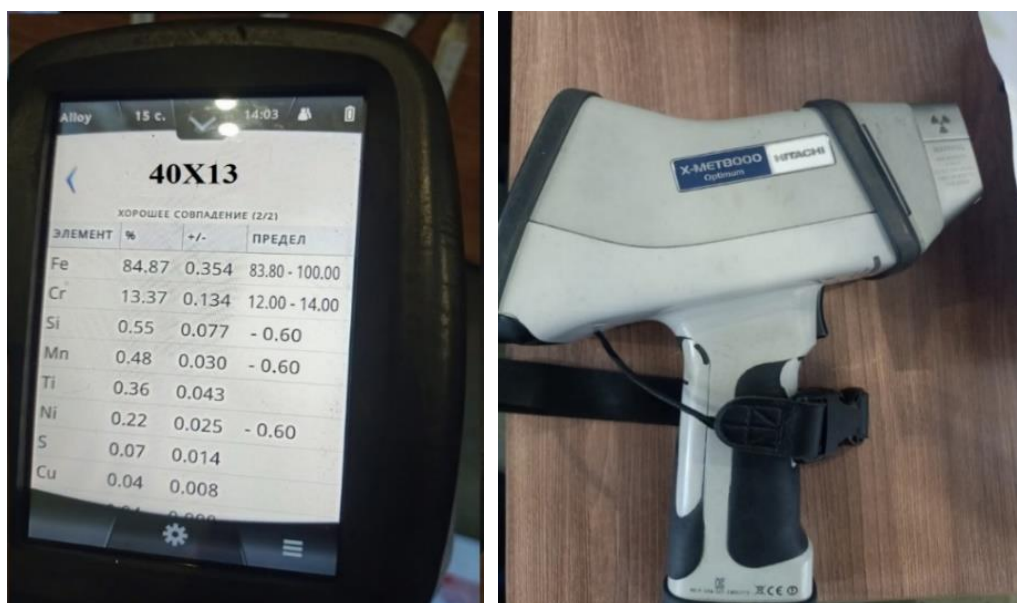


Рисунок 2.2 — Портативный экспресс анализатор металлов и сплавов

Таблица 2.1 – Химический состав стали 40X13 по ГОСТ 5632-2014 [106]

Марки	Fe,%	C,%	Si,%	Mn,%	Ni,%	S,%	P,%	Cr,%	Ti,%
40X13	осн.	0,36-0,45	до 0.6	до 0.6	до 0.6	до 0,025	< 0,03	12-14	<0.3

В промышленности из стали марки 40X13 изготавливают режущие инструменты, рессоры, подшипники, а также измерительные инструменты, так как эта сталь очень хорошо держит форму в значительном интервале температур [106,107].

## 2.2 Подготовка лазерной установки к работе

В качестве прибора для лазерного упрочнения использовался импульсный лазер, внешний вид которого представлен на рисунке 2.3.



Рисунок 2.3 — Общий вид устройства упрочнения скальпеля импульсным лазером: 1 — скальпель, 2 — импульсный лазер, 3 — линза, 4 — пульт управления.

На рисунке 2.4 показана схема внутреннего устройства лазера.

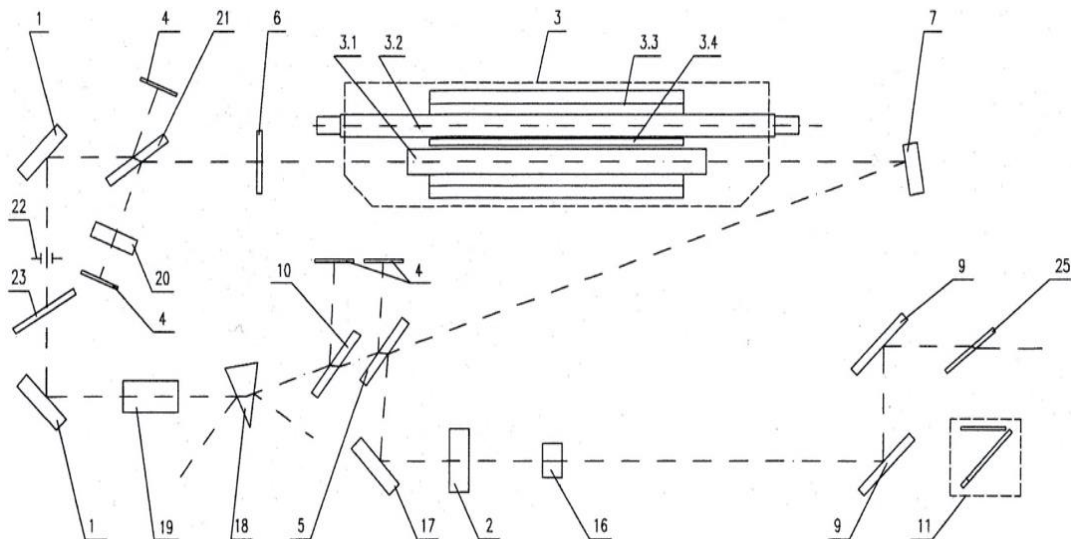


Рисунок 2.4 — Оптическая схема экспериментальной лазерной установки:

1, 7 — поворотные резонаторные зеркала; 2 — фазовращатель; 3 — квантрон (3.1 — активный элемент Nd:YAG; 3.2 — лампа накачки; 3.3 — диффузный отражатель; 3.4 — УФ-фильтр); 4 — пластины матовые; 5 — поляризатор; 6 — фазовая пластинка; 9 — спектроделитель; 10 — компенсатор; 11 — ловушка излучения; 16 — термостат второй гармоники с кристаллом в оправе; 17 — поворотное зеркало; 18 — поворотная призма; 19 — узел электрооптического затвора (ячейка Поккельса); 20 — возвратное зеркало; 21 — поляризатор; 22 — диафрагма; 23 — компенсатор; 25 — окно выходное.

Данное устройство работает по принципу производства лазерного излучения в активной среде. На рисунке это представлено кристаллом под номером 3.1. Оптическая накачка импульсной ксеноновой лампы 3.2 приводит к образованию инверсной населенности уровней. Это приводит к последующему стимулированию эмиссии фотонов. Диффузный отражатель 3.3. применяется для того, чтобы излучения от ксеноновой лампы передавались к активному элементу. В представленном устройстве ксеноновая лампа (является активным элементом) и диффузный отражатель включены в единый конструктивный узел, который носит название квантрон 3.

Резонатор позволяет производить накопление требуемой энергии в активном элементе. В излучателе лазера используется кольцевая схема резонатора. Резонатор сформирован зеркалами 1 и 7, поворотной призмой 18 и поляризатором 5. Кроме того, внутри резонатора находятся фазовая пластинка 6, узел электрооптического затвора 19 и поляризатор 21. Поляризатор 5 вместе с фазовой пластиной 6 образуют выходное зеркало с регулируемым коэффициентом отражения. Электрооптический затвор выполнен на основе ячейки Поккельса и предназначен для осуществления работы излучателя в режиме модулированной добротности. Часть лазерного излучения, отраженная от поляризатора 21, направляется назад в резонатор при помощи возвратного зеркала 20.

При использовании лавинной ионизации изменение порога пробоя, т.е. минимальной интенсивности лазерного импульса, необходимого для создания условий, при которых в среде (в газе или плазме) осуществляется лавинная ионизация, в значительной степени зависит от уровня потери энергии в процессе. При применении коротких лазерных импульсов уменьшается и интенсивность лазерного излучения, которая требуется для достижения порога пробоя. При применении длительных импульсов порог пробоя остается неизменным, не зависящим от изменения импульса. Скорость процесса ионизации должна быть достаточно высокой, чтобы могла превысить потери электронов в процессе диффузии и инициировать процесс пробоя.

Устройство содержит лазер 4 с оптическим световодом 5 и фокусирующей линзой 8. Блок синхронизации 2 связан с усилителем мощности накачки 3 лазера 4 и с датчиком 1 положения распределительного вала двигателя. Фокусирующая линза 8 в верхней части через световод 5 соединена с лазером 4, а со стороны цилиндра двигателя 11 имеет упорную втулку 9, к которой прикреплено окно из кварцевого стекла, отделяющее оптическую систему от продуктов сгорания в цилиндре двигателя 11. Усилитель мощности накачки 3 лазера 4 представляет собой пакет конденсаторов, связанный с аккумуляторной батареей.

Максимальная энергия на выходе составляет 350 мДж, длительность импульса – 10 нс. Оптический пробой в воздухе возникает, когда интенсивность излучения  $S$  (Вт/см<sup>2</sup>) или электрическое поле световой волны превосходят некоторое пороговое значение ( $S \geq 10^5$  МВт/см<sup>2</sup>,  $E \geq 6 \cdot 10^6$  В/см). Длительность импульса лазерного излучения составляет 10 нс, энергия импульса — 350 мДж. При такой пиковой мощности и менисковой линзе с фокусным расстоянием 20 мм возникает оптический пробой воздуха с частотой, равной частоте повторения лазерных импульсов [108,109,110]. (рисунок 2.5).



Рисунок 2.5 — Оптический разряд в фокусе короткофокусной менисковой линзы с  $f = 25$  мм

В эксперименте была использована установка на основе модели импульсного лазера на неодимом стекле, которая представляет собой твердотельный лазер с ламповой накачкой. В качестве активной среды используется алюмоиттриевый гранат («YAG»,  $Y_3Al_5O_{12}$ ), легированный ионами неодима (Nd). В таблице 2.2 представлены технические характеристики лазерной установки.

Таблица 2.2 — Технические характеристики лазера

Параметр	Диапазон
Режим	Импульсный
Частота импульсного лазерного луча, [Гц]	5 до 20
Величина энергии в одном импульсе, [Дж]	0,15 до 0,35
Продолжительность импульса, [нс]	10
Длина волны, [мкм]	1,064, постоянная

Интенсивность лазерного излучения в зоне фокусировки с фокусным расстоянием  $F = 50$  мм при энергии в импульсе  $E = 0,25$  Дж, длительностью

импульса  $\tau = 10$  нс и расходимости луча  $\theta = 2 \cdot 10^{-3}$  радиан можно рассчитать по формуле:

$$I = \frac{4E}{\pi D^2 \tau}, \quad (2.1)$$

где  $D$  – диаметр пятна, где фокусируется лазерное излучения.

$$D = \Delta\theta \cdot F = (2 \cdot 10^{-3}) \cdot (50 \cdot 10^{-3}) = 100 \cdot 10^{-6} = 100 \text{ мкм} = 0,1 \text{ мм} = 0,010 \text{ см},$$

Тогда:

$$I = \frac{4E}{\pi D^2 \tau} = \frac{4 \cdot 0,25}{3,14 \cdot (10^{-2})^2 \cdot 10^{-8}} = 3 \cdot 10^{11} \text{ Вт/см}^2,$$

порог пробоя для воздуха при давлении 1 атмосфера равняется  $1 \cdot 10^{11} \text{ Вт/см}^2$ .

Для минимальной энергии в импульсе  $E = 0,15 \text{ Дж}$ . Тогда интенсивность лазерного излучения:

$$I = \frac{4E}{\pi D^2 \tau} = \frac{4 \cdot 0,15}{3,14 \cdot (0,01)^2 \cdot 10^{-8}} = 2 \cdot 10^{11} \text{ Вт/см}^2,$$

что больше, чем пороговое значение интенсивности для атмосферного воздуха.

При подготовке к работе проводится настройка лазера на определённые параметры для упрочнения хирургического инструмента исследуемых сталей.

Параметры лазерного излучения: длительность импульса 10 нс, энергия в импульсе до 350 мДж. Лазерный луч (рисунок 2.6) фокусируется в линзе, попадает на поверхность обрабатываемого экспериментального образца (скальпеля). Луч лазера 1 фокусируется линзой 2, в результате чего точка фокуса направлена строго в экспериментальный образец (скальпель) 3.



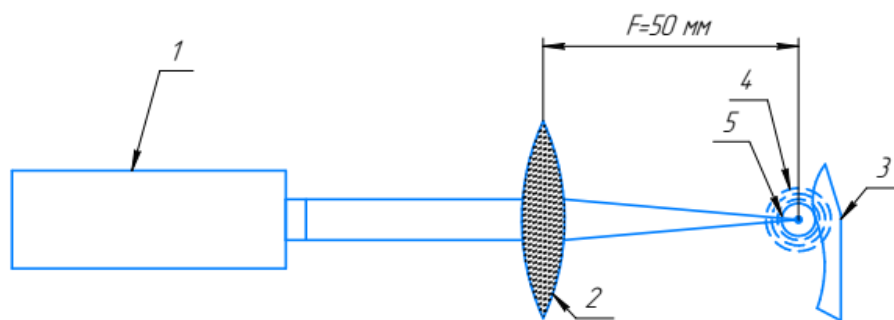


Рисунок 2.6 — Экспериментальная установка:

1 — импульсный лазер (длина волны 1,064 мкм, длительность импульса 10 нс, энергия в импульсе 0,25 Дж); 2 — линза; 3 — экспериментальная (скальпель); 4 — оптический разряд; 5 — ударная волна

Работа лазерного источника основана на явлении генерации лазерного излучения активной средой (далее - активный элемент). В качестве активного элемента используется кристалл  $\text{Nd}^{3+}:\text{YAG}$ . Для обеспечения эффективной передачи излучения ксеноновой лампы в активный элемент используется диффузный отражатель.

Используя резонатор, удастся накопить необходимую энергию в активном элементе. Структура излучателя лазера создана с помощью кольцевой конфигурации резонатора. Резонатор изготовлен с добавлением зеркал, поворотной призмы и поляризатора. Внутри резонатора имеется фазовая пластинка, электрооптический затвор и дополнительный поляризатор. Благодаря совместному воздействию поляризатора и фазовой пластинки, удастся формировать выходное зеркало, которое имеет возможность регулировки коэффициента отражения» [111].

Электрооптический затвор, сконструированный на базе ячейки Поккельса, рассчитан для реализации работы излучателя в режиме модулированной добротности. Часть лазерного излучения, которая отражается от поляризатора, направляется назад в резонатор при помощи возвратного зеркала.

## 2.3 Методика подготовки микрошлифов

Приготовление микрошлифов скальпелей для металлографических исследований осуществлялась по следующей технологии.

Резка скальпеля на отдельные темплеты с тем, чтобы зона лазерной обработки вошла в состав темплета. Резка осуществлялась на электроэрозионном станке 4А731, оснащенном генератором импульсов ГКИ-250 (рисунок 2.7). Станок электроискровой вырезной с копиром модели 4А731, предназначен для вырезания изделий сложного контура из металлокерамических твердых сплавов, различных сплавов конструкционного и инструментального назначения, других токопроводящих материалов, обработка которых другими методами крайне затруднена. Рабочей средой при вырезке образцов служит вода, электрод-инструментом является латунная проволока, диаметром 0,3 мм. Производительность — 30 мм<sup>3</sup>/мин, точность отсчета — 0,005 мм, точность изготовления по контуру — 0,02 мм.

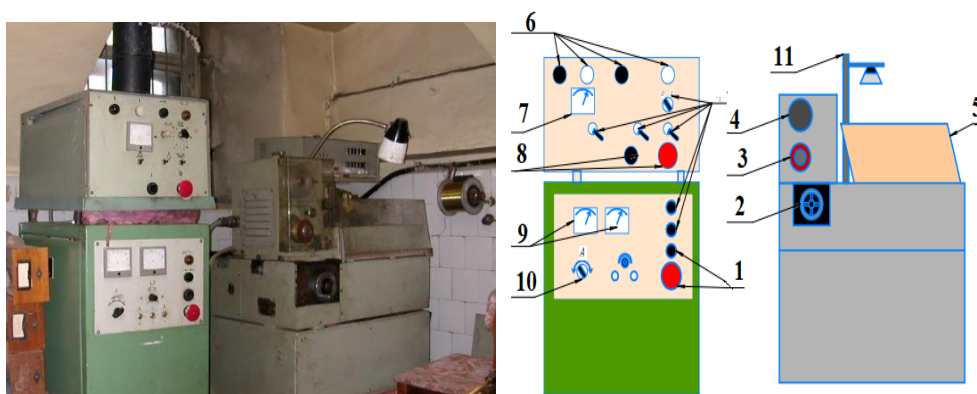


Рисунок 2.7 — Электроэрозионный станок 4А731, где 1 — тумблеры вкл/выкл, 2 — рукоятка, 3 — ролик, 4 — шкиф, 5 — защитный экран, 6 — тумблеры регулирования, 7 — датчик напряжения, 8 — тумблеры вкл/выкл, 9 — датчик напряжения и силы тока, 10 — регулятор сила тока, 11 — освещение

Далее темплет запрессовывали в термореактивный пресс-порошок на эпоксидной основе для удобства дальнейшей обработки. Запрессовку осуществляли на установке горячего прессования Remet IPA 30 (рисунок 2.8).

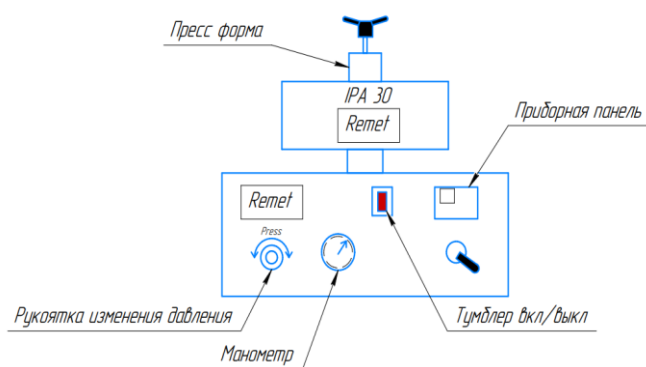


Рисунок 2.8— Пресс для шлифов, Remet IPA 30

Механизированная шлифовка и полировка темплета выполнялась на установке Remet LS (рисунок 2.9) на шлифовальных кругах с последовательно убывающей зернистостью. Шлифование осуществлялось не менее, чем на 4–5 шлифовальных бумагах. Полировка проводилась на полировальных нетканых кругах и определенным уровнем шероховатости. Полировка проводилась не менее, чем на двух полировальных кругах.

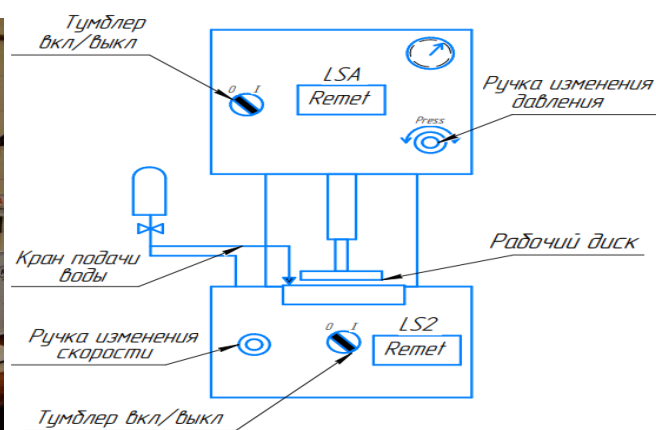


Рисунок 2.9 — Шлифовально-полировальный станок Remet LS

Для выявления микроструктуры готовый микрошлиф подвергался химическому травлению по ГОСТ 5639-82 реактивом следующего состава:

- 10–15 мл азотной кислоты;
- 95–100 мл этанола (этилового спирта).

Химическое травление от нескольких секунд до 10–30 мин.

Данный состав рекомендован для выявления структур сталей мартенситного класса [ГОСТ 5639-82 Стали и сплавы. Методы выявления и определения величины зерна].

## 2.4 Метод анализа оптической металлографии

Исследование структуры обработанной зоны скальпеля проводилось методом оптической микроскопии в светлом поле на универсальном металлографическом микроскопе «Axiovert 200M» (Carl Zeiss, Германия) при различных увеличениях (рисунок 2.10).



Рисунок 2.10 — Микроскоп инвертированный Axiovert 200MAT

С применением программы AxioVision проводились количественные оценки толщины упрочненного слоя, полученного по различным режимам.

Возможности программы включают редактирование изображения с подготовкой к измерениям, задавать тональность рисунка, выделять отдельные фазы (матричный материал, различные включения, поры, трещины и т.д.). И таким образом, программа позволяет с высокой долей вероятности оценить морфологические особенности структуры объекта исследования. При проведении автоматического анализа изображений микроструктуры были выбраны снимки при 200-кратном увеличении. Для того, чтобы свести к минимуму систематические ошибки измерений, исследования были проведены на изображениях с одинаковыми размерами.

## **2.5 Исследование шероховатости и измерение глубины поверхности**

Обработка экспериментальных образцов была проделана согласно ГОСТу 21240-2023. Исходя из значений параметров Ra от 0,05 до 0,63 мкм, производится выбор шероховатости поверхности режущих кромок, лезвий и шеек изделий. Для измерения шероховатостей и глубоких поверхностей используется конфокальный лазерный сканирующий 3D-микроскоп Olympus Lext 4100 (рисунок 2.11).

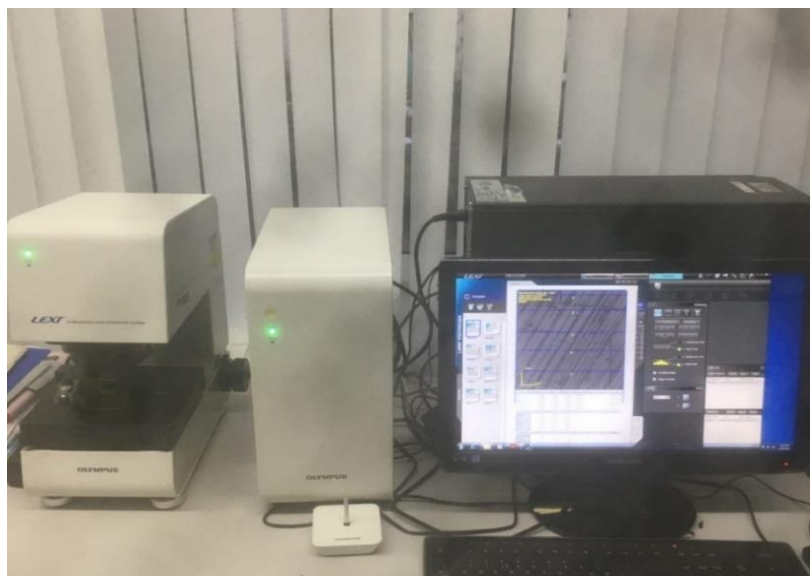


Рисунок 2.11 — Лазерный сканирующий микроскоп OLYMPUS LEXT 4100

Для проведения изучения морфологии поверхности и параметров шероховатости применяют конфокальную лазерную сканирующую микроскопию, которая производится при помощи конфокального лазерного сканирующего 3D-микроскопа Olympus Lext 4100.

Полученные данные были обработаны путем анализа амплитудных и среднестатистических параметров шероховатости поверхности, отвечающих международным стандартам, где  $R_a$  — среднее арифметическое значение шероховатости по всей линии (ISO 4287/1),  $R_z$  — среднее значение шероховатости поверхности для выбранных десяти максимальных высот и впадин.

## 2.6 Измерение микротвердости образцов

Измерение микротвердости производилось по ГОСТ 9450-76 [112] на срезах режущей части скальпелей и по длине режущей кромки (рисунок 2.12).

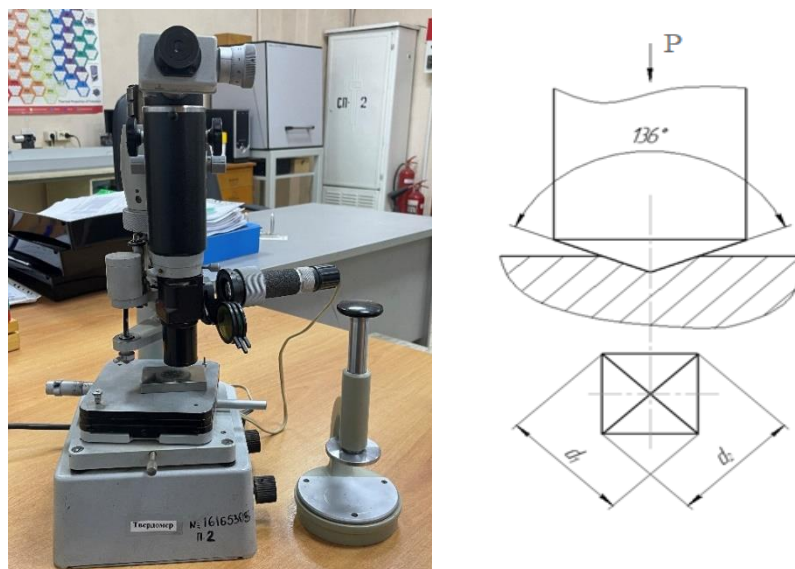


Рисунок 2.12 — Схема определения микротвердости по Виккерсу ПМТ-3

Твердость по Виккерсу — это отношение нагрузки  $P$  к площади поверхности полученного отпечатка  $F$ . Полученный отпечаток имеет форму квадрата. При помощи микроскопа, который является частью прибора, производится измерение его диагонали, и определяется среднеарифметическое значение. Величина твердости характеризуется символом HV и вычисляется по формуле.

$$HV = \frac{P}{F} = \frac{2 \cdot P \cdot \sin \frac{\alpha}{2}}{d^2} = \frac{P \cdot 1,854}{d^2}, \frac{[\text{кгс}]}{[\text{мм}^2]}, \quad (2.2)$$

где  $P$  — нагрузка, Н;  $\alpha$  — угол между противоположными гранями пирамиды алмазного наконечника,  $\alpha = 136^\circ$ ;  $d$  — среднее арифметическое длины обеих диагоналей отпечатки после снятия нагрузки, [мм].

## 2.7 Определение коррозионной стойкости

Под исследованиями на коррозионную стойкость понимают ряд испытаний, применяемыми в отношении образца для того, чтобы определить срок его службы при различных коррозиях. Показатель коррозионной стойкости или показатель коррозии является величиной, позволяющей определять скорость разрушения металла под воздействием коррозии.

При проведении испытаний был применен ГОСТ 21240-89 и ГОСТ 21240-2023. Сначала производится промывание изделия в теплой воде с мылом. После этого изделия ополаскивают в дистиллированной воде и высушивают. Потом изделие погружают в емкость с кипящей дистиллированной водой и кипятят как минимум 30 мин. После такой манипуляции изделие нужно оставить в остывающей воде на 1 час. Потом изделие вынимают из воды и оставляют сушиться на два часа. После этого изделие протирают хлопчатобумажной салфеткой и изучают на наличие следов коррозии. Любое пятно, которое не проходит после тщательно протирания, является проявлением коррозии. Если на

поверхности изделия не появляются темные коррозионные точки, то они считаются выдержавшими испытания.

Изучение поверхности образцов было произведено при помощи конфокального лазерного сканирующего микроскопа (КЛСМ) Lext OLS4100.

## **2.8 Испытания износостойкости поверхности образцов**

Для исследования износостойкости экспериментальных скальпелей были применены рекомендации, прописанные в ГОСТ 21240-89 и ГОСТ 21240-2023, по циклу ускоренных испытаний на износостойкость. Задача состояла в том, чтобы выбрать наилучшее конструктивно-технологическое решение и оценку безотказности и долговечности экспериментальных скальпелей для разрезания дубленой кожи.

## **2.9 Определение хрупкости упрочненного слоя методом Виккерса**

Медицинские инструменты имеют специальный упрочнённый слой, который необходимо проверять на хрупкость. Сделать это можно благодаря методу Виккерса. Основным элементом проведения испытаний на образцах является правильная четырёхгранная алмазная пирамида. Это неизменная составляющая прибора. Её отпечаток позволяет понять, какую хрупкость имеет упрочнённый слой. На рисунке 2.13 мы можем видеть, чем визуально отличается отпечаток нехрупких диффузных слоёв, слегка хрупких, хрупких и очень хрупких.



Группа	Вид отпечатков по Виккерсу	Определение	Примечание
I		Нехрупкие	Во всех случаях допустимы
II		Слегка хрупкие	
III		Хрупкие	Недопустимы на шлифованных поверхностях
IV		Очень хрупкие	Во всех случаях недопустимы

Рисунок 2.13 — Шкала хрупкости

Суть такого подхода заключается именно в сравнении получившегося оттиска с имеющимся эталоном. Для объективной оценки разработана соответствующая шкала, позволяющая сделать заключение о принадлежности диффузного слоя к конкретной группе хрупкости [112].

### Выводы по второй главе

1. Рассмотрены методы исследований образцов медицинского инструмента (скальпеля), изготовленного из материала 40X13.

2. Разработана схема экспериментальной установки для исследования воздействия наносекундного лазерного приповерхностного импульсного оптического разряда.

3. Описана методика подготовки и оптической металлографии микрошлифов для металлографических технологий оценки изменения микроструктуры поверхности после лазерного воздействия.

4. Приведена схема и методика рентгеноструктурного анализа, оценки шероховатости с измерением глубины обработки поверхности, определения микротвердости, исследования коррозионной стойкости, проведения испытаний на износостойкость и на хрупкость упрочненного слоя.

### **ГЛАВА 3. ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ РЕЖИМОВ ЛАЗЕРНОЙ ИМПУЛЬСНОЙ ОБРАБОТКИ НА ЭКСПЛУАТАЦИОННЫЕ И ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА**

#### **3.1 Проведение экспериментальных исследований упрочнения поверхностного слоя по оценке влияния режимов импульсной лазерной обработки медицинского инструмента**

В данной главе описаны результаты экспериментального исследования.

Процесс упрочнения — многофакторный сложный процесс, который характеризуется такими особенностями, как присутствие множества факторов, которые могут по-разному оказывать свое влияние на процессы упрочнения. Некоторые факторы трудно контролировать, но все же есть и такие, которые поддаются контролю.

Свойства различных материалов сильно зависят от температуры, влияния окружающей среды и прочих факторов.

Чтобы решить задачи упрочнения, наиболее приемлемые методы — это методы по математическому моделированию с использованием методов анализа, планирования эксперимента [113,114].

Нами была разработана методика по планированию эксперимента в соответствии с целью проводимого исследования. В данной ситуации, где целью является оптимизация режимов импульсной лазерной обработки, для достижения наибольшего упрочнения инструмента, наиболее подходящими оказывается методом производных. Особенность данного метода заключается в проведении минимального числа опытов, которые позволяют определить оптимальное значение максимальной микротвердости по Виккерсу [115,116].

Этап решения задачи оценки показаны на рисунке 3.1



Рисунок 3.1 — Этапы разработки плана эксперимента, связанного с оптимизацией режимов лазерной импульсной обработки режущего инструмента медицинского назначения

Выбор параметра, который будет оптимизироваться, представляет собой один из критически важных этапов в процессе планирования эксперимента.

В ходе проведения научных исследований в качестве основного параметра оптимизации могут быть выбраны значения микротвердости. Каждый из этих показателей обладает своими преимуществами и недостатками: микротвердость более легко поддаётся контролю и измерению. Упрочнение, в свою очередь, имеет очевидное физическое значение и в значительной мере отражает основную

цель исследования, заключается в улучшении функциональных характеристик, которыми обладает инструмент медицинского назначения. Для того чтобы контролировать указанный параметр оптимизации, требуется изготовить специальную экспериментальную установку.

Роль параметра оптимизации функции  $y$  исполнял параметр микротвердости поверхности инструмента. Описание экспериментальной установки дано в гл.2. стр.65 (установка определения твердости по Виккерсу) Изменение твердости по Виккерсу происходит путем измерения величины отпечатка, оставляемого диагоналями отпечатка.

### **3.2 Математическое описание процесса упрочнения уравнением регрессии второго порядка**

В соответствии с рисунком 3.1, 2-ой этап работы предполагает формирование математического описания влияния режимов лазерной импульсной обработки на прочность скальпеля.

Испытываемые образцы обрабатывались на импульсной лазерной установке. Конструкция данной установки позволяет оказывать воздействие на образец импульсным лазером с определённой частотой длительностью 10 [нс] и энергией (0,15-0,35) [Дж] одиночного импульса. Количественная оценка соответствующего параметра упрочнения (скальпеля) выполнялась на экспериментальной установке (рисунок 2.3).

По априорным данным [117,118,119.120] выбирались ключевые уровни таких факторов, как  $X_1$ ,  $X_2$  ( $f$  – частота лазерного излучения,  $E$  – энергия соответственно).

Диапазон измерений  $f$  (частота лазерных импульсов соответствует (5-20) [Гц]).

Время (длительность воздействия) лазерными импульсами принята  $t = 10$  [с]. При данной длительности осуществляется максимальное упрочнение поверхности скальпеля (рисунок 3.2).

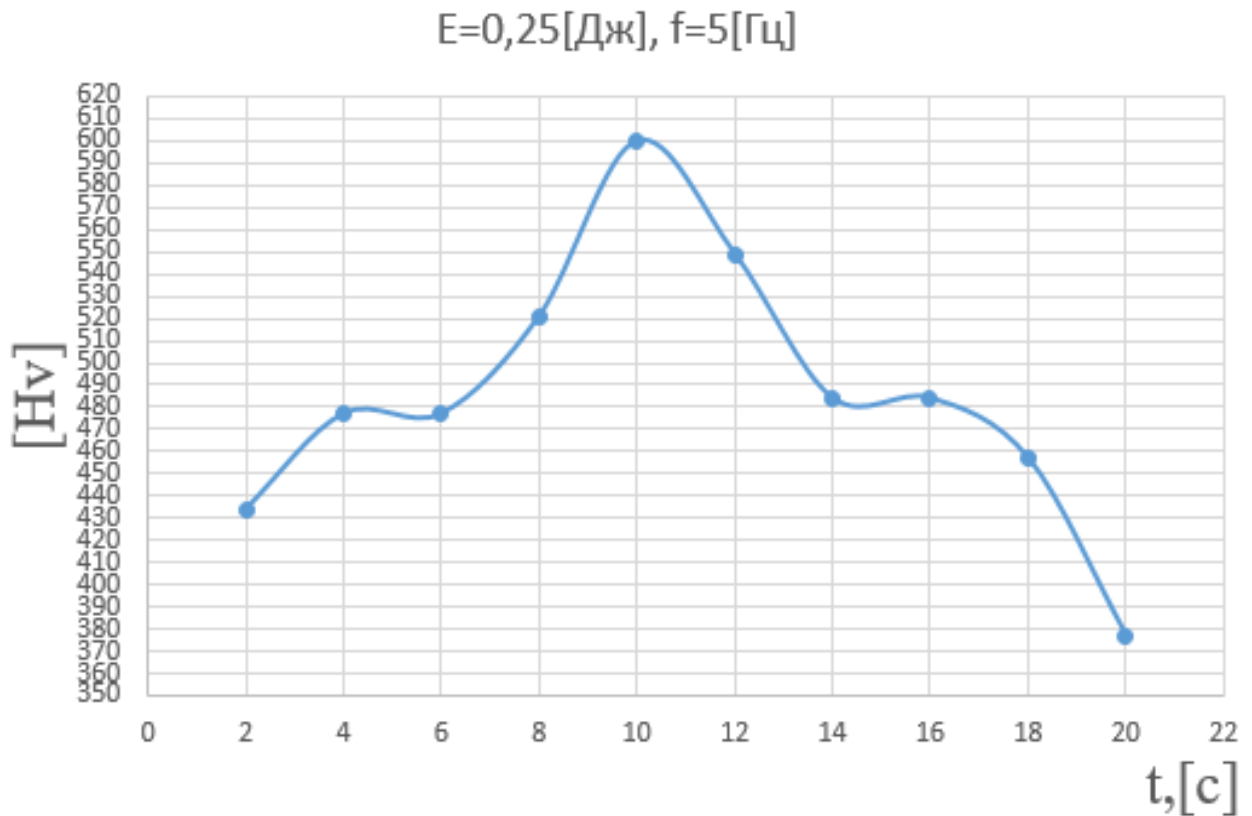


Рисунок 3.2 — График распределения микротвердости в зависимости от длительности воздействия лазерными импульсами ( $f=5$  [Гц],  $E=0,25$  [Дж]).

Для того чтобы построить стандартную матрицу эксперимента выполнялся перевод натуральных значений факторов в безразмерные кодовые величины в соответствии с формулой:

$$X_i = \frac{x_i - x_{i0}}{\Delta x_i}, \quad (3.1)$$

Где  $X_i$  — кодовое значение  $i$ -го фактора;

$x_i$  — текущее натуральное значение  $i$ -го фактора;

Отообразим в таблице 3.1 значения натуральных уровней кодовых факторов.

Таблица 3.1 – Исходные данные по уровням факторов

Факторы	Режимы импульсной лазерной обработки			
	Кодовые значения		Натуральные значения для факторов	
	$X_1$	$X_2$	f[Гц]	E[дж]
Основной уровень	0	0	12,5	0,25
Верхний уровень	+1	+1	20	0,35
Нижний уровень	-1	-1	5	0,15

$x_{i0}$  — нулевой (начальный) уровень фактора;

$\Delta x_i$  — интервал варьирования i-го фактора:

Формула вычисления интервала варьирования:

$$\Delta x_i = \frac{X_{i \max} - X_{i \min}}{2}, \quad (3.2)$$

где  $X_{i \max}$  — максимальный фактор;

$X_{i \min}$  — минимальный фактор.

Интервал натуральных значений для факторов, где f= 7,5[Гц] и E=0,1[дж]

Для того чтобы выполнить перевод натуральных значений варьируемых факторов в кодовые, использовали формулу кодирования (3.1; 3.2). В качестве математической модели был использован полином второго порядка вида:

$$Y = b_0 X_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + b_{12} X_1 X_2 + b_{11} X_1^2 + b_{22} X_2^2, \quad (3.3)$$

В дальнейших экспериментах была применена матрица плана эксперимента 2-го порядка. Данный план является композиционным центральным ортогональным планом 2-го порядка (таблица 3.2).

План второго порядка показан на рисунке 3.3.

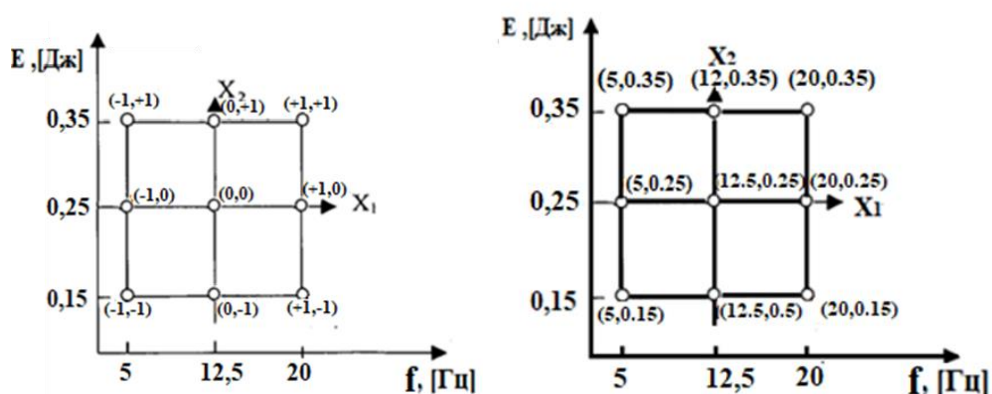


Рисунок 3.3 — Схема композиционного ортогонального композиционного плана эксперимента

Согласно плану эксперимента было проведено 9 опытов.

В таблице 3.2 представлены уровни факторов в натуральном и кодовом значении.

Опыты проводились в случайном порядке. Каждый опыт повторялся 3 раза.

Таблица. 3.2 – Матрица планирования полного факторного эксперимента 2-го порядка.

№ Опыта	План эксперимента						
	$f_{[Гц]}$	$X_1$	$E_{[дж]}$	$X_2$	$X_1^2$	$X_2^2$	$X_1X_2$
1	5	-1	0,15	-1	+0,33	+0,33	+1
2	20	+1	0,15	-1	+0,33	+0,33	-1
3	5	-1	0,35	+1	+0,33	+0,33	-1
4	20	+1	0,35	+1	+0,33	+0,33	+1
5	12,5	0	0,25	0	-0,67	-0,67	0
6	20	+1	0,25	0	+0,33	-0,67	0
7	5	-1	0,25	0	+0,33	-0,67	0
8	12,5	0	0,35	+1	-0,67	+0,33	0
9	12,5	0	0,15	-1	-0,67	+0,33	0

Расчёт коэффициентов уравнения регрессии с учетом совместного влияния факторов  $x_1$  и  $x_2$  для плана второго порядка (таблица 3.3):

$$b_1 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_1 y)}{6}, \quad b_2 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_2 y)}{6}, \quad b_{11} = \frac{\sum_{i=1}^N ((x_1)^2 y)}{2}, \quad b_{22} = \frac{\sum_{i=1}^N ((x_2)^2 y)}{2}, \quad (3.4)$$

$$b_{12} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_1 x_2 y)}{4}, \quad b_0 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_0 y)}{9} - 0.67b_{11} - 0.67b_{22}$$

где,  $b_1 = -63.72$ ,  $b_2 = 23.88$ ,  $b_{11} = -28.93$ ,  $b_{22} = -68.43$ ,  
 $b_{12} = 7$   $b_0 = 486.6$

Для расчета всех коэффициентов уравнение (3.5) принимает вид:

$$Y = b_0 X_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + b_{11} X_1^2 + b_{22} X_2^2 + b_{12} X_{12}, \quad (3.5)$$

Полученное уравнение второго порядка можно записать следующим образом:

$$Y = 486,6X_0 - 63,7 X_1 + 23,8X_2 - 28,9X_1^2 - 68,4X_2^2 + 7X_{12}, \quad (3.6)$$

Таблица 3.3 – Матрица планирования и результаты опытов по оценке расчета величины упрочнения скальпеля.

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
						$\Sigma = 62984.4$	$\Sigma = 49211.67$



Вычисляем среднее квадратичное отклонение случайной величины от ее среднего значения (построчную дисперсию) опытов, согласно матрице планирования, значение параметры оптимизации. Дисперсия параллельных опытов (в каждой строке) вычислялась по формуле:

$$s_j^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{u=1}^n (\hat{y}_j - \bar{y}_j)^2, \quad (3.7)$$

где  $n$  — число повторов опытов ( $n=3$ )

$\bar{y}$  — среднее значение отклика,

$u$  — номер опыта при повторе,

$j$  — номер строки.

$$S_1^2 = 13908.34, \quad S_2^2 = 831, \quad S_3^2 = 6859, \quad S_4^2 = 2158.3, \quad S_5^2 = 2946.33, \\ S_6^2 = 6916, \quad S_7^2 = 8044, \quad S_8^2 = 7314.33, \quad S_9^2 = 234.33$$

$$\sum_{u=1}^3 S_j^2 = 49211.67,$$

дисперсия воспроизводимости эксперимента равна:

$$s_y^2 = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N s_j^2, \quad (3.8)$$

$$s_y^2 = \frac{49211,67}{9} = 5467.96$$

где  $N$  — число экспериментов ( $N = 9$ ).

Далее необходимо рассчитать дисперсию коэффициентов уравнения регрессии:

$$s^2\{b_i\} = \frac{S_y^2}{N \cdot n}, \quad (3.9)$$

$$s^2\{b_j\} = 202.52$$

где  $N$  — число экспериментов ( $N=9$ );

$n$  — число повторов опытов ( $n=3$ );

$s_y^2$  — общая дисперсия.

Считаем дисперсию коэффициентов уравнения регрессии по формуле:

$$s\{b_i\} = \pm \sqrt{S^2\{b_j\}}, \quad (3.10)$$

$$s\{b_i\} = \pm \sqrt{202.52} = \pm 14.23$$

Находим доверительный интервал исходя из квадрата дисперсии и критерия Стьюдента,  $t_{\alpha=0.05} = 2.101$ , по формуле:

$$\Delta b_i = \pm t \cdot s\{b_i\}, \quad (3.11)$$

$$\Delta b_i = \pm 2.101 \cdot 14.23 = \pm 29.8$$

Исключаем все члены, не входящие в доверительный интервал, и записываем уравнение регрессии со значимыми коэффициентами (рисунке 3.4).

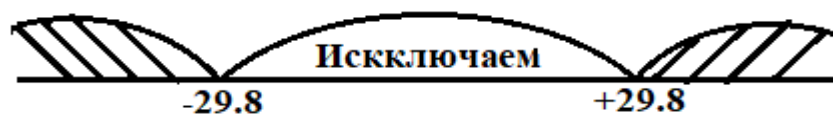


Рисунок 3.4 — Доверительный интервал

В результате проделанных действий получаем окончательное уравнение регрессии с исключенными незначимыми членами:

$$Y = 486,6X_0 - 63,7 X_1 - 68,4X_2^2, \quad (3.12)$$

Проверим полученное уравнение на адекватность по критерию Фишера. Так как дисперсия воспроизводимости найдена в предыдущем пункте, то для определения расчетного значения критерия  $F_{\text{расч}}$  необходимо вычислить остаточную дисперсию  $s_{\text{ад}}^2$ . Для этого найдем значения изучаемого параметра по полученному уравнению регрессии  $\hat{y}_j$  ( $j=1,\dots,9$ ).

$$\hat{y}_1 = 486,6 + (-63,7 \cdot (-1)) + (-68,4 \cdot 0,33) = 527,7$$

$$\hat{y}_2 = 486,6 + (-63,7 \cdot 1) + (-68,4 \cdot 0,33) = 400,2$$

$$\hat{y}_3 = 486,6 + (-63,7 \cdot (-1)) + (-68,4 \cdot 0,33) = 527,7$$

$$\hat{y}_4 = 486,6 + (-63,7 \cdot 1) + (-68,4 \cdot 0,33) = 400,2$$

$$\hat{y}_5 = 486,6 + (-63,7 \cdot 0) + (-68,4 \cdot (-0,67)) = 532,4$$

$$\hat{y}_6 = 486,6 + (-63,7 \cdot 1) + (-68,4 \cdot (-0,67)) = 468,7$$

$$\hat{y}_7 = 486,6 + (-63,7 \cdot (-1)) + (-68,4 \cdot (-0,67)) = 596,2$$

$$\hat{y}_8 = 486,6 + (-63,7 \cdot 0) + (-68,4 \cdot 0,33) = 464,02$$

$$\hat{y}_9 = 486,6 + (-63,7 \cdot 0) + (-68,4 \cdot 0,33) = 464,02$$

Для проверки адекватности вычисляем дисперсию  $s_{\text{ад}}^2$ , которая определяется по формуле:

$$s_{\text{ад}}^2 = \frac{n}{N - (k + 1)} \sum_j^9 (\hat{y}_j - \bar{y}_j)^2, \quad (3.13)$$

$$s_{\text{ад}}^2 = \frac{3}{9 - (2 + 1)} \cdot (62984,43) = 31492,21$$

где  $N$  — число опытов;

$k$  — число значимых членов уравнения регрессии (без свободного члена  $b_0$ );

$n$  — число повторов опытов ( $n=3$ );

$\bar{y}$  — среднее значение  $y$  для каждой строки в каждом опыте;

$\hat{y}$  — значение исследуемой функции из уравнения регрессии;

Гипотезу об адекватности модели проверяем с помощью критерия Фишера (F-критерий), по следующим формулам:

$$F_{\text{расч}} = \frac{S_{\text{ад}}^2}{S_y^2}, \quad (3.14)$$

где  $s_{\text{ад}}^2$  — дисперсия адекватности;

$s_y^2$  — общая дисперсия.

$$F_{\text{расч}} = \frac{31492,21}{5467,96} = 5,7$$

Находим степени свободы при дисперсии адекватности ( $s_{\text{ад}}^2$ ):

$$\begin{aligned} k_1 &= N - (k + 1), \\ &= 9 - (2 + 1) = 6, \end{aligned} \quad (3.15)$$

где,  $k$  — число значимых коэффициентов регрессии, (без свободного члена  $b_0$ ).

Определяем степень свободы при дисперсии воспроизводимости:

$$\begin{aligned} k_2 &= n - 1, \\ &= 3 - 1 = 2, \end{aligned} \quad (3.16)$$

где  $N$  — число экспериментов ( $N = 9$ );

$n$  — число повторов опытов ( $n=3$ ).

Из таблицы, при  $k_1 = 6$  и  $k_2 = 2$  находим табличное значение критерия Фишера [117,118]:

$$F_{\text{табл}} = 19,3$$

Если  $F_p \leq F_{\text{табл}}$ , математическая модель адекватно описывает поверхность отклика и ее можно использовать для целей оптимизации процесса.

Расчетное значение критерия Фишера сравниваем с табличным,  $F_{\text{табл}} = 19.3$ . Условие адекватности модели выполнено  $F_{\text{расч}} = 5,7 < F_{\text{табл}} = 19,3$ ; принимается гипотеза об адекватности полученного окончательного уравнения регрессии.

Соответственно для медицинского инструмента (скальпеля) получено уравнение в кодированной форме:

$$Y = 486,6X_0 - 63,7 X_1 - 68,4X_2^2, \quad (3.17)$$

Переходим с уравнения регрессии кодированных факторов в уравнение с натуральными факторами следующим образом:

$$X_1 = \frac{f - 12,5}{7,5}, \quad (3.18)$$

$$X_2 = \frac{E - 0,25}{0,1}, \quad (3.19)$$

где  $f$  – частота излучения импульсного лазера, [Гц];

$E$  – энергия в одиночном (единичном) импульсе [Дж].

$$486,6 - 63,7 \cdot \left( \frac{f - 12,5}{7,5} \right) - 68,4 \cdot \left( \frac{E - 0,25}{0,1} \right)^2, \quad (3.20)$$

$$\bar{Y}[HV] = 486.6 - \left( \frac{63.7}{7.5} \right) \cdot (f - 12.5) - \left( \frac{68.4}{(0.1)^2} \right) (E^2 - 2 \cdot 0.25 \cdot E + 0.0625), \quad (3.21)$$

$$\bar{Y}[HV] = 486.6 - 8.4(f - 12.5) - 6840 \cdot (E^2 - 0.5E + 0.0625), \quad (3.22)$$

Таким образом, получили уравнение в натуральных переменных следующего вида:

$$\bar{Y}[HV] = 164.6 - 8.4f - 6840E^2 + 3420E, \quad (3.23)$$

Данное уравнение адекватно описывает зависимость  $\bar{Y}$  [HV] в случае нахождения натуральных значений переменных  $f$  и  $E$  в пределах плана эксперимента. Эти натуральные значения составляют значения в пределах плана эксперимента по частоте  $5 [\text{Гц}] \leq f \leq 20 [\text{Гц}]$ , а по энергии в одиночном импульсе  $0,15 [\text{Дж}] \leq E \leq 0,35 [\text{Дж}]$ .

В результате проведенной работы получено уравнение регрессии, которое отражает влияние выявленных  $f$  и  $E$  факторов на значение микротвердости медицинского инструмента ( $\bar{Y}$ ). При помощи уравнения можно определить оптимальные факторы воздействия  $f$  и  $E$ , позволяющие добиться максимальной микротвердости (максимума  $\bar{Y}$ ), см. рисунок 3.5.

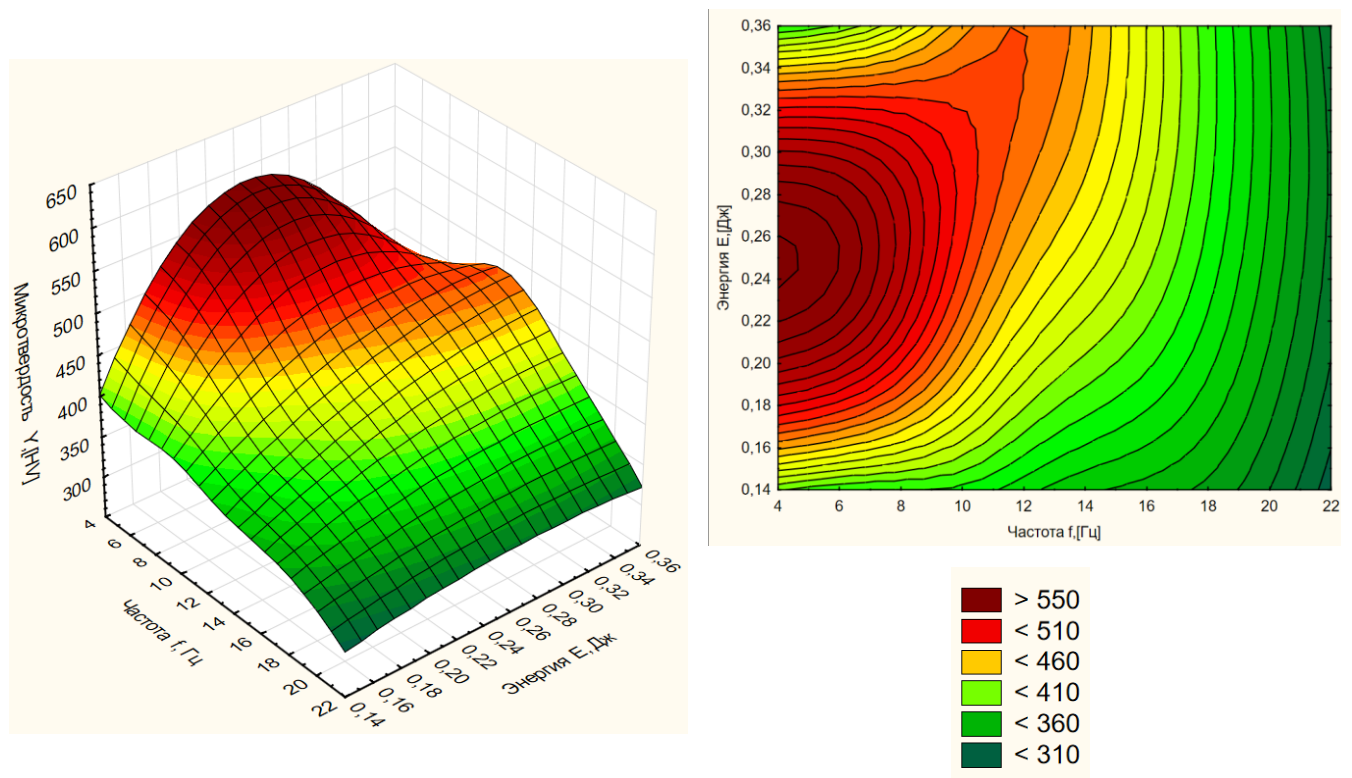


Рисунок 3.5 – График зависимости микротвердости  $\bar{Y}$  [HV] от частоты  $f$  (5–20) [Гц] и от энергии  $E$  (0,15–0,35) [Дж]

Оптимальный режим обработки лазерным излучением, достигается при частоте ( $f=5$  Гц) и энергии ( $E = 0,25$  Дж), при этом микротвердость по Виккерсу из уравнения регрессии (3.23) равна 550,3 [HV].

Таким образом, получены 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.

Можно сравнивать микротвердость, полученную в эксперименте, с теоретическим значением [122]:

$$\Delta Y = \bar{Y}_{\text{эксп(max)}} - \hat{Y}_{\text{теорет(max)}} = 600HV - 550,3HV = 49,7HV$$

Данная разница между экспериментом и теоретическими значениями  $Y(\Delta Y = 49HV)$  существенно меньше, чем значение дисперсии опытов:

$$S_y = \pm\sqrt{S_y^2} = \sqrt{5467.96} = \pm 73.94$$

### 3.3 Анализ результатов микротвердости зоны лазерной обработки медицинского инструмента

Микротвердость медицинского скальпеля в центре зоны воздействия лазера в зависимости от частоты и энергии лазерного импульса представлены на рисунке 3.6.

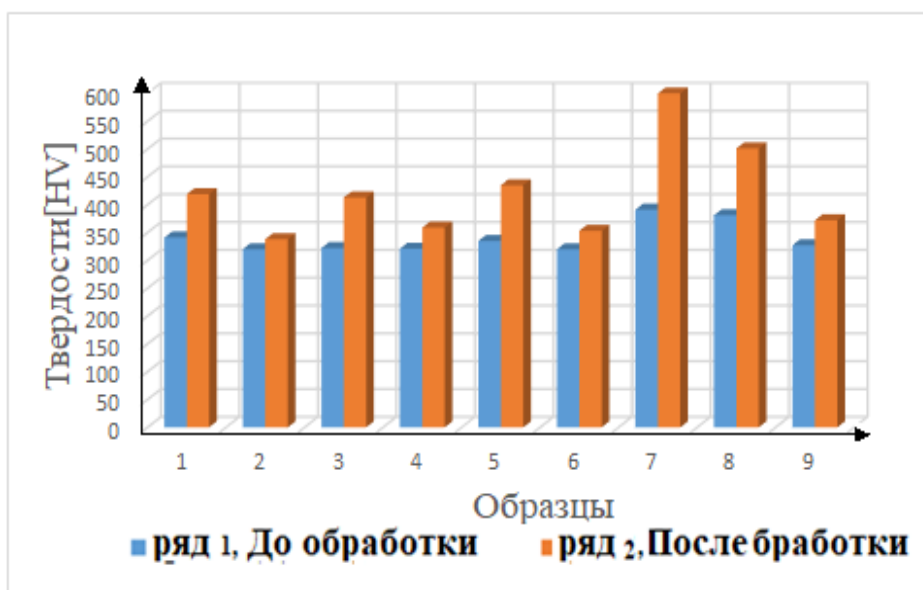


Рисунок 3.6 – Микротвердость медицинского скальпеля в зависимости от частоты и энергии лазерного импульса (образцы №1-9, описание дано в третьей главе, таблица 3.4) в зоне лазерного упрочнения.

Максимальное значение микротвердости наблюдается на образце № 7.

На рисунке 3.7 представлена графическая иллюстрация распределения значений микротвердости в зоне воздействия лазера, полученных в результате лазерной обработки в режиме №7. Изображение показывает, что в связи с тем, что энергия лазерных импульсов распределяется неравномерно, значения микротвердости заметно варьируются на расстоянии от центра пятна.



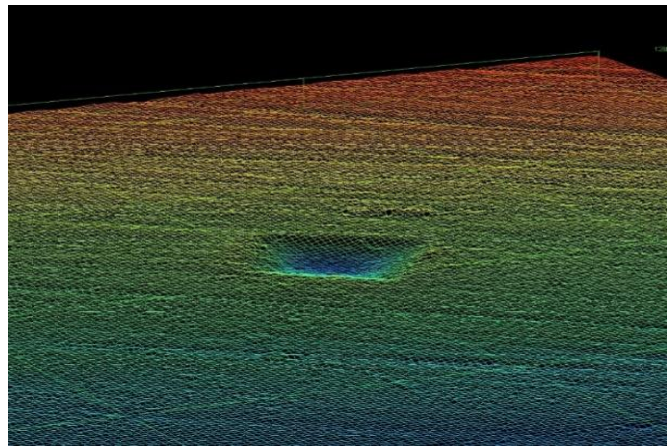
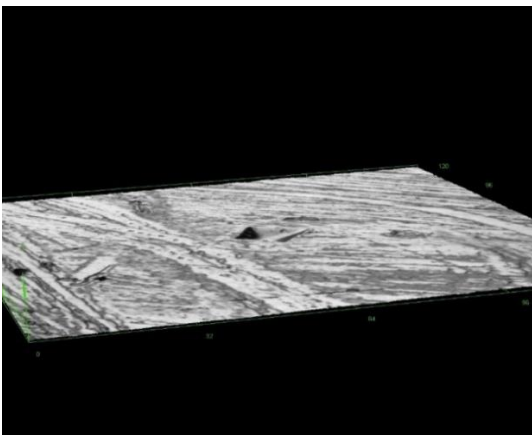
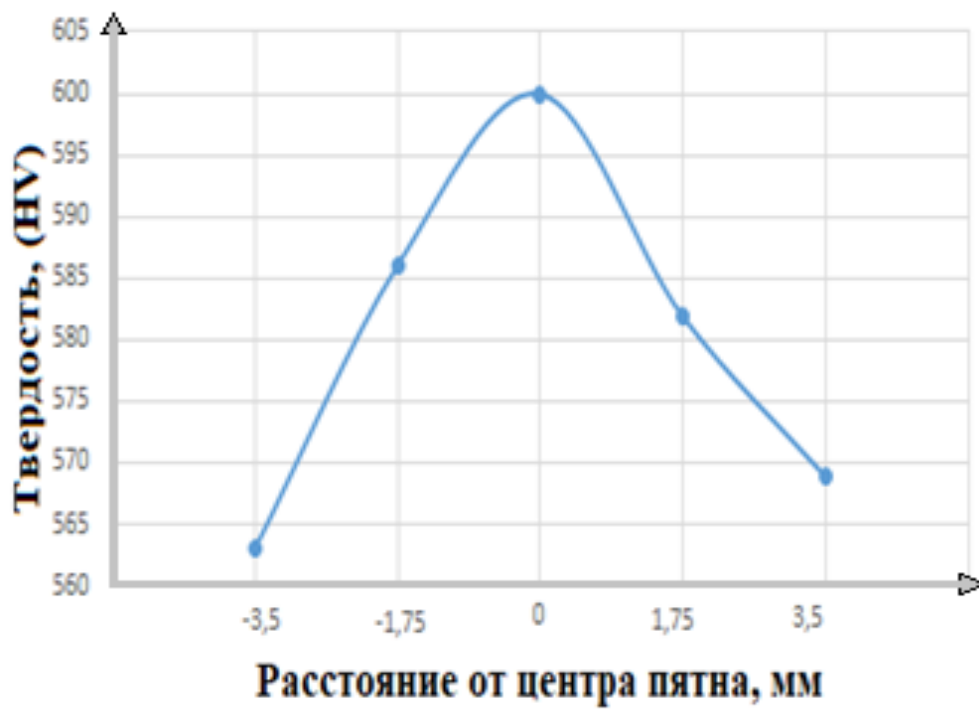


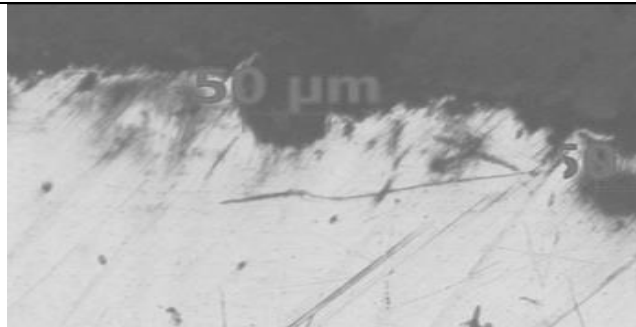
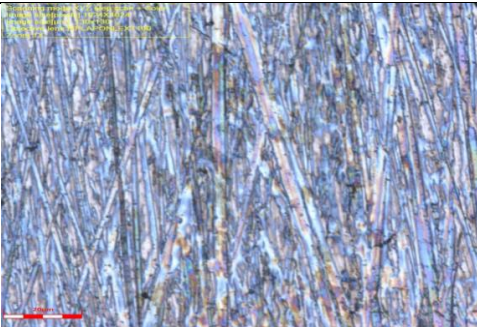
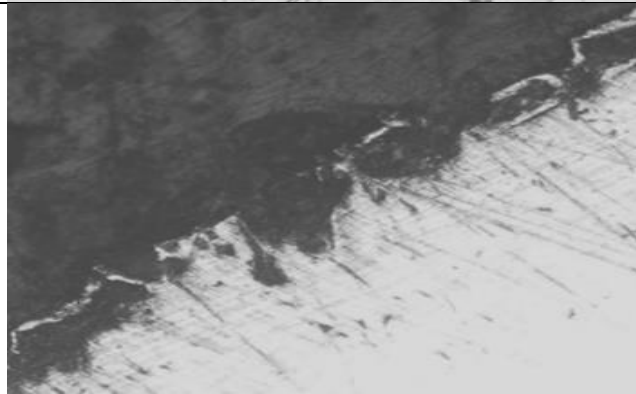

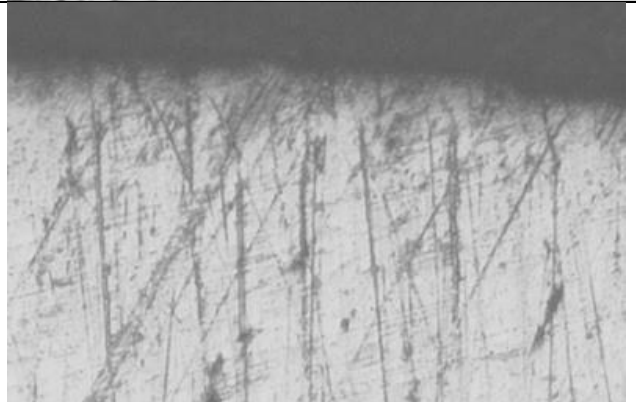

Рисунок 3.7 — Распределение значений микротвердости лазерного импульса где а — график распределения значений микротвердости от расстояния от центра пятна; б,в — фотографии поверхности обработанной лазерным излучением.

Максимальная твердость образца №7 (600 HV) достигается в центральной области лунки. Это объясняется тепловым распределением пятна, где сфокусирована максимальная энергия лазерного излучения [123].

### 3.4 Металлографическое исследование зоны лазерной обработки медицинского инструмента

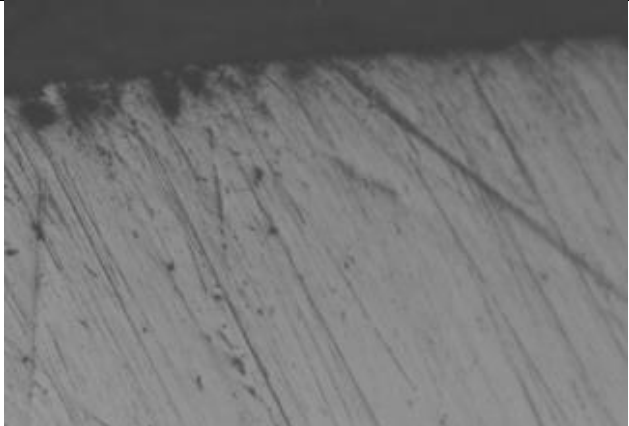

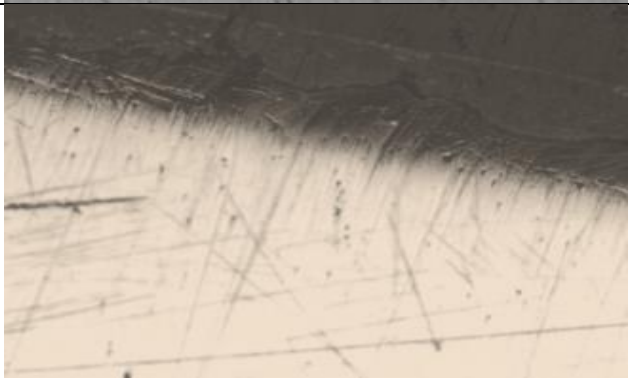
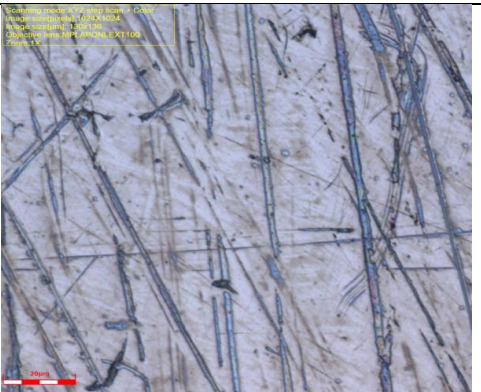
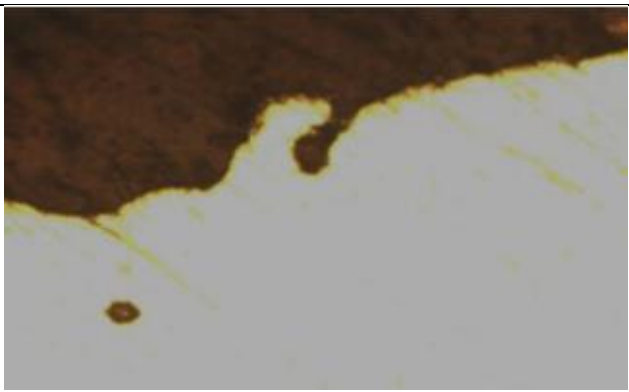
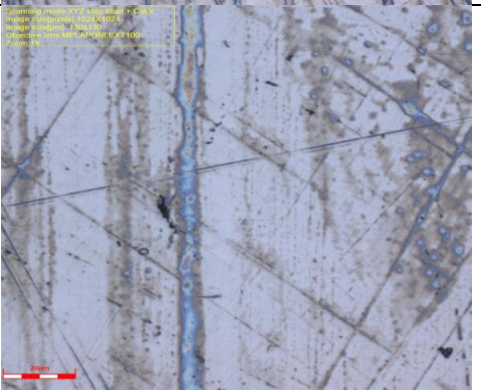
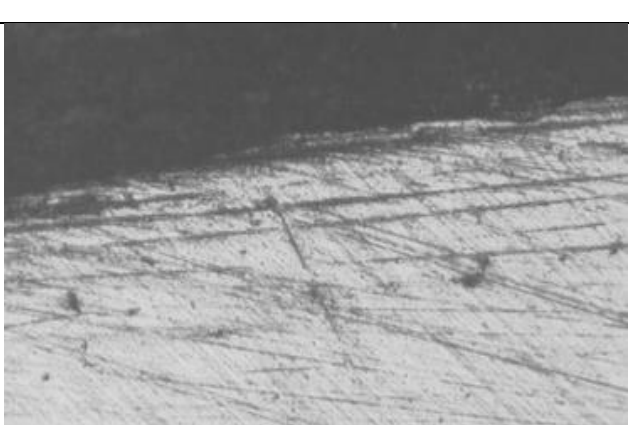
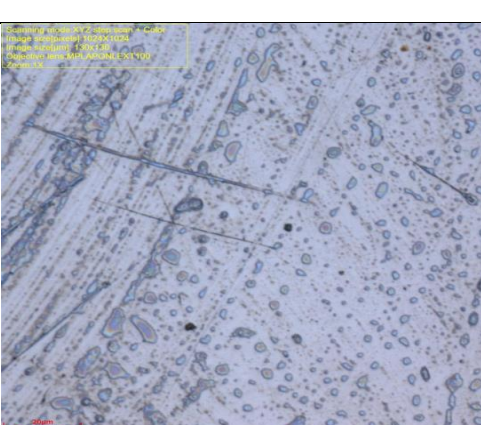
В таблице 3.4 представлены изображения режущей кромки стали марки 40X13 после различных режимов лазерного упрочнения.

Таблица 3.4– Изображения режущей кромки стали марки 40X13 после различных режимов лазерного упрочнения

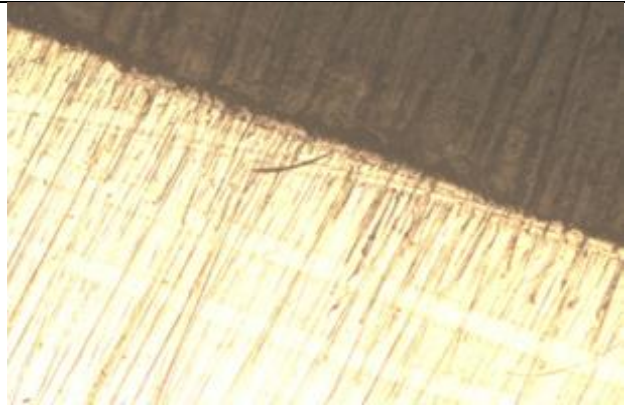
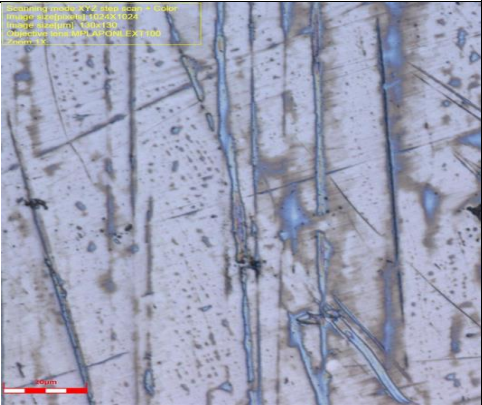
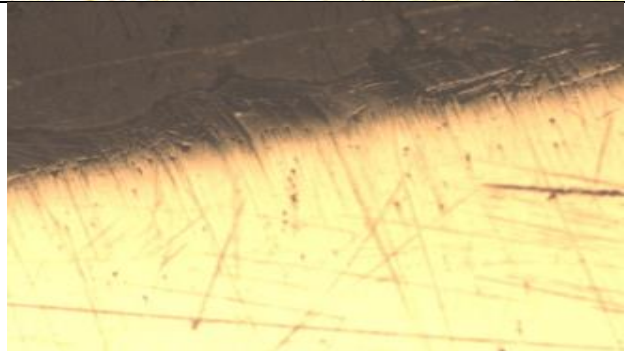
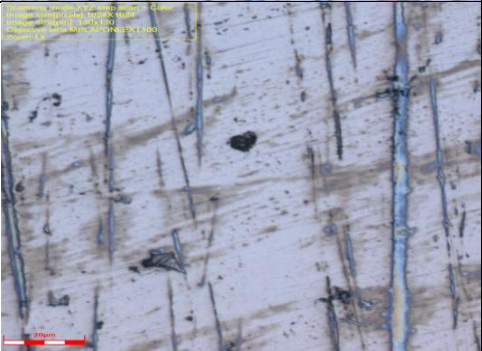
№	Режущая кромки скальпеля	Микроструктура образца	HV
1	2	3	4
1			419.7
2			338.0
3			413.0



Продолжение таблицы 3.4

1	2	3	4
4			359.3
5			435.3
6			353.0
7			600.0

Продолжение таблицы 3.4

1	2	3	4
8			501.0
9			372.7

При обработке образцов из стали 40X13 на импульсном лазере в диапазоне энергии в импульсе 0,15...0,35 [Дж] с длительностью импульса 10 [нс] и с продолжительностью воздействия  $t=10$  [с] наблюдается оплавление поверхности.

В результате обработки лазером на образцах №2, 4, 6 и 9 наблюдается структура, состоящая из ферритно-карбидной смеси и остаточного аустенита.

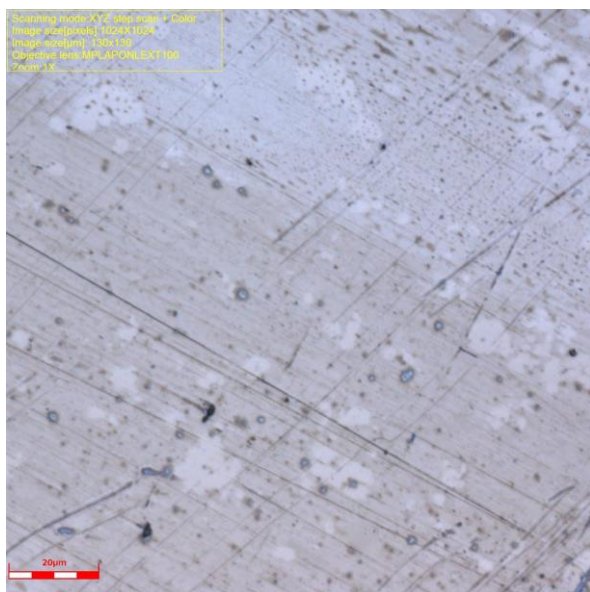
На образцах с более высокой твердостью (образцы №1, 3, и 5) наблюдается структура, представляющая собой троостомартенсит с присутствием карбидов хрома (образец №1); состоящая из ферритно-карбидной смеси с присутствием троостита и мартенсита (образец №3); и ферритно-карбидной смеси с присутствием карбидов хрома (образец №5).

На образце №8 в зоне лазерного воздействия определена структура, состоящая из мартенсита и карбидов хрома с присутствием остаточного аустенита.

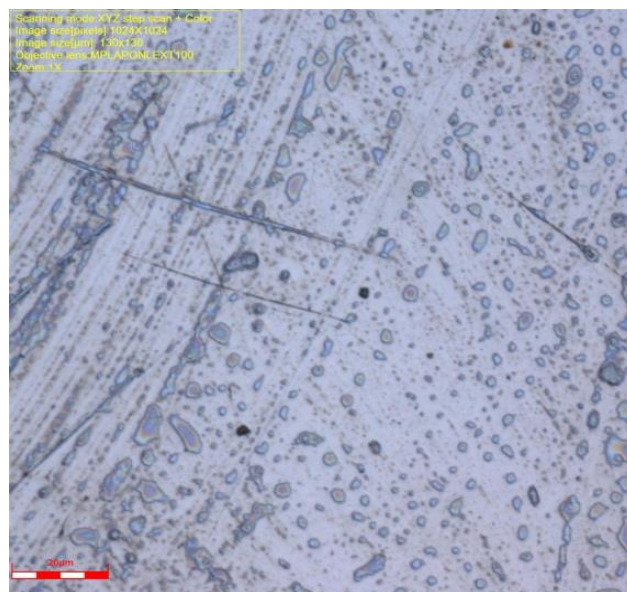


Микроструктура образца №2 в области режущей кромки имеет сколы и сквозные отверстия, связанные с перегревом под воздействием лазерного излучения большой интенсивности.

Максимальное значение микротвердости наблюдается на образце № 7, закаленного по режиму  $f=5[\text{Гц}]$ ,  $E=0.25[\text{Дж}]$ . В зоне лазерного воздействия, структура состоит из мартенсита хрома (таблица 3.4, рисунок 3.8). Наблюдается также наименьшая внутридендритная ликвация, т.е. равномерное распределение зерен мартенсита.



а)



б)

Рисунок 3.8— Микроструктура стали 40X13, увеличение x2000:

а) до обработки с микротвердостью 320–400 HV; б) после обработки с микротвердостью 600 HV (образец №7 в режиме  $f=5[\text{Гц}]$ ,  $E=0.25[\text{Дж}]$ )

Таким образом, получение высокой микротвердости поверхности стали требует, чтобы лазерная модификация выполнялась в тех режимах, при которых происходит образование мартенсита и полное растворение аустенита в металлической матрице. Среди всех рассмотренных образцов, которые были подвергнуты воздействию лазера, наименьшая внутридендритная ликвация прослеживается у образца №7 (третья глава, таблица 3.4). Микротвердость стали в

зоне лазерного плавления составила 600 HV, что является самым хорошим значением.

### 3.5 Анализ результатов шероховатости зоны лазерной обработки медицинского инструмента

Согласно методике, приведенной в гл. 2, испытания образцов проводились путем измерения шероховатости глубины и высоты неровностей поверхности. Измерения шероховатости проводились на конфокальном лазерном сканирующем 3D-микроскопе Olympus Lext 4100.

Измерения проводились с помощью функции шероховатости по 10 линиям, по линейным параметрам шероховатости  $R_a$   $R_z$ . Количество измерений равно 10. Рассчитывалось среднее значение *Average*, минимальные *min* и максимальные *max* точки, доверительный интервал *Range*, среднеквадратическое отклонение  $\sigma$ , трехкратное среднеквадратическое отклонение  $3\sigma$  (рисунок 3.9).

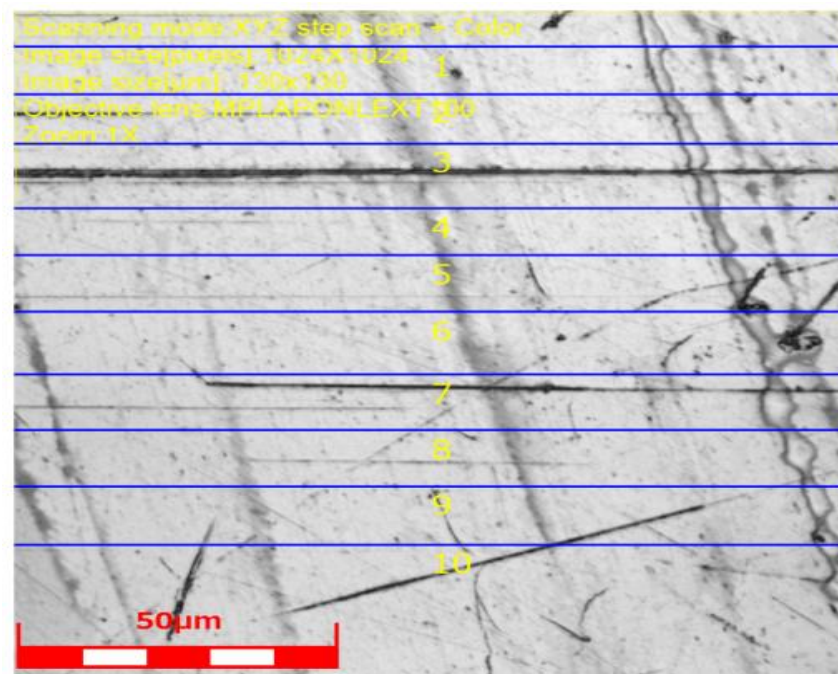


Рисунок 3.9 — Измерение шероховатости образца №7

Результаты измерений шероховатости представлены в таблице 3.5.

Таблица 3.5 – Результаты измерений шероховатости

№	HV	Ra, [мкм]	Rz, [мкм]
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

Исходная шероховатость образцов из стали 40Х13 составила:

- Ra, [мкм] Average (среднее арифметическое отклонение профиля) 0,052 [мкм];

- Rz, [мкм] (среднее значение по десяти наибольшим высотам неровностей профиля) 0,43 [мкм].

Таким образом, по ГОСТу 21240-2023 (должен быть в диапазоне от 0,05 до 0,63 мкм), шероховатость поверхности при лазерном упрочнении остается на достаточном для широкой номенклатуры (скальпели) уровне.

### 3.6 Анализ показателей хрупкости зоны упрочнения

Согласно методике, приведенной в гл. 2 (стр. 73-74) по отпечаткам микротвердости можно оценить хрупкость диффузионного слоя (рисунок 3.10)



Рисунок 3.10 — Характеристика слоя стали 40Х13 образца №7 по отпечаткам алмазной пирамиды на медицинском инструменте

Анализ отпечатков индентора на поперечном шлифе образца показал, что их можно отнести к I-ой группе — «не хрупкий», и отпечаток, сделанный в сердцевине материала, к I-ой группе — «не хрупкий». Отпечатки соответствуют работоспособным диффузионным слоям.

### 3.7 Анализ коррозионной стойкости

Согласно методике, приведенной в гл. 2, стр. (72-73), испытания образцов проводились по ГОСТу 21240-89. И производили изучение поверхности образцов с использованием конфокального лазерного сканирующего микроскопа (КЛСМ) Lext OLS4100.

Визуальный анализ состояния поверхности скальпеля, обработанного по оптимальному режиму № 7, показал, что после испытания на коррозионную стойкость состояние поверхности не изменилось. Полированная поверхность рабочей части скальпеля сохранила свой блеск (см. рисунок 3.11).



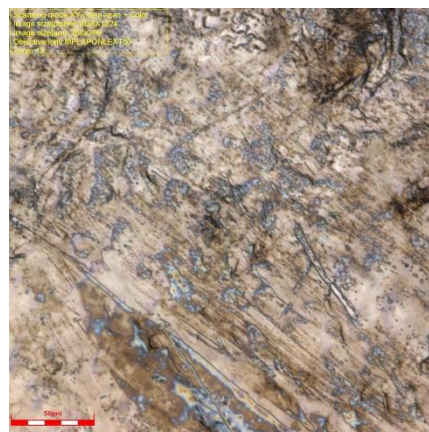
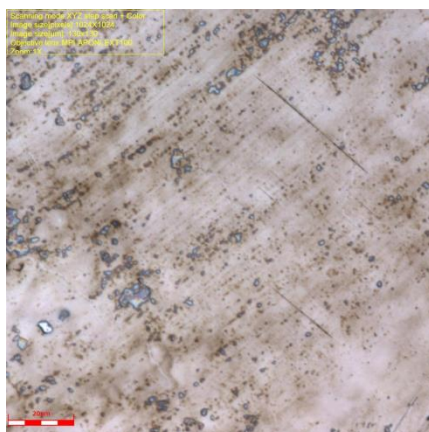
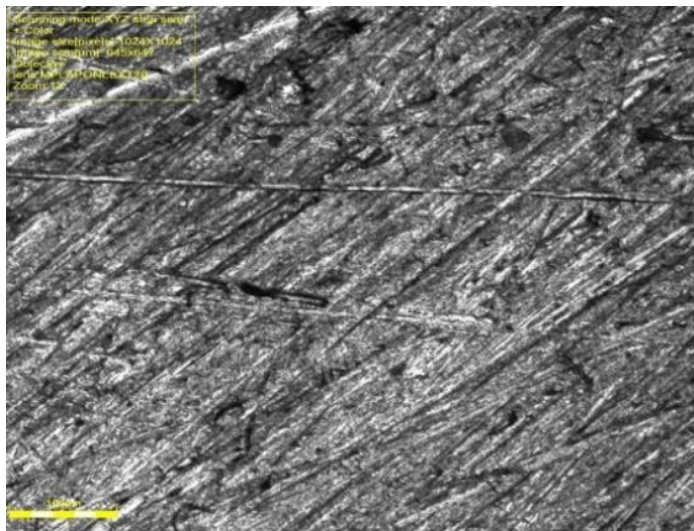


Рисунок 3.11 — Внешний вид поверхности образца после испытания на коррозионную стойкость в режиме лазерной обработки  $E=0,25[\text{Дж}]$  и  $f=5[\text{Гц}]$

Исходя из выявленных данных, необходимо сделать вывод о том, что лазерное упрочнение по выбранным режимам не привела к ухудшению сопротивляемости стали коррозии.

### 3.8 Анализ показателей износостойкости

Показатель износостойкости характеризуется сопротивлением к изнашиванию режущей кромки скальпеля для разрезания дубленой кожи.

Проводились опыты с нарезанием образца кожи с применением необработанного и обработанного скальпеля. Результаты опытов показали, что общая длина резания у обработанного лазерным измерением образца в 1,5 раза длиннее (см. рисунки 3.12–3.13).

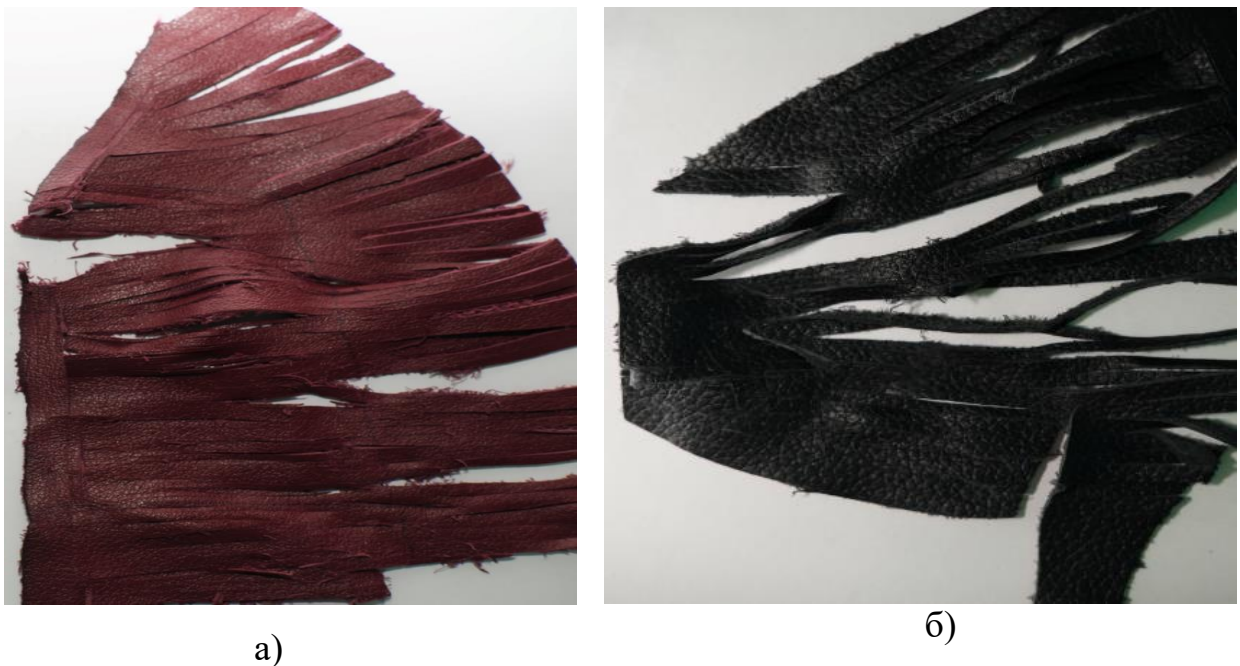


Рисунок 3.12 — образцы нарезки кожи режущей кромкой скальпеля после ЛУ, режим №7:  $E = 0,25$  Дж,  $\tau = 10$  нс,  $f = 5$  Гц  
а— в начале нарезки, б — в конце нарезки.



Рисунок 3.13– Образец нарезки кожи режущей кромкой скальпеля после ЛУ,  
режим №2:  $E = 0,15$  Дж,  $\tau=10$ нс,  $f=20$  Гц

Экспериментальными исследованиями установлена сравнительная характеристика процесса изнашивания. Увеличение износостойкости экспериментальных скальпелей обосновывается несколькими факторами, связанными, в первую очередь, с упрочнением металла, марки стали для изготовления скальпеля — во вторую.

Режущая кромка обработанного скальпеля после абразивной заточки представлена на рисунке 3.14.

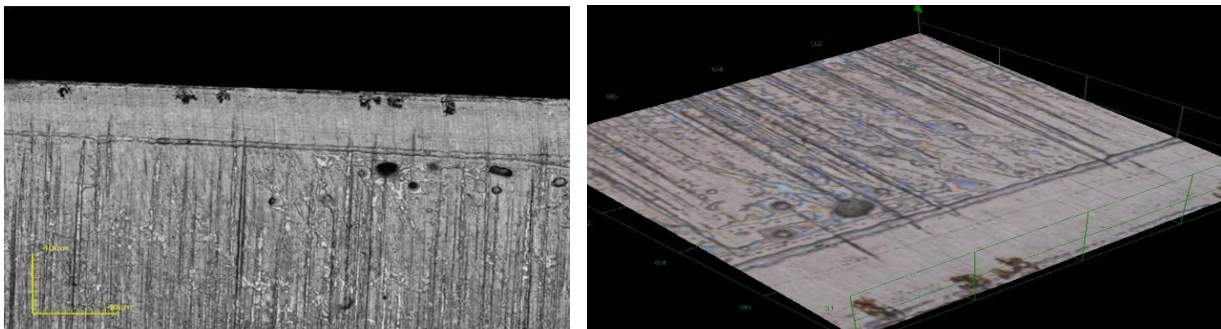


Рисунок 3.14 — Режущая кромка скальпеля, обработанного после абразивной  
заточки

Исходя из данных рисунка (см. рисунок 3.15), повышение износостойкости режущих кромок скальпелей более чем в 1,5 раза снизит отказы, устраняемые перезаточкой.

### Выводы по третьей главе

Обобщая проделанную работу по этой главе, необходимо отметить несколько основных моментов. Результатом, проведенных в этой главе исследований, стала разработка регрессионной зависимости методом планирования эксперимента. Данная зависимость была измерена с достаточной точностью и определялась между параметрами лазерного воздействия и характеристиками поверхности. При помощи уравнения регрессии выявили, что твердость обрабатываемой поверхности больше всего зависит от частоты импульсов и энергии излучения.

Обоснованы следующие диапазоны режимов обработки:

- 1) по энергии в импульсе  $E=(0,15-0,35)$  [Дж]
- 2) по частоте следования импульсов  $f=(5-20)$  [Гц]
- 3) по продолжительности (длительности) обработки  $t=10$  [с]

Благодаря исследованию удалось выявить оптимальные значения факторов воздействия ( $x_1$  и  $x_2$ ), где  $x_1$  — это частота и  $x_2$  — это энергия. При помощи этих значений можно достичь максимальной микротвердости при минимизации параметра твердости ( $\bar{y}$ ). Кроме того, с помощью уравнения удалось получить график поверхности уравнения, который получен для двухфакторного эксперимента с применением лазерного импульса.

Получено уравнение в натуральных переменных, описывающее зависимость микротвердости медицинского инструмента от факторов  $f$  и  $E$  в виде:

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

где  $f$  — частота следования лазерных импульсов  $f$ [Гц], в диапазоне (5-20) [Гц]  
 $E$  - энергия лазерного измерения в импульсе  $E$  [Дж] в диапазоне (0.15–0.35) [Дж].

Данное уравнение адекватно описывает зависимость  $\bar{Y}$  [HV] в случае нахождения натуральных значений переменных  $f$  и  $E$  в пределах плана эксперимента. Эти натуральные значения составляют в пределах плана эксперимента по частоте  $5 [\text{Гц}] \leq f \leq 20 [\text{Гц}]$ , а по энергии в одиночном импульсе  $0,15 [\text{Дж}] \leq E \leq 0,35 [\text{Дж}]$ .

Основным выводом этой главы выступает то, что высокой микротвердости на поверхности стали с применением лазерного импульса можно достичь при использовании определенных режимов, позволяющих добиться мартенсита с полным растворением аустенита. Одним из таких режимов является режим №7.

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 из уравнения регрессии (3.17) равна 550,3 [HV].

При данных  $X_1 = -1$ ,  $X_2 = 0$  экспериментальные значения максимальной микротвердости рабочей кромки получено  $\bar{y}_{\text{ср}} = 600$  [HV].

Оценка анализа коррозии показала, что лазерное упрочнение по выбранным режимам не привело к ухудшению сопротивляемости стали к коррозии.



## ГЛАВА 4. ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРЕМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ВЛИЯНИЯ УДАРНО-ВОЛНОВЫХ ЯВЛЕНИЙ ИМПУЛЬСНОГО ОПТИЧЕСКОГО РАЗРЯДА НА ПРОЦЕСС УПРОЧНЕНИЯ МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА (СКАЛЬПЕЛЯ)

### 4.1 Описание экспериментальной установки для фиксации ударной волны импульсного оптического разряда в атмосферных условиях

Основой для этой экспериментальной установки, которая изображена на рисунке 4.1, служит импульсный лазер. Этот 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.

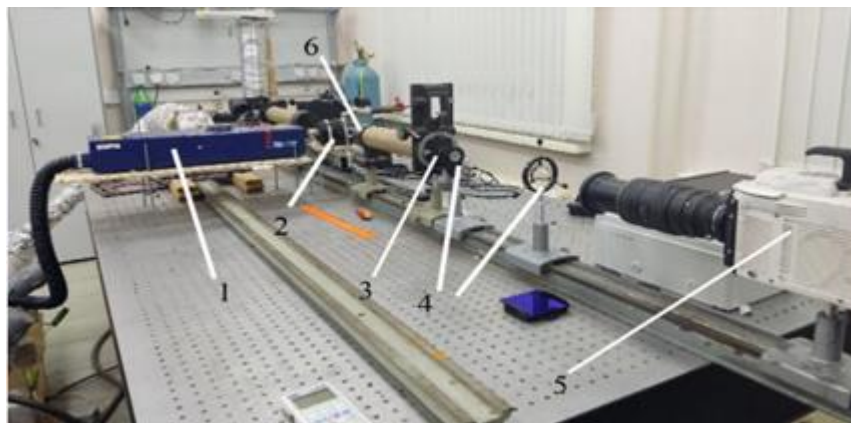


Рисунок 4.1 — Фотография экспериментальной установки, где 1— импульсный лазер (длина волны 1,064 мкм, длительность импульса 10 нс, энергия в импульсе 150-350 мДж), 2 — вакуумная камера, 3 — оптический нож, 4 — линзы для фокусировки получившегося изображения, 5 — высокоскоростная камера Memrecam NX-4, 6 — линзы

С помощью высокоскоростной камеры Memrecam НХ-4 в эксперименте проводились съемки процесса распространения оптического разряда от поверхности образца.

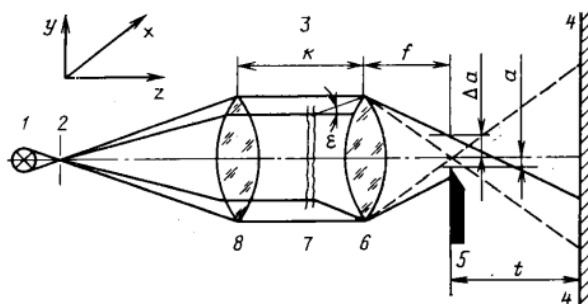


Рисунок 4.2 — Принципиальная схема шлирен-метода в параллельном пучке света [124], где элементы шлирен-метода: 1 — источник света, 2 — осветительная щель, 3 — рабочая область (объем), 4 — экран, 5 — оптический нож, 6 и 8 линзы, 7 — оптическая неоднородность.

Измерение скорости распространения ударной волны проводилось шлирен-методом. Если в объёме отсутствуют три оптические неоднородности, то через осветительную щель 2 и линзы, указанные как 6 и 8, в устройство проникают световые лучи, имеющие одинаковую интенсивность  $E$ . Данный показатель отображается на всех точках экрана 4. Если нож 5 приобретает любое положение в пространстве, то интенсивность света остаётся неизменной. В том случае, если между линзами 6 и 8 возникнет оптическое препятствие 7, то световые лучи отклонятся широй вниз. Это можно графически изобразить как отклонение по координате  $y$ . При возникновении оптического препятствия и отклонения лучей свет будет задержан ножом. Таким образом, освещение экрана изменится, что станет визуально заметно. Большим преимуществом шлирен-систем является то, что, в отличие от прямых теневых, они имеют высокую чувствительность к любым изменениям плотности оптической среды, даже к монотонным и малым. В

такой системе фокусировка лучей происходит в одной точке, а именно, в объективе. На основании этих отличий было принято решение о том, что именно в объективе необходимо помещать нож Фуко. Его устанавливают так, чтобы он перекрывал изображение источника света, получаемое в фокальной плоскости приемного объектива [124].

Высокоскоростная камера Memrecam НХ-4 позволяла использовать режим съемки со скоростью 200000 кадров в секунду, т.е. каждый кадр равен 5 мкс (при 400000 кадров/с время кадра или 2,5 мкс). От места разряда отходит темная область в виде полукруга, являющаяся ударной волной. Измеряя размер области в пикселях и в миллиметрах, можно оценить скорость движения ударной волны.

#### **4.2 Исследование картины процесса распространения ударной волны от поверхности медицинского инструмента в результате воздействия**

При измерении размера лазерного пучка важно учесть, что разряд происходит на поверхности пластины, где фактически происходит процесс нагрева материала [125,126,127]. Методика определения размеров сфокусированного лазерного пучка на поверхности представлена [128,29]. Как один из методов визуальной оценки диаметра лазерного пучка используется выжженная область на поверхности материала. Поэтому для определения размеров этой поверхности мы прибегнем к экспериментальным данным, представленным на рисунке 4.3. На данном рисунке показана поверхность инструмента после обработки, выполненный микроскопом «Olympus Lext 4100».

Изучая образование разрядов на поверхности, было обнаружено, что порожденные разряды вызывали появление отверстий с диаметром примерно 1 мм (рисунок 4.3).

При  $E = 0,25 \text{ Дж}$  и длительности импульса лазера 10 нс интенсивность составляет  $I = 3 \cdot 10^{11} \text{ [Вт/см}^2\text{]}$ .



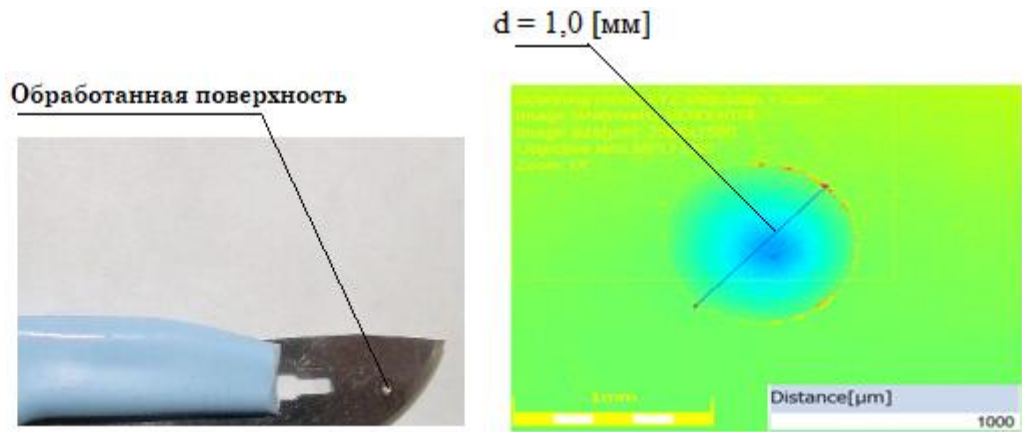


Рисунок 4.3 — Поверхность стального медицинского инструмента (скальпеля), диаметр сфокусированного лазерного пучка ( $d = 1,0$  [мм]).

Процесс развития ударной волны в стали медицинского инструмента (рисунок. 4.4)

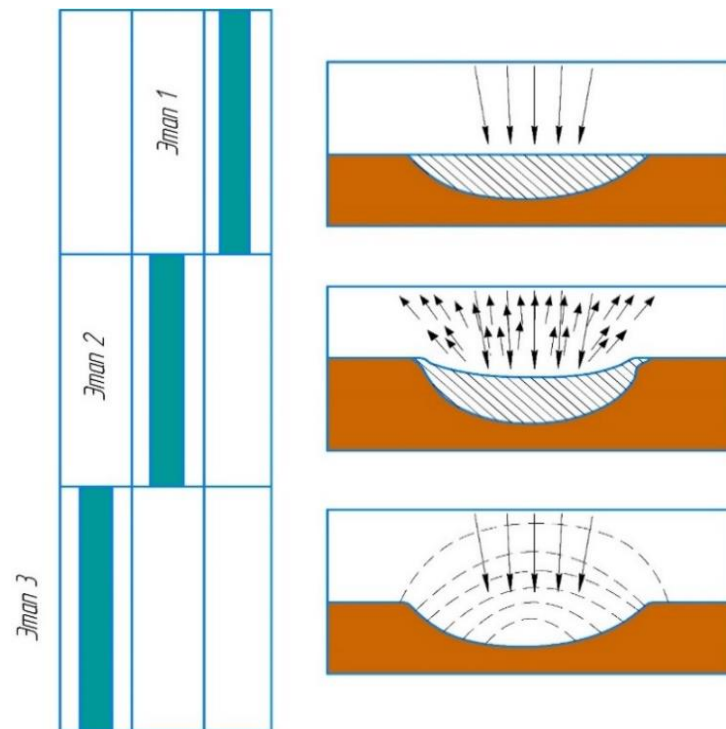


Рисунок 4.4 — Процесс развития ударной волны на поверхности медицинского инструмента: этап 1 — передача энергии, этап 2 — возникновение ударной волны, этап 3 — распространение ударной волны

может выглядеть следующим образом:

- момент времени  $t \rightarrow \infty$ , среда не возмущена, параметры среды постоянны;
- на момент времени  $t_0$ , начальный момент эксперимента, запускается процесс. Лазер порождает импульс длительностью 10 нс с определенной энергией. Этот импульс направляется через фокусирующую линзу, чей фокус находится на задней поверхности медицинского инструмента;
- на момент времени  $t_1$  происходит следующий этап эксперимента. В это время происходит передача тепловой энергии плазмы к материалу (скальпелю);
- на момент времени  $t_2$  начинается распространение полусферической ударной волны. Процесс оптического разряда можно рассматривать как мгновенное выделение энергии, что аналогично процессу точечного взрыва. Энергия, сфокусированная лазерным излучением, преобразуется в энергию ударной волны и излучения;
- на момент времени  $t_3$  ударная волна распространяться по поверхности медицинского инструмента.

#### **4.3 Результаты эксперимента по измерению скорости распространения ударной волны, образованной импульсным приповерхностным оптическим разрядом от поверхности скальпеля с использованием шлирен-метода**

В ходе экспериментов были получены изображения ударной волны импульсного приповерхностного оптического разряда.

На рисунке 4.5 показаны кадры съемки ударной волны при помощи скоростной камеры. На удалении 6 мм от центра оптического разряда скорость ударной волны составляет порядка 400 м/с, что удовлетворительно согласуется с расчетами.

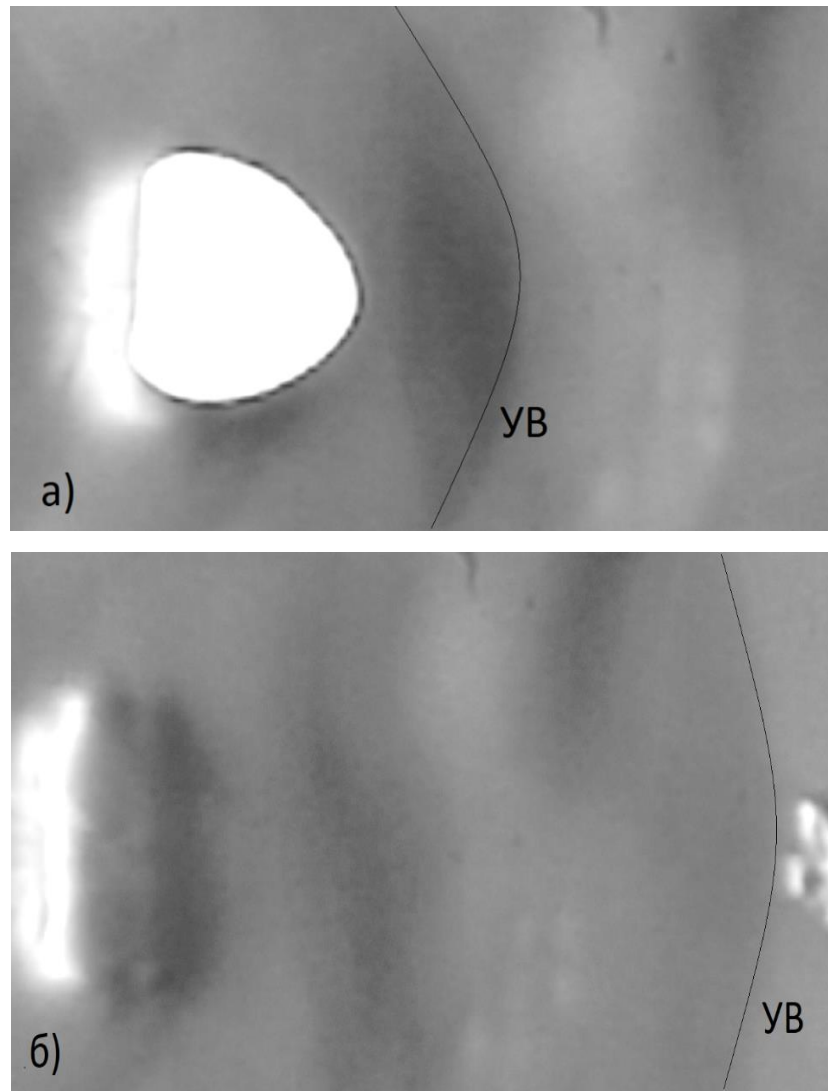


Рисунок 4.5 — Кадры съемки ударной волны, 80 000 кадров/с

В формуле (4.1) рассмотрен случай точечного взрыва с учетом противодействия, т.е. с учетом давления окружающей среды. Для описания этой задачи в [129] была введена координата ударной волны  $r_2$ , определяющаяся как:

$$r_2 = \left( \frac{E}{p_1} \right)^{\frac{1}{v+2}} t^{\frac{1}{v+2}}, \quad (4.1)$$

где  $E$  — постоянная [Дж],  $\rho_1$  — плотность газа невозмущенной среды [кг/м<sup>3</sup>],  $v$  — параметр для плоского, цилиндрического и сферического случая равный 1, 2 и 3 соответственно;  $t$  — время, начиная с момента взрыва [с].

Характерная динамическая длина  $r^0$  может быть найдена как:

$$r^0 = \left( \frac{E_0}{p_1} \right)^{\frac{1}{\nu}}, \quad (4.2)$$

где  $E_0$  — выделяющаяся при взрыве энергия [Дж],  $p_1$  — давление окружающей среды [Па].

$$E_0 = \alpha E, \quad (4.3)$$

$E$  — зависит от величины энергии разряда  $E_0$ . Значение  $E$  определяется на основании решения уравнений движения через постоянную  $\alpha$ .

Таким образом, для закона движения и скорости ударной волны, получаем в случае сферической симметрии:

$$r_2 = \left( \frac{E}{\rho} \right)^{\frac{1}{5}} t^{\frac{2}{5}}, \quad D = \frac{2}{5} \left( \frac{E}{p_1} \right)^{\frac{1}{5}} t^{-\frac{3}{5}} = \frac{2}{5} \sqrt{\frac{E}{\rho}} \frac{1}{\sqrt{r_2^3}}, \quad (4.4)$$

Для определения давления ударной волны служит формула Л.И. Седова для методов подобия и размерности в механике [130].

Как следует из теории Л.И. Седова:

$$P_2 \frac{2}{\gamma+1} \rho D \left[ 1 - \frac{(\gamma-1)}{2\gamma} \cdot \frac{a_1^2}{D^2} \right] = \frac{2}{\gamma+1} \rho D f_3, \quad (4.5)$$

где  $\rho$  — плотность газа невозмущенной среды [кг/м<sup>3</sup>],  $P_2$  — давление в ударной волне [Па],  $D$  — скорость распространения ударной волны [м/с],  $\gamma$  — показатель адиабаты.

В таблицах 4.1, 4.2 и на рисунках (4.6,4.7,4.8) приведены параметры скорости и давления и координаты фронта ударной волны для сферического случая при разных энергиях лазерного излучения  $E$ .

Таблица 4.1 – Скорость распространения ударной волны в зависимости от режима работы импульсного лазера.

$t$ , [мкс]	0,1	1	5	10	100
$D1$ , [м/с]	4473.7	1123,74	427.84	282	70.90
$D2$ , [м/с]	4182.5	1050,6	400	263.90	66.28
$D3$ , [м/с]	3776	948,57	361	238.27	59.85

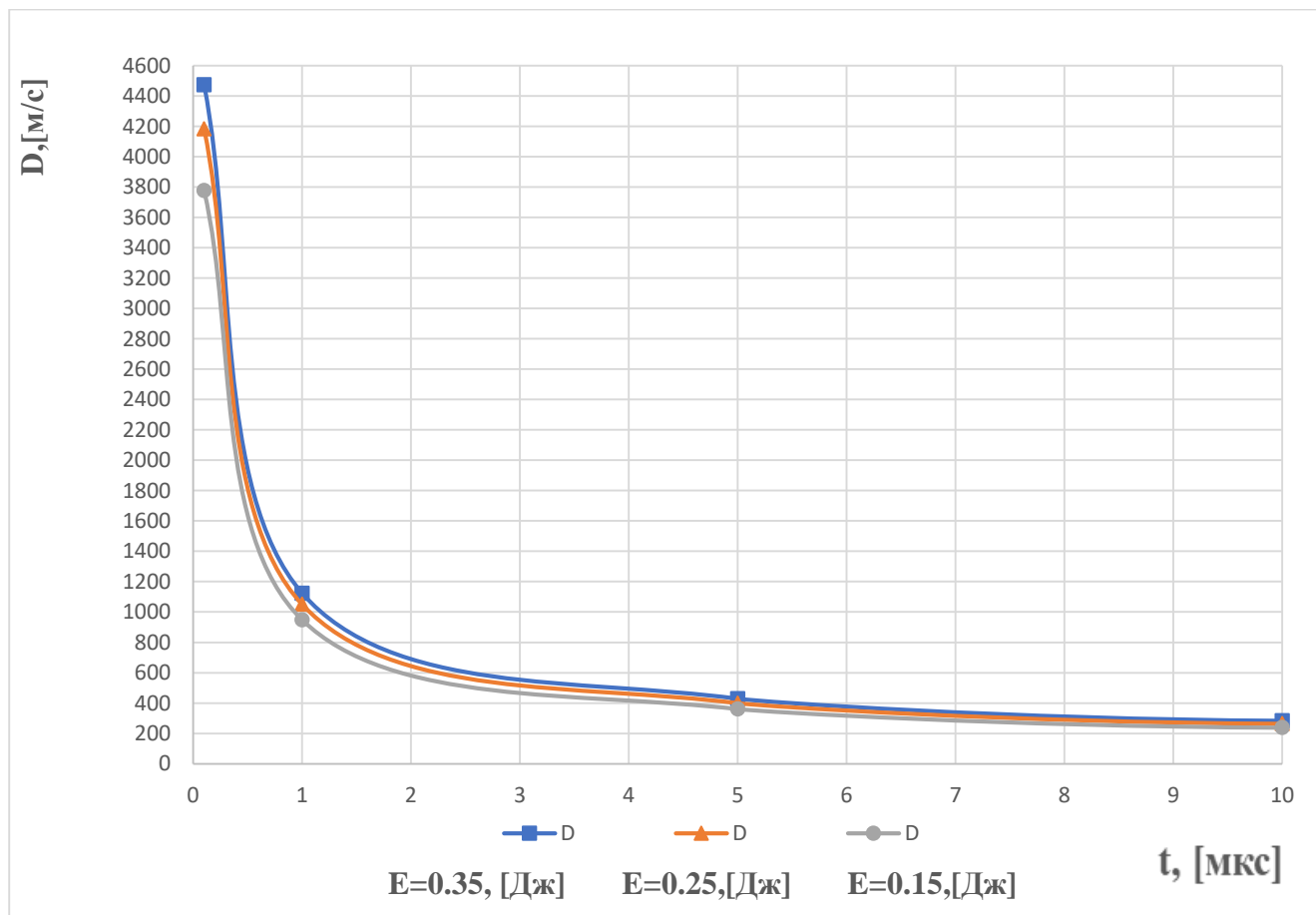


Рисунок 4.6 — График изменения скорости фронта ударной волны, где  $D$  — скорость распространения ударной волны [м/с],  $t$  — время распространения ударной волны, в [мкс]

Таблица 4.2 – 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

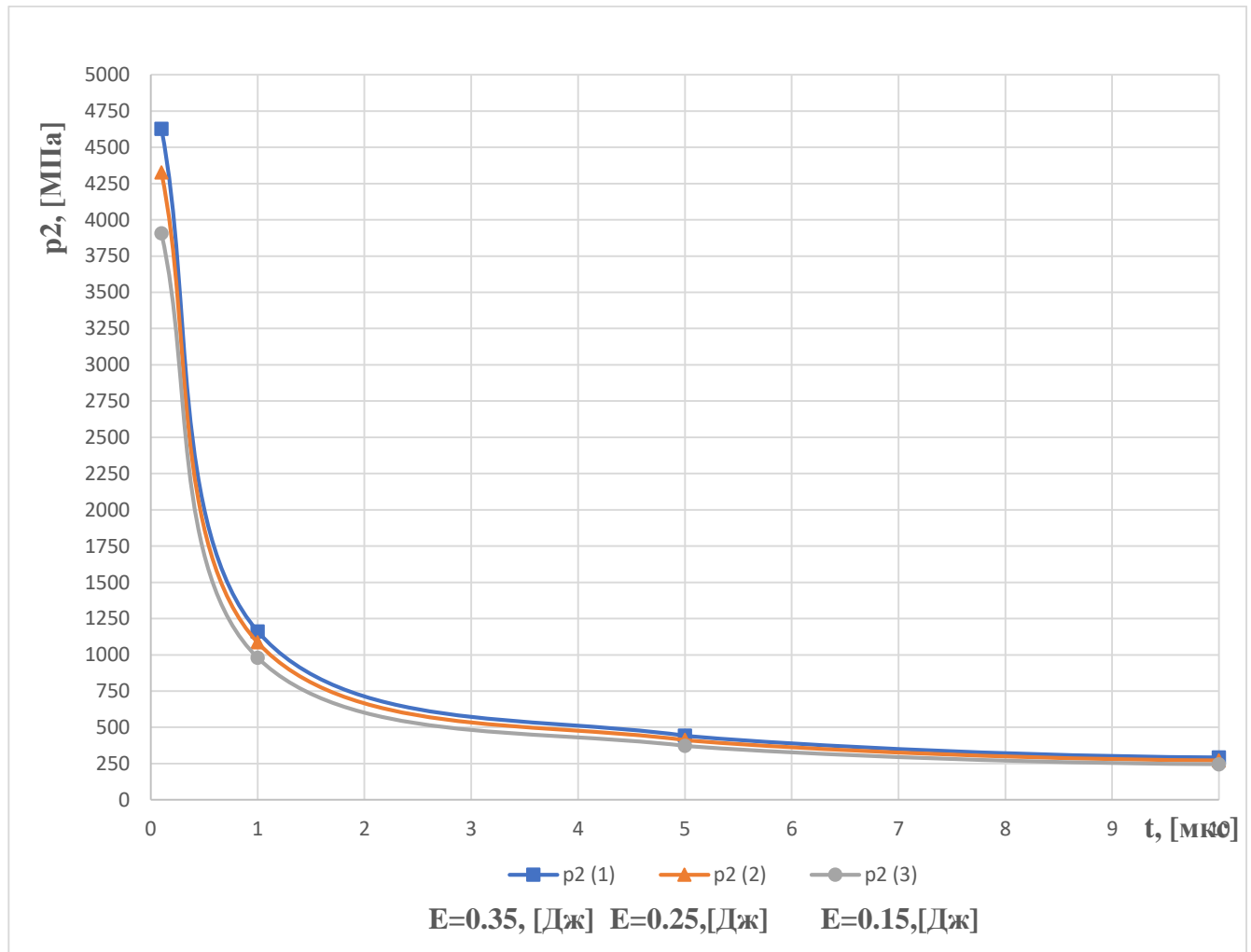


Рисунок 4.7 — График зависимости распространения давления за ударной волной в зависимости от времени, где  $P_2$  — Давление ударной волны, [МПа],  $t$  — время распространение ударной волны [мкс]

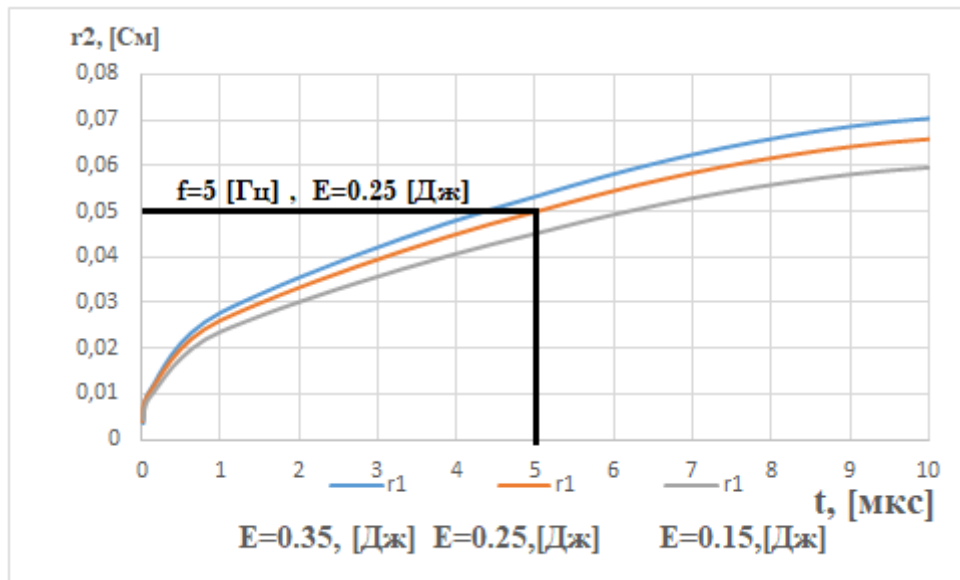


Рисунок 4.8 — Координаты распространения фронта ударной волны, где  $r_2$  — радиус ударной волны [мм],  $t$  — время распространения ударной волны во времени [мкс], горизонтальной линией показана граница зоны упрочнения в эксперименте из рис.4.3, стр.110.

Согласно рисунку 4.8 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. (рисунок 4.6).

В [131] при фотосъемке ударной волны, создаваемой оптическим пробоем на поверхности пластины, было определено, что только небольшая часть энергии 43,2% преобразуется в ударную волну.

Энергия  $E$ , вкладываемая в импульс, используется на нагрев поверхности, преобразуется в ударную волну, в объёмную энергию, обусловленную давлением ударной волны.

Потери вкладываемой энергии лазерного импульса могут быть вследствие:

1. Теплообмена нагретого фронта ударной волны с окружающим газом (атмосферным). Здесь могут быть потери энергии за счёт теплопроводности газа.

Можно утверждать, что эти потери малы за счёт малого времени процесса распространения ударной волны, исчисляемой в несколько микросекунд.

2. Потери энергии за счёт радиационного излучения. Можно обосновать незначительность этих потерь низкими коэффициентами излучательной способности рабочего газа (воздуха).

3. В расчетах (теоретических) мы пренебрегаем вязкостью рабочего газа. Тогда потери энергии за счет конвективного теплообмена также будут отсутствовать. Опять же, за счёт малой продолжительности времени процесса они будут малы.

В уравнении регрессии (3.23) энергия, выделенная в радиусе  $r_2$ , расходуется на нагрев поверхности скальпеля ( $E_{\text{нагр}}$ ), на потенциальную энергию, которая определяется давлением ( $E_p$ ), образованным импульсным оптическим разрядом. Таким образом энергия  $E$ , входящая в уравнение (3.23), состоит из следующих компонентов:

$$E = E_{\text{нагр}} + E_p, \quad (4.8)$$

где  $E = 0,25[\text{Дж}]$  — энергия в одиночном (единичном) импульсе в режиме максимальной микротвердости;

$E_{\text{нагрев}}$  — энергия, затраченная на нагрев поверхности скальпеля [Дж];

$E_p$  — энергия давления на поверхность скальпеля [Дж].

На поверхности скальпеля (рис.4.9) фронт ударной волны полностью затормозится и возникает давление, обусловленное динамической составляющей. Данная энергия  $E_p$ , может быть определена по формуле:

$$E_p = PV, \quad (4.10)$$

где  $V$  — объём сферы с радиусом  $r_2$ , как следует из рис (4.9) давление от ударной волны оказывает воздействие на полусферу. Объём полсферы:  $\frac{V}{2}$

$P$  — давление, соответствующее максимальной микротвердости,  $P_2 = 413$  [Мпа] согласно рисунку (4.7) при времени распространения ударной волны  $t = 5$  [мкс],



соответствует радиусу каверны 0.5 мм рис. 4.8. Радиус ( $r_2$ ) каверны измерялся после воздействия приповерхностным импульсным оптическим разрядом на рабочую кромку скальпеля конфокальным лазерным сканирующим 3D-микроскопе Olympus Lext 4100.



Рисунок 4.9 — Схема упрочнения поверхности скальпеля лазерным импульсным оптическим наносекундным разрядом

Для расчета  $E_p$ , используем формулу (4.10) задавая объем полусферы  $\frac{V}{2}$ ,

где:  $\frac{V}{2} = \frac{2}{3} \cdot \pi \cdot r_2^3$ , где  $r_2$  при  $p=413$  [Мпа] составляет 0,5[мм].

Умножив давление 413[Мпа] на объём полусферы на радиусе  $r_2$ , находим энергию статического давления:

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

$E_{\text{нагр}}$  находим исходя из условия:

$$E_{\text{нагр}} = E - E_p, \quad (4.11)$$

В случае максимальной микротвердости [132]:

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

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

### Выводы по четвёртой главе

Для измерения скорости распространения ударной волны от приповерхностного оптического разряда использовалась скоростная камера Memrecam НХ-4 и шлирен-метод, позволяющий визуализировать движение ударной волны.

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.

При различных энергиях лазерного излучения на основе теории микровзрыва Седова определены давление и координаты ударной волны. 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.

В результате оценки параметров распространения ударной волны на основе теории точечного взрыва, инициированной импульсным оптическим разрядом, выявлено, что в энергию давления ( $E_p$ ) переходит 43,2%, на нагревание поверхности скальпеля тратится 56,8% энергии ( $E_{\text{нагр}}$ ).

## **ГЛАВА 5. РАЗРАБОТКА УСТАНОВКИ ДЛЯ ПРОМЫШЛЕННОГО УПРОЧНЕНИЯ ПОВЕРХНОСТИ МЕДИЦИНСКОГО ИНСТРУМЕНТА ИМПУЛЬСНЫМ ОПТИЧЕСКИМ РАЗРЯДОМ**

### **5.1. Описание установки для упрочнения лазерного инструмента**

Установка рис. 5.1 состоит из транспортной ленты 6, выполненной с возможностью движения, линзы 4 и источника лазерного излучения 1, расположенного над транспортной лентой 6. Транспортная лента 6 установлена, с возможностью работы на основании, которое может быть представлено в виде стоек (не показанных на рис 2.3 ), транспортная лента 6 выполнена с приводом (в виде электродвигателя 2), линза 4 и источник лазерного излучения 1 жестко установлены на стойках базирования (не показаны на чертеже), которые, в свою очередь, установлены жестко на основании, при этом линза 4 расположена ниже источника излучения 1 на расстоянии не менее 25 мм от транспортной ленты 6, источник лазерного излучения 1 расположен на расстоянии не менее 40 мм от линзы 4.

При этом можно использовать практически любой вариант импульсного источника излучения 3, любой подходящий по размерам электрический конвейер непрерывного действия (конвейерная лента) и выпуклую линзу 4.

Промышленная установка для упрочнения поверхности медицинского инструмента функционирует следующим образом:

1. В процессе работы устройства, скальпели 5 располагаются на конвейерной ленте 1 так, что их режущая кромка проходила бы через ось симметрии направления лазерного излучения 3.

2. Включается источник лазерного излучения

3. Включается транспортная лента

4. Полотно транспортной ленты 6 движется в направлении зоны действия излучения, где с определенной частотой, например 20 [Гц] поступают лазерные импульсы, которые фокусируются и концентрируются линзой 4 в области фокуса F.

В результате работы лазерное излучение 3 концентрируется линзой 4 над рабочей кромкой лезвия скальпеля 5, образуя импульсный оптический разряд (ИОР), по природе являющийся плазмой с высокой температурой, так же при излучении возникает ударная волна 7, которая тоже оказывает воздействие на кромку скальпеля 5. В процессе работы транспортной ленты 6, изделия поступают в зону действия излучения 3. Импульсный оптический разряд с частотой 10–20 [Гц], возникает в области фокуса F (например, при длительности единичного импульса лазера 10 [нс] и энергии в импульсе 0,25 [Дж]). При этом образуется низкотемпературная плазма с электронной температурой в ядре, в зоне фокуса с  $T_e = 10^6$  [к]. Часть лазерного излучения проходит через плазму и доходит до обрабатываемой поверхности медицинского инструмента. Лазерное излучение, ударная волна и тепловое воздействие в результате применения оказывают упрочняющие факторы на режущие части скальпелей.

## **5.2. Устройство для упрочнения лазерным оптическим разрядом**

Устройство упрочнения рабочей кромки лезвия хирургических инструментов, характеризующееся тем, что состоит из транспортерной ленты выполненной с возможностью движения, выпуклой линзы и источника лазерного излучения, жестко установленных над транспортной лентой, при этом линза расположена ниже источника излучения, с возможностью фокусировки луча на участки транспортной ленты, а инструмент движется вместе с транспортерной лентой, установленной таким образом, что над лезвием, возникает импульсный оптический разряд, который оказывает на поверхность лезвия термический (в

результате высокой температуры разряда) и механический эффект (в результате действия ударной волны от разряда), и в том числе воздействие энергией лазерного излучения.

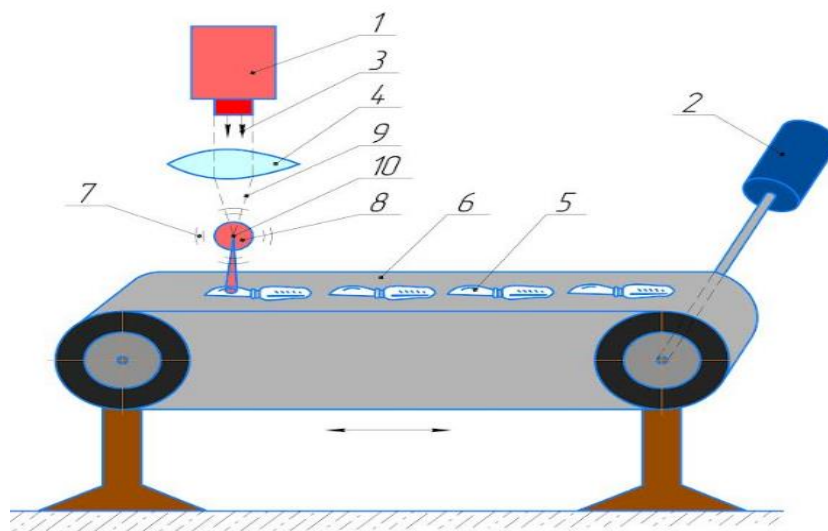


Рисунок 5.1 — Установка для упрочнения медицинского инструмента

На рисунке 5.1. приведен общий вид установки, где цифрами обозначены:

Источник лазерного излучения

- 1 — Источник лазерного излучения;
- 2 — Привод (электродвигатель) транспортерной ленты 6;
- 3 — Луч лазера (излучения) до фокусировки;
- 4 — Линза;
- 5 — Скальпель;
- 6 — Транспортерная лента;
- 7 — Ударная волна;
- 8 — Импульсный оптический разряд;
- 9 — Луч лазера после фокусировки линзой;
- 10 — Область фокуса луча лазера (F).

Данная установка позволяет осуществлять закалку лезвий скальпелей в потоковом режиме. Для достижения этого результата предложено устройство, содержащее транспортерную ленту, выполненную с возможностью движения,

выпуклую линзу и источник лазерного излучения, жестко установленные над транспортной лентой, при этом линза расположена ниже источника излучения, с возможностью фокусировки луча на участки транспортной ленты.

## ОБЩИЕ 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 ( $E_{\text{нагр}}$ ).



## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Косинец В.А. Хирургический инструментарий. Общий и специальный: учебно-методическое пособие / В.А. Косинец, А.В. Комушенко, А.И. Рундо. — Витебск: ВГМУ, 2013. — 81 с.
2. Али Е. Общая структура медицинских инструментов типа скальпель//Е. Али, И.А. Валеев // Sustainable development forum — 2024: сборник статей Международной научно-практической конференции (19 февраля 2024 г.). — Петрозаводск: МЦНП «НОВАЯ НАУКА», 2024. — С.102–105.
3. ГОСТ 21240-89. Скальпели и ножи медицинские. Общие технические требования и методы испытаний - государственный стандарт союза ССР,1990. — 11 с.
4. ГОСТ 30208-94. Инструменты хирургические. Металлические материалы, Нержавеющая сталь. — Минск: Межгосударственный Совет по Стандартизации. Метрологии и Сертификации,1994. — 6 с.
5. Шамирзаев К.Х. Оперативная хирургия: (Учеб. пособие для студ. мед. Ин-тов )/ Н. Х. Шамирзаев, Н.С. Сагдуллаев // .Под ред. Г. Е. Островерхова.—2-е 1 изд. испр. и доп.—Т.: Медицина , 1991.— 352 с.
6. Викторов В.А. Метрологическое обеспечение, испытание и надежность медицинской техники./ В.А. Викторов. — ВНИИМП. 1986. — 132 с.
7. Yixin, Y. Drilling Force and Temperature of Bone by Surgical Drill/ Y.Yixin , W. Chengyong, Q. Zhe , X. Linlin, S. Yuxian , C. Hanyuan // Advanced Materials Research. — 2010, Vol. 126-128. — pp. 779–784.
8. Али Е. Стали применяемые для изготовления медицинских инструментальных материалов//Е. Али, И.А. Валеев, Д.А. Лутова// ТЕОРИИ, ШКОЛЫ И КОНЦЕПЦИИ УСТОЙЧИВОГО РАЗВИТИЯ НАУКИ В СОВРЕМЕННЫХ УСЛОВИЯХ: Сборник статей по итогам Международной

научно-практической конференции (Омск, 15 февраля 2024 г.). — Стерлитамак: АМИ, 2024. — С. 57–58.

9. Цегельник Э.С. Методическое пособие по работе с нержавеющей стали : методическое пособие / Э.С. Цегельник. — Москва: АО «Аксион», 2008. — 58 с.

10. ГОСТ 10994-74. Сплавы прецизионные марки. Министерством черной металлургии СССР, Дата введения 1975.— 18 с.

11. Степанова Т.Ю. Технологии поверхностного упрочнения деталей машин: учебное пособие/ Т.Ю. Степанова — Иваново: Иван. гос. хим.-технол. ун-т, 2009. — 64 с.

12. Лахтин Ю.М. Химико-термическая обработка металлов. Учебное пособие для вузов/ Ю. М. Лахтин, Б. Н. Арзамасов. — М.: Металлургия, 1985 — 256 с.

13. Домокеев А. Г. Строительные материалы. Учебное пособие для вузов/ А. Г. Домокеев. — М.: Высшая школа, 1989 — 495 с.

14. Химико-термическая обработка металлов и сплавов: Справочник/ Г. В. Борисенок, Л. А. Васильев, Л. Г. Ворошнин [и др.]. — М.: Металлургия, 1981. — 424 с.

15. Будилов В.В. Технология ионного азотирования деталей ГТД в тлеющем разряде с полым катодом / В.В. Будилов, К.Н. Рамазанов // Вестник УГАТУ.— Уфа, 2008. № 1(26).— С. 82–87

16. Мохова А.С. Вакуумная комбинированная химико-термическая обработка стали ВКС-10 / Мохова А.С., Смирнов А.Е., Алёхин А.П. // Инженерный вестник— 2015, №12. — С. 1–8.

17. Рукина И.М. Влияние химико - термической обработки на износостойкость конструкционных сталей/И.М. Рукина., Ю.А. Башнин, В.Л. Козлов и др. // МиТОМ. — 1986, №5. — С. 20–23

18. Корягин Ю.Д. Индукционная закалка сталей: учебное пособие / Ю.Д. Корягин, В.И. Филатов.— Челябинск: Изд-во ЮУрГУ, 2006. — 52 с.
19. Александров В.Д. Металловедение: Учебное пособие В.Д. Александров, Д.П. Шашков / /МАДИ (ГТУ). — М , 2004. — 187 с.
20. Заплатин В. Н. Основы материаловедения (металлообработка): учебник для студ. учреждений сред. проф. образования / В. Н. Заплатин, Ю. И. Сапожников, А. В. Дубов и др.. 8-е изд., стер.— М.: Издательский центр «Академия», 2017. — 272 с.
21. Герольд И.В. Повышение долговечности фронтального погрузчика ЗТМ – 216А / И. В. Герольд, Н. Б. Шубина // Научный вестник МГГУ. — 2012. — № 5. — С. 23–27.
22. Зенин Б.С. Современные технологии модифицирования поверхности и нанесения покрытий: Учебное пособие / Б.С. Зенин, Б.Б. Овечкин — Томск, 2008 — 75 с.
23. Кузьмин С.Д. Упрочнение деталей машин и элементов пар трения из коррозионностойких сталей с использованием лазеров последнего поколения: дис. на соиск. учен. степ. канд. техн. наук: 05.16.09/ Кузьмин Станислав Дмитриевич; Московский автомобильно-дорожный государственный технический университет (МАДИ).— Москва, 2017.— 187с.
24. Семенов А. П. Обработка поверхности стали электронным пучком и формирование боридных слоев/ А. П. Семенов, Н.Н. Смирнягина, И.Г. Сизов// трудах 3-го международного симпозиума «Вакуумные технологии и оборудование», Восточно-Сибирский государственный технологический университет г. Улан-Удэ. —1999. — С.101–106.
25. Рыкалин Н.Н. Лазерная и электронно-лучевая обработка материалов: Справочник/ Н.Н. Рыкалин, А.А. Углов, И.В. Зуев, А.Н. Кокора.— М.: Машиностроение, 1985. — 496 с.

26. Somonov V. Investigation of the Technological Possibility of Laser Hardening of Stainless Steel 14Cr17Ni2 to a Deep Depth of the Surface/ V. Somonov, I. Tsibulskiy, R. Mendagaliyev, A.Akhmetov //Metals.— 2022, Vol.12. № 5. — 13 p.
27. Белашова И. С. Исследование кинетики массопереноса при лазерном легировании / И. С. Белашова, Т. В. Тарасова // Научные технологии. — 2007, № 12. — С. 57–62.
28. Голдинов Е.А. Лазерное легирование в судовом машиностроении/ Е.А. Голдинов // Вестник ВГАВТ.— 2006.— С. 27–40.
29. Белашова И.С. Исследование кинетики массопереноса при лазерном легировании конструкционных сталей углеродом и кремнием в режиме оплавления поверхности / И.С. Белашова, Т.В. Тарасова Упрочняющие технологии и покрытия. 2007. № 4. — С.34–38.
30. Кравченко А. И. Лазерная наплавка конструкционных сталей кольцевыми пучками / А. И. Кравченко [и др.] // Материалы, оборудование и ресурсосберегающие технологии: Материалы международной научно-технической конференции. — Могилев: БРУ, 2010. — С. 222–223.
31. Рузанкина Ю. С. Повышение коррозионной стойкости стали при помощи лазерной обработки / Ю. С. Рузанкина, В. А. Парфенов, О. С. Васильев//Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». — 2018, №3. — С. 65–72.
32. Костромин С.В. Влияние скорости лазерной закалки на структуру и свойства стали 30ХГС / С.В. Костромин, И.Р. Шатилов // Научные труды SWorld. — 2013, Т.7. — №3. — С. 44–47.
33. Кирилина А.Н. Повышение эффективности управления процессом лазерного термического упрочнения Лезвийного инструмента на основе математических Моделей: дис. на соиск. учен. степ. канд. техн. наук: 05.13,06/ Кирилина Анастасия Николаевна; Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Владимирский государственный университет — Владимир», 2007.— 157с.

34. Овертон Г. Лазерные рынки развиваются несмотря на «встречные ветры» в глобальной экономике / Г. Овертон, А. Ноджи, Д.А., [и др] // Лазер.информ. — М.: ЛАС, 2013. — № 3 (498).— С. 1–8.
35. Межевов В.С. Обработка материалов с помощью мощных волоконных лазеров / В.С. Межевов, В.Н. Петровский // РИТМ машиностроения, 2008. — №4(34).— С.49–50.
36. Тимофеева Н. Ю., Лазерная химико-термическая обработка - способ защиты от электрохимической коррозии/ Н. Ю. Тимофеева, Г. Ю. Тимофеева, А. В. Косачев // Современные материалы, техника и технологии.— 2015, №. 2 (2).— С. 163–167.
37. Рыкалин Н.Н. Лазерная и электронно-лучевая обработка материалов / Н.Н. Рыкалин, И.В. Зуев, А.А. Углов, А.Н. Кокора.— М.: Машиностроение, 1985 — 496 с.
38. Martinovs A. Laser hardening process optimization using FEM/ A. Martinovs, S. Polukoshko, E. Zaicevs, R. Revalds //Engineering for rural development.— 2020.— С. 1500–1508.
39. Аполлонов В.В. Применение импульсно-периодического режима для повышения эффективности лазерной обработки/ В.В. Аполлонов, О.Г. Девоино, А.С. Калининский //Наука и техника.— 2014, №. 4.— С. 37 – 41.
40. Кочергин С.А. Особенности формирования единичной лунки при воздействии импульса лазерного излучения на материал/ С.А. Кочергин, Ю.А. Моргунов, Б.П. Саушкин//Упрочняющие технологии и покрытия. — 2015, № 12. — С. 37 – 41.
41. Горынин В. И. Влияние неизотермических диффузионных процессов на свойства и структуру конструкционных сталей при лазерном упрочнении без оплавления поверхности/ В. И. Горынин, В. О. Попов//Вопросы материаловедения — 2008, № 4(56).— С.12 –17.

42. Бирюков В. Лазерное упрочнение и легирование сталей / В. Бирюков // Технологическое оборудование и технологии, Фотоника. — 2011, №3.— С. 34–37.
43. Кремнев Л.С. Упрочнение рабочих поверхностей плоскопараллельных концевых мер длины лазерным излучением / Л.С. Кремнев, О.В. Владимирова, Т.Г. Сагадеева и др. // ФиХОМ.— 1985, №3.— С. 13–16.
44. Берштейна М. Л. Металловедение и термическая обработка стали: методы испытаний и исследованная / М. Л. Берштейна, А. Г. Рахштадта.— М.: Металлургия, 1991.— 304 с.
45. Wei X. Laser–Chemical Surface Treatment for Enhanced Anti-Corrosion and Antibacterial Properties of Magnesium Alloy/ X. Wei, J. Fu, C. Liu, L. Li, H. Wang, M. Zhang, Z. Ge, T. Zhang, Q. Wang // Coatings.— 2024, №14 (287).— 16 с.
46. Alwahib A. A. Corrosion resistance enhancement by laser and reduced graphene oxide-based nano-silver for 1050 aluminum alloy/ A. A. Alwahib, W. H. Muttlak, B. S. Mahdi, A. Z. Mohammed // Surfaces and Interfaces.— 2020, Vol. 20.
47. Meng L. Femtosecond Laser Treatment for Improving the Corrosion Resistance of Selective Laser Melted 17-4PH Stainless Steel/ L/ Meng, J. Long, H. Yang, W. Shen, C. Li, C. Yang, M. Wang, J. Li//Micromachines (Basel).— 2022, №13(7).— 16 с.
48. Волков М.В. Применение волоконного лазера для закалки резьбовых соединений с целью повышения их износостойкости/ М.В.Волков, А.А.Кишалов, В.Ю. Храмов // Изв. Вузов. Приборостроение. — 2014, Т. 57. — № 6. —С. 68–72.
49. Шагров М.Н. Упрочнение твёрдых сплавов для повышения износостойкости режущего инструмента / М.Н. Шагров, В.Г. Копченков // Известия Самарского научного центра Российской академии наук. — 2011, Т. 13, — №4 (3).— С. 1258–1260.
50. Любченко А.Л. Повышение износостойкости стальных поверхностей путем лазерной обработки / Любченко А. Л., Липовецкий Л. С. // Вестник

Харьковского национального автомобильно-дорожного университета. — 2006, №33. — С. 35–37.

51. Великих В.С. Влияние лазерной закалки на механические свойства стали 45 с различной предварительной обработкой / В.С. Великих, В.С. Картавец, А.В. Романенко // *ФиХОМ*. — 1984, №2, — С. 12–17.

52. Гаврилов Г.Н. Лазерные технологии повышения стойкости прокатных валков / Г. Н. Гаврилов, С. В. Костромин, А. Б. Калинин, В. Н. Пейганович, Д.Ю. Ермаков // *Современные проблемы науки и образования*. — 2013, Т. 4 . — С. 1–8.

53. Гилев В.Г. Особенности лазерной закалки кольцевых выступов из псевдосплава сталь-медь / В.Г. Гилев, Н. В. Безматерных, Е.А. Морозов, Е.С. Русин // *Известия Самарского научного центра Российской академии наук*. — 2014, Т.16.— № 4–1. — С. 179–186.

54. Putatunda S.K. Influence of laser hardening on mechanical properties of a low alloy steel / S. K. Putatunda, M. Nambiar, N. Clark // *Surface Engineering*.— 1997, №13.— pp. 13–18.

55. Дощечкина И.В. Условия лазерной обработки для получения максимальной твердости поверхности среднеуглеродистых сталей / И.В. Дощечкина // *Вестник ХНАДУ*. — 2008, Вып. 42. — С. 52–54.

56. Великих В.С. Влияние лазерной закалки на механические свойства стали 45 / В.С. Великих, В.П. Гончаренко, А.В. Романенко, В.П. Квядас // *ФиХОМ*. — 1983, №3. — С. 21–23.

57. Магин Д.Ю. Исследование структуры и свойств высокопрочной теплостойкой стали после объемной термической обработки и лазерного поверхностного упрочнения / Д.Ю. Магин, С.В. Костромин // *Труды Нижегородского государственного технического университета им. Р.Е. Алексеева*. — 2013, № 4(101).— С. 256–261.

58. Костюк Г.И. Лазерное упрочнение легированных сталей / Г.И. Костюк, Н.В. Руденко // Технология производства летательных аппаратов. — 2012, С. 23–27.
59. Макаров А.В. Влияние лазерной закалки и последующей термической обработки на структуру и износостойкость цементированной стали 20ХН3А / А.В. Макаров, Л.Г. Коршунов, И. Ю. Малыгина, А. Л. Осинцева // Физика металлов и материаловедение. — 2007, Т. 103, №5. — С. 536–548.
60. Коваленко В.С. Лазерная технология: учеб. / В.С. Коваленко. — Киев: Выш. шк. Головное изд-во, 1989. — 280 с.
61. Кашкин В.Н. Лмorfизация металлических сплавов при лазерном воздействии / В.Н. Кашкин, Г.С. Жданов, Л.И. Миркин // Доклады АН СССР. — 1979, Т.249. — № 5. — С. 1118–1120
62. Ширяев А.А., Влияние лазерного ударного упрочнения на параметры поверхностного слоя лопаток компрессора газотурбинного двигателя из титанового сплава/ А.А. Ширяев, И.Г. Габов, А.С. Миленин // Вестник пнпу. Машиностроение, материаловедение Т. 26, № 1, 2024. — С. 66–73.
63. Артющкин Н. В. Технологические применения мощных лазеров / Н. В. Артющкин, В. Г. Соколов // Лазерно-оптические системы и технологии. — 2009, С. 24–32.
64. Разоренов С.В., Сопротивление динамическому деформированию и разрушению тантала с различной зеренной и дефектной структурой/С. В. Разоренов, С.В. Разоренов, Г.И. Канель , Г.В. Гаркушин, О.Н. Игнатова // Физика твердого тела, 2012. — Т. 54, вып. 4. — С. 742–749.
65. Обработка металлов взрывом : учебное пособие / А. В. Крупин, В. Я. Соловьев, Г.С. Попов, М. Р. Кръстев. — М.: Металлургия, 1991. — 496 с.
66. Дерибас А. А. Физика упрочнения и сварки взрывом : учебник / А. А. Дерибас. Физика упрочнения и сварки взрывом. Изд. 2-е, доп. и перераб. — Новосибирск: Наука, 1980. — 220 с.



67. Бодренко С. И. Исследование распространения ударных волн в пористых материалах / С. И. Бодренко, Ю. А. Крысанов, С. А. Новиков // ПМТФ.— 1979, № 6.— С.140–144.
68. Райнхарт Дж.С. Взрывная обработка металлов : монография / Райнхарт Дж. С., Пирсон Дж. ; пер. с англ. Ленский В. С. — М.: Мир, 1966. — 390 с.
69. Хартман К.Х. Влияние ударного нагружения на структуру металлов / К.Х. Хартман, Х.Д. Кунце, Л.В. Мейер // Ударные волны и явления высокоскоростной деформации металлов. / Под. ред. Мейерса М.А. и Мурра Л.Е. (пер. с англ.). — М.: Металлургия, 1984.— С. 276–282.
70. Эпштейн Г.Н. Строение металлов, деформированных взрывом : монография/ Г.Н. Эпштейн. 2-е изд., перераб. и доп. — М. Металлургия, 1988. — 280 с.
71. Цимбал А.Л. Лазерное ударное упрочнение. Обзор [Электронный ресурс] / А.Л. Цимбал // СПбГУ ИТМО, 2010. URL: [https://marbo.spb.ru/images/articles/Lazernoye\\_udarnoye\\_uprochnenie.%20Obzor.pdf](https://marbo.spb.ru/images/articles/Lazernoye_udarnoye_uprochnenie.%20Obzor.pdf) . (Дата обращения: 12.12.2023)
72. William M.S., Laser Material Processing/ M. S William, M., London Limited, 2010. — 567 p.
73. Laurent J. Prediction of Weld Joint Shape and Dimensions in Laser Welding Using a 3D Modeling and Experimental Validation Materials Sciences and Applications / Laurent Jacques, Abderrazak El Ouafi// University of Quebec at Rimouski, Rimouski, Canada.— 2017, pp. 1–17.
74. Geiger M. A 3D transient model of keyhole and melt pool dynamics in laser beam welding applied to the joining of zinc coated sheets / M. Geiger, H. Leitz, H. Koch, A. Otto// German Academic Society for Production Engineering (WGP).— 2009, pp. 1–11.

75. Shengyong P. A three-dimensional sharp interface model for self-consistent keyhole and weld pool dynamics in deep penetration laser welding / P Shengyong, C Liliang, Z Jianxin, Y Yajun and C Tao . // Journal of Physics D: Applied Physics.— 2010, pp. 1–16.
76. Лисенков В.В. Численное моделирование воздействия излучения импульсного CO<sub>2</sub> лазера на мишень из тугоплавких оксидов / В.В Лисенков, В.В Осипов // Оптика и атмосферы и океана.— 2012, Вып.25.— №3. — С. 216–220.
77. Andreas O. Multiphysical simulation of laser material processing/ O. Andreas , K Holger, G.V Rodrigo // Physics Procedia.— 2012, Vol. 39 — pp. 843–852.
78. Saldi Z.S. Effect of enhanced heat and mass transport and flow reversal during cool down on weld pool shapes in laser spot welding of steel / Z.S. Saldi a, A. Kidess, S. Kenjereš, C. Zhao, I.M. Richardson, C.R. Kleijn // International Journal of Heat and Mass Transfer. — 2013 — pp. 1–11.
79. Fritz L. Numerical simulation of the weld pool dynamics during pulsed laser welding using adapted heat source models / Fritz L., Ahtoni A., Michael R., Kai H., // Federal Institute for Material Research and Testing. — 2018. — pp. 679–682.
80. Andreas O., Towards a Universal Numerical Simulation Model for Laser Material Processing / O. Andreas, S. Michael// University of Erlangen-Nuremberg, in Physics Procedia.— 2010, №5.— pp. 35–46.
81. Васильцов В.В. Послойная лазерная наплавка металлических порошков: аналитическая теория и эксперимент / В.В. Васильцов , М.Г. Галушкин , И.Н. Ильичев , А.И. Мисюров , В.Я. Панченко // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. “Машиностроение”.— 2012. — С. 69–74.
82. Vladyslav K. Computational-Experimental Method for Determining the Parameters of Laser Melting Process Conditions / K. Vladyslav// in Nauka ta innovacii. — 2012. — pp. 5–16.

83. Булгаков А. В. Тепловая модель импульсной лазерной абляции в условиях образования и нагрева плазмы, поглощающей излучение/ А. В. Булгаков, Н. М. Булгакова // Квантовая электроника. — 1999, том 27, №2 — С. 154–158.
84. Лисенков В.В. Численное моделирование излучения импульсного СО<sub>2</sub>-лазера на мишень из тугоплавких оксидов / В.В. Лисенков, В.В. Осипов // Оптика атмосферы и океана.— 2012. — С. 216–220.
85. Ковалев О. Б. Моделирование формы свободной поверхности при лазерной резке металлов. 2. Модель многократного отражения и поглощения излучения / О. Б. Ковалев, А. В. Зайцев // прикладная механика и техническая физика. — 2005, Т. 46.— №1.—С. 16–20.
86. Robert F. Analytical solution for heat conduction due to a moving Gaussian heat flux with piecewise constant parameters / Robert F., Anders S, Stig L. // Mathematical Sciences, Chalmers University of Technology. Sweden.— 2019.— pp. 227–240.
87. Li BA. thermo-metallurgical-mechanical model forselective laser melting of Ti6Al4V / Li B.; Zhou K.; Tan P.; Shen F. // Materials. — Design, 2019. pp. 1–14.
88. Dantzig J.A. In Modeling of casting and welding processes / J.A. Dantzig, J.T. Berrg // Department of materials Science and Engineering massachusetts institute of technology Cambridge. AIME. New York.—1984.— pp. 1–5.
89. Малюков С.П. Моделирование процесса лазерного отжига структуры «кремний-стекловидный диэлектрик»/ С.П. Малюков, И.В. Куликова, Г.В. Калашников // Известия ЮФУ. Технические науки. — 2011.— С. 182–188.
90. William M. Laser Material Processing: Textbook / M. William, M. Jyotirmoy // Springer-Verlag London Limited.— 2010.— 577 p.
91. Куликова И.В. Моделирование теплового воздействия лазерного излучения на биологические ткани / И.В. Куликова, С.П. Малюков, С.А. Бростилов// фундаментальные исследования.— №11, 2012.— С. 425–429.

92. Dowden J.M. 'The Mathematics of Thermal Modeling: An Introduction to the Theory of Laser Material Processing / J.M. Dowden // Chapman Hall/CRC, Boca Raton- Florida. — 2001.— 304 p.
93. Кархин В.А. Основы теплопередачи при сварке и пайке: Учебное пособие / В.А. Кархин //Санкт-петербургский государственный политехнический университет.— 2011. — 95 с.
94. Бровер Г.И. Упрочнение поверхности концентрированными потоками энергии: учебное пособие/ Г.И. Бровер, А.В. Бровер— Ростов-на-Дону:ДГТУ, 2014. — 211 с.
95. Митакина, В.А. Использование стали при изготовлении медицинских инструментов. /В.А. Митакина.// [Электронный ресурс]. – Режим доступа: URL: <https://s.econf.rae.ru/pdf/2017/12/6692.pdf> (Дата обращения 12.07.2023). — 10 с.
96. Yugov, V.I. Hardening of structural steel using a multichannel CO2 laser/V.I. Yugov, L.E. Afanasyeva, I.A. Barabonova and others // Letters on materials.— 2017, №7(1). — pp. 8–11.
97. Jong-Hyun Hwang. Laser Surface Hardening of Gray Cast Iron Used for Piston Ring. / Jong-Hyun Hwang, Yun-Sig Lee, Dae-Young Kim, Joon-Geun Youn. // Journal of Materials Engineering and Performance. — 2002, Vol. 11(3). — P. 293–300.
98. Rana J. Experimental studies on the microstructure and hardness of laser-treated steel specimens. / J. Rana, G.L. Goswami, S.K. Jha, P.K. Mishra, B.V.S.S.S. Prasad // – Optics - Laser Technology. — 2007, Vol. 39. — P. 385–393.
99. Способ лазерного легирования и наплавки. / [Электронный ресурс]. – Режим доступа: URL: <https://findpatent.ru/patent/174/1743770.html> (Дата обращения 12.07.2023).
100. Аракелян С.М. Лазерное наноструктурирование материалов: методы реализации и диагностики : учеб. пособие / С.М. Аракелян В.Г. Прокошев, Д.В. Абрамов, А.О. Кучерик// Владим. гос. ун-т. — Владимир : Изд-во Владим. гос. ун-та, 2010. — 140 с.

101. Васин В.А. устройство для лазерного упрочнения режущих кромок пластинчатого инструмента. / [Электронный ресурс]. — Режим доступа: URL: <https://elibrary.ru/item.asp?id=38099577> (Дата обращения 12.07.2023).

102. Патент № RU 2 104 136 C1. Устройство для лазерного упрочнения режущих кромок пластинчатого инструмента № 96119428/02 : заявл. 27.09.1996: опубл. 10.02.1998. В.А. Васин, В.А.Невровский, Л.Л. Сухих, В.М. Рубан; заявитель, патентобладатель Дальневост. В.А. Васин, В.А.Невровский, Л.Л. Сухих, В.М. Рубан / [Электронный ресурс]. — Режим доступа [https://rusneb.ru/catalog/000224\\_000128\\_0002104136\\_19980210\\_C1\\_RU/](https://rusneb.ru/catalog/000224_000128_0002104136_19980210_C1_RU/)

103. Али Е. Лазерное упрочнение поверхности медицинского инструмента/Е. Али, А. Г. Саттаров, А В. Сочнев// КИП. ОМД №8.— 2023.— С. 34–42.

104. Volodymyr Korzhyk. Theory and Practice of Plasma-Detonation Technology of Surface Hardening Metal Products: monograph / V. Korzhyk, Yu. Tyurin, O. Kolisnichenko. // Kharkiv: Pc technology center. — 2021. — 244 p.

105. ГОСТ 2999-75. Металлы и сплавы. Метод измерения твердости по Виккерсу. Государственный комитет ССР по стандартам.—Москва, 1975. — 31 с.

106. ГОСТ 5632-2014. Легированные нержавеющие стали и сплавы коррозионно-стойкие, жаростойкие и жаропрочные. Марки. Стандартиформ.—Москва, 2015. — 54 с.

107. Григоренко Г. М. Свойства сталей типа x13, легированных азотом/ Г. М. Григоренко, Ю. М. Помарин, В. В. Лакомский, В. Ю. Орловский, И. И. Алексеенко// Современная электрометаллургия. — 2010, № 4. — С. 26–29.

108. Али Е. Лазерный импульсный наносекундный оптический разряд в воздухе/ Е. Али, И.А. Валеев, Е.М. Репина, Р.Д Рахматуллина// сборник статей Международной научно-практической конференции (5 мая 2023 г., г. Киров). — Уфа: Аэтерна, 2023. – С. 20–23.

109. Саттаров А.Г. Исследование внутрикамерных процессов в энергетических установках на основе оптического разряда /А.Г.Саттаров и др.// Вестник Казанского государственного технического университета им. А.Н. Туполева. — 2009, № 3.— С. 35–39.

110. Али Е. Упрочнения поверхности медицинских инструментов (скальпель) на основании применения методов лазерного упрочнения/ Али Е, Саттаров А.Г.// здоровье человека в XXI веке. Качество жизни. XV Всероссийская научно практическая конференция с международным участием: Сборник научных статей. Казань, 16-17 марта 2023 г. /Под общей редакцией профессора С.С. Ксембаева.— Казань: ИД «МеДДоК», 2023. — С. 154–156.

111. Али Е. Упрочнение поверхности углеродистой стали 50х14мф медицинского инструмента (скальпеля) лазерной установкой lq529/ Е. Али, А.Г. Саттаров, Е.М.Репина// Наукосфера. — 2023, №7 (2).— С. 136–139.

112. ГОСТ 9450-76. Измерение микротвердости вдавливанием алмазных наконечников.— Москва.: Издательство стандартов, 1977. — 35 с.

113. Калина Б. А. Физическое материаловедение: Учебник для вузов./Под общей ред. Б.А. Калина. — М.: МИФИ, 2008. — 696 с.

114. Барабашук, В. И. Планирование эксперимента в технике / В. И. Барабашук, Б. П. Креденцер, В. И. Мирошниченко. – Киев: Техника, 1984. – 200 с.

115. Кацев П. Г. Статистические методы исследования режущего инструмента: учебное пособие / П. Г. Кацев -Изд. 2-е, перераб. и доп. — М.: «Машиностроение», 1974.— 231 с.

116. Басыров И.З. повышение работоспособности медицинских инструментов на основе импульсной магнитной обработки: дис. на соиск. учен. степ. канд. техн. наук: 05.03.01/ И.З. Басыров // Ивановский государственный энергетический университет.— Иваново, 2003. — 201 с.

117. Холодов В.И. Планирование экспериментов в гидробиологических исследованиях: учебное пособие / В.И Холодов. — Симферополь: Н. Оріанда, 2016. — 196 с.

118. Налимов В.В. Статистические методы планирования экстремальных экспериментов: Издательство «наука» главная редакция физико-математической литературы/ В.В. Налимов, Н.А. Чернова. — москва, 1965. — 341 с.

119. Петров П.К. Математико-статистическая обработка и графическое представление результатов педагогических исследований с использованием информационных технологий: учеб. пособие / П.К. Петров, Изд-во «Удмуртский университет».— Ижевск, 2013. — 179 с.

120. Новик Ф.С. Оптимизация процессов технологии металлов методами планирования экспериментов: учебное пособие / Ф.С.Новик, Я.Б. Арсов.— М.: Машиностроение, 1980.— 304 с.

121. Ильин В. А. Основы математического анализа / в. А. Ильин, Э.Г. Позняк // В 2-х ч. Часть I: Учеб.: Для вузов. —7-е изд. —М.: ФИЗМАТЛИТ, 2005. —648 с. —(Курс высшей математики и математической физики). —ISBN5-9221-0536-1.

122. Али Е. Упрочнение поверхности медицинского инструмента лазерным импульсным оптическим разрядом с применением методов математического планирования эксперимента. Саттаров А.Г. Упрочнение поверхности медицинского инструмента// Е.Али, А.Г. Саттаров , А.В. Сочнев, И.А. Валеев // Упрочняющие технологии и покрытия. — 2023, Том 19, № 12. — С. 573–576.

123. Али Е. Повышение прочности медицинской стали при обработке лазером/ Е.Али, А.Г. Саттаров, А.В. Сочнев// Вестник Томского государственного университета. Химия. — 2023, № 32. — С. 164–171.

124. Гортышов, Ю.Ф. Теория и техника теплофизического эксперимента. Учеб пособие для вузов/ Ю.Ф.Гортышов, Ф.Н.Дресвянников, Н.С.Идиатуллин/.— М.: Энергоатомиздат, 1985. — 360 с.
125. Koichi M. Energy conversion and momentum coupling of the sub-kJ laser ablation of aluminum in air atmosphere / M. Koichi, M. Ryo, S. Kohei // Journal of applied physics.— 2015. — 118 p.
126. Ahmad M. R. A new perspective of ablative pulsed laser propulsion: Study on different morphologies of nano-structured ZnO / M. R. Ahmad, Y. Jamil, H. Saeed, T. Hussain // Physics Letters. IOP Publishing. — 2015.
127. Денисенко К. А. Низкопороговый оптический пробой на поверхности твердых тел: магистерская диссертация / К. А. Денисенко; Национальный исследовательский Томский политехнический университет (ТПУ), Инженерная школа новых производственных технологий (ИШНПТ), Отделение материаловедения (ОМ); науч. рук. В. И. Олешко. — Томск, 2018. — С. 144–145
128. Мацак И.С. Метод и экспериментальная установка для прецизионного измерения характеристик широкоапертурных пучков непрерывного лазерного излучения: дис. канд. техн. наук: 01.04.01. — М., 2019. — 153 с.
129. Климков Ю.М. Взаимодействие лазерного излучения с веществом/ Ю.М. Климков, В.С. Майоров, М.В. Хорошев//: учебное пособие. — М.: МИИГАиК, 2014.— 108 с
130. Седов Л.И. Методы подобия и размерности в механике.— М.: Изд-во «Наука», 1981. — 447 с.
131. Porneala C. Time-resolved dynamics of nanosecond laser-induced phase explosion /C. Porneala, D. Willis // Journal of applied physics.— 2009, Vol.42, № 15. 2009.— pp. 155–503.
132. Али Е. Исследование факторов, влияющих на микротвердость медицинской инструментальной стали/ Али Е., Саттаров А.Г., Сочнев А.В., Зиганшин Б.Р.// Сварка и Диагностика. 2024. No 4,с31-35,ВАК.





УТВЕРЖДАЮ

Проректор по учебной работа

/ Султанова Д.Ш.

О внедрении (использовании) результатов научно-исследовательской работы  
(диссертационного исследования) в учебный процесс.

Результаты диссертационного исследования Али Едрес Абдулвахаб Салех по теме «Упрочнение режущей кромки медицинского инструмента приповерхностным наносекундным импульсным лазерным оптическим разрядом», выполненного на кафедре Медицинской инженерии (МИ) под руководством д.т.н. профессора Саттарова А.Г., внедрены в учебный процесс на основании решения, принятого на заседании кафедры (протокол № 18 от 28.06.2024г).

Материалы Диссертационной работы использовались при подготовке бакалавров и магистров по направлению 12.03.04 и 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» в дисциплинах «Материалы в приборостроении», «Технологии материалов в приборостроении» «Конструкционные и биоматериалы», а также для выполнения курсовых и дипломных работ.

Заведующий кафедрой МИ

/ Мусин И.Н.

Соискатель ученой степени

/ Али Е.

Начальник методического отдела  
учебно-методического управления

доцент, д.т.н.

/ Лутфуллина Г.Г.

Научный руководитель

профессор, д.т.н.

/ Саттаров А.Г.