

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ  
федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего образования  
«Тольяттинский государственный университет»

Институт машиностроения

(наименование института)

Нанотехнологии, материаловедение и механика

(наименование кафедры)

22.03.01 Материаловедение и технологии материалов

(код и наименование направления подготовки / специальности)

Современные материалы и технологии их производства

(направленность (профиль) / специализация)

## ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА (БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА)

на тему Влияние РКУП на прочность медицинских пластин для костного  
остеосинтеза из титанового сплава Grade-4 при одноосном растяжении

Обучающийся

А.Ф. Соловьева

(И.О. Фамилия)

(личная подпись)

Руководитель

к.т.н, доцент, М.Н. Тюрков

(ученая степень, звание, И.О. Фамилия)

Тольятти 2024

## Аннотация

Название дипломной работы: «Влияние РКУП на прочность медицинских пластин для костного остеосинтеза из титанового сплава Grade-4 при одноосном растяжении».

Выпускная квалификационная работа состоит из: 49 страниц, 15 рисунков, 6 таблиц, списка 31 источника, в том числе 6 источников на иностранном языке.

По ходу работы были выбраны методики исследования и проведены испытания, в основе которых лежат механизмы влияния РКУП на прочность пластин, применяемые для остеосинтеза, из титанового сплава Grade-4.

В результате проведенного исследования было выявлено, что применение метода РКУП значительно повышает прочность медицинских пластин из титанового сплава Grade-4 для костного остеосинтеза при одноосном растяжении. Этот метод обработки материала способствует улучшению механических свойств изделий и повышению устойчивости к нагрузкам.

В заключение следует отметить, что результаты исследования свидетельствуют о высокой эффективности применения РКУП для улучшения качества и надежности медицинских пластин из титанового сплава Grade-4, предназначенных для костного остеосинтеза.

## **Abstract**

The title of the thesis: “The influence of ECAP on the strength of medical plates for bone osteosynthesis made from titanium alloy Grade-4 under uniaxial tension.”

The final qualifying work consists of: 49 pages, 15 figures, 6 tables, a list of 32 sources, including 6 sources in a foreign language.

The thesis can be divided into several interrelated parts, such as the study of materials used in osteosynthesis, the construction of test methods and selection of equipment, as well as the test results themselves and the conclusion.

In the course of the work, methods were selected and tests were carried out, on the basis of which the mechanism of influence of ECAP on the strength of osteosynthesis plates made of titanium alloy Grade-4 was identified.

As a result of the study, it was revealed that the use of the ECAP method significantly increases the strength of medical plates made of titanium alloy Grade-4 for bone osteosynthesis under uniaxial tension. This method of material processing helps to improve the mechanical properties of products and increase resistance to loads.

In conclusion, it should be noted that the results of the study indicate the high efficiency of using ECAP to improve the quality and reliability of medical plates made of titanium alloy Grade-4 intended for bone osteosynthesis.

## Содержание

Введение .....	5
1 Аналитический обзор. Медицинские изделия, применяемые для костного остеосинтеза, и материалы для их изготовления .....	6
1.1 Операции по остеосинтезу .....	6
1.2 Требования к медицинским пластинам для костного остеосинтеза ...	10
1.3 Материалы для изготовления медицинских пластин для костного остеосинтеза и требования к ним .....	12
1.3.1 Нержавеющая сталь .....	13
1.3.2 Магниевого сплавы .....	15
1.3.3 Кобальтовые сплавы .....	16
1.3.4 Полимерные материалы .....	17
1.3.5 Титановые сплавы .....	19
2 Методы и методики, применяемые в работе .....	22
2.1 Описание метода РКУП .....	22
2.2 Методика определения прочностных свойств материала при одноосном растяжении .....	27
2.3 Исследование структуры методами оптической микроскопии (микроанализ) .....	34
3 Результаты исследования .....	39
Заключение .....	44
Список используемой литературы и используемых источников .....	44

## Введение

В свете постоянного развития медицинской технологии и улучшения методов лечения травм и заболеваний, важным направлением становится использование современных медицинских изделий для костного остеосинтеза. Такие изделия играют ключевую роль, обеспечивая пациентам быстрое и эффективное восстановление функции опорно-двигательного аппарата. Поэтому важно рассмотреть аналитический обзор медицинских изделий, применяемых для костного остеосинтеза, и материалов, используемых для их изготовления. В особенности мы исследуем медицинские пластины для костного остеосинтеза из титанового сплава Grade-4, которые широко применяются в хирургии для фиксации костей во время заживления. Прочность и устойчивость этих пластин к механическим нагрузкам играют ключевую роль в процессе заживления и восстановления функций тканей.

Исследования показывают, что прочность медицинских пластин из титанового сплава Grade-4 при одноосном растяжении зависит от различных факторов, включая структуру материала, температурные условия, скорость деформации и т.д. РКУП позволяет оценить поведение материала при динамических нагрузках и определить его устойчивость к разрушению.

Используя метод РКУП, исследователи могут определить критические точки разрушения медицинских пластин из титанового сплава Grade-4 и предложить способы улучшения их прочностных характеристик. Например, можно провести оптимизацию структуры материала, изменить температурные условия или использовать специальные покрытия, которые повысят его устойчивость к динамическим нагрузкам.

В связи с этим данная работа направлена на изучение влияния РКУП на прочность медицинских пластин для костного остеосинтеза из титанового сплава Grade-4 при одноосном растяжении.

# **1 Аналитический обзор. Медицинские изделия, применяемые для костного остеосинтеза, и материалы для их изготовления**

## **1.1 Операции по остеосинтезу**

Остеосинтез - это хирургический метод восстановления костей, при котором костные отломки позиционируются и фиксируются для предотвращения их подвижности. Обеспечение стабильного положения отломков и стабилизация зоны перелома до полного сращения – это является главной целью операции по остеосинтезу.

Для соединения костей и имплантатов используют штифты, гвозди, винты, спицы, но они должны быть изготовлены из материалов с биологической, химической и физической совместимостью.

В зависимости от расположения фиксатора можно выделить следующие типы остеосинтеза:

- чрескостный остеосинтез;
- надкостный остеосинтез;
- внутрикостный остеосинтез;
- комбинированный погружной остеосинтез.

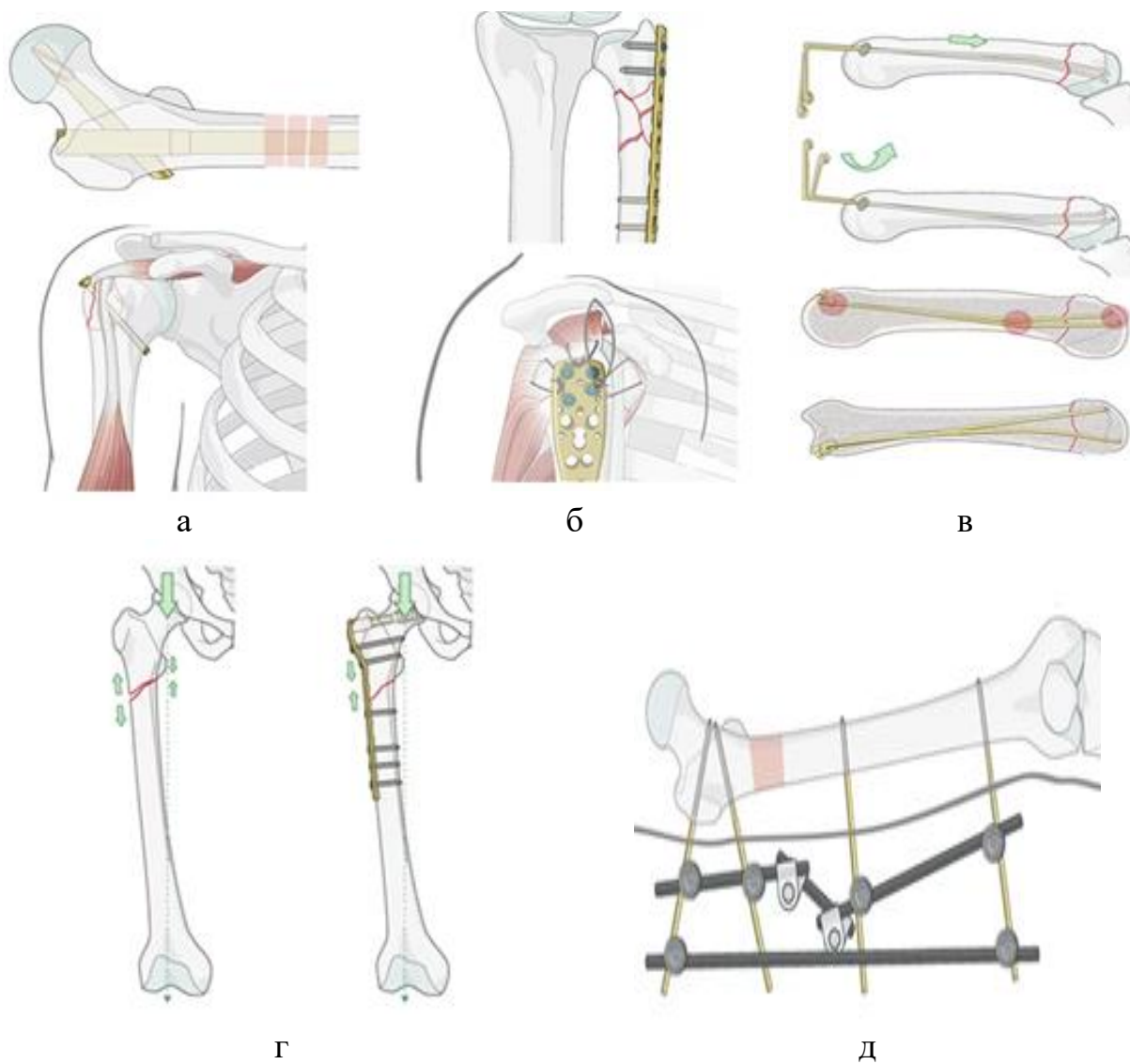
В зависимости от конкретных условий перелома и целей лечения специалисты также выделяют погружной и чрескожный тип остеосинтеза костных тканей.

Погружной (внутренний) остеосинтез - это способ восстановления переломов путем использования различных имплантатов, которые фиксируются внутри организма. Эти имплантаты могут быть в виде штифтов, пластин, винтов, спиц или проволоки. В данном методе фиксирующие элементы помещают непосредственно в область перелома.

Чрескожный остеосинтез – это метод, в котором на поврежденную кость устанавливают дистракционно-компрессионный аппарат,

обеспечивающий неподвижность поврежденной области. Отломки фиксируются через кожу, а сам аппарат остается снаружи [9].

Схематика видов остеосинтеза представлена на рисунке 1:



а – внутрикостный, б – надкостный, в – чрескостный, г – погружной,  
д – чрескожный

Рисунок 1 – Виды остеосинтеза по расположению фиксаторов

Нельзя не отметить, что в современной медицинской практике наблюдается постоянное развитие новых методов лечения и восстановления костей в случае переломов. Один из современных технологических подходов,

отличающихся от традиционных методов остеосинтеза, - это ультразвуковой остеосинтез.

Ультразвуковой остеосинтез представляет собой метод лечения костных травм и переломов с использованием ультразвуковой терапии для стимуляции заживления костной ткани и ускорения процесса остеосинтеза. Этот инновационный подход к лечению переломов позволяет сократить время заживления и улучшить качество реабилитации.

Попов В. с соавторами утверждают, что применение ультразвука в остеосинтезе позволяет более точно локализовать зону перелома, улучшить кровоснабжение и стимулировать рост новой костной ткани. Кроме того, этот метод имеет меньшую инвазивность, что способствует более быстрому восстановлению пациента после операции.

Использование ультразвукового остеосинтеза представляет собой перспективное направление в современной ортопедии и травматологии. Дальнейшие исследования и клинические испытания могут расширить область применения этого метода и улучшить результаты лечения пациентов с костными повреждениями [17].

Остеосинтез с использованием пластин – это вариант внутреннего накостного остеосинтеза, при котором фиксирующие элементы, являющиеся либо шунтирующими, либо компрессионными, крепятся на поверхности кости пациента под кожей. Для закрепления применяют винты, которые ввинчиваются в специальные отверстия под углом в пластине, которая моделируется в процессе операции под индивидуальные особенности кости, обеспечивая тем самым ее компрессию [5].

Пластины для остеосинтеза подразделяются на:

- стандартные пластины: прямые или изогнутые, используются для фиксации отломков костей и предотвращения их смещения;
- LCP (Locked Compression Plates): специальные пластины с отверстиями для штифтов, обеспечивают стабильную фиксацию и компрессию отломков для ускорения заживления;



- динамические компрессионные пластины: предназначены для создания давления на отломки и стимуляции заживления;
- угольные пластины: обладают высокой стойкостью к нагрузкам;

Разнообразные виды пластин предоставляют хирургам возможность выбора оптимального типа для каждого конкретного случая перелома. Современные материалы и технологии производства позволяют создавать пластины различной формы, размера и прочности, что способствует успешному лечению и быстрому восстановлению пациентов [5].

По материалу изготовления пластины могут быть стальными или титановыми. Зачастую хирурги отдают предпочтение титановым пластинам, так как они не оказывают вредного воздействия на организм человека. Еще одной важной особенностью является то, что он не подвергается коррозии в организме человека и легко усваивается человеческим организмом, поскольку наиболее устойчив к опасным реакциям [11].

Для крепления этих самых пластин применяются винты. Винты в остеосинтезе являются важным элементом для фиксации костных отломков и обеспечения стабильности в процессе заживления переломов. Их основная функция заключается в создании надежной фиксации между фрагментами кости и фиксирующими элементами такими, как пластины или спицы. Они могут применяться как самостоятельный метод фиксации, так и в комбинации с другими фиксаторами в зависимости от характера перелома и индивидуальных особенностей пациента. Винты используются различных форм, размеров и материалов в зависимости от типа перелома и условий операции. Они обеспечивают надежное сращивание костных отломков и способствуют быстрому и эффективному заживлению.

В зависимости от шага и диаметра резьба ортопедических винтов для остеосинтеза подразделяется на:

- спонгиозная резьба, характеризующаяся большей глубиной, применяется для фиксации костей с более рыхлой структурой, в

основном в метаэпифизарных областях, такие винты иногда называют губчатыми;

- кортикальная резьба - с более частым шагом и меньшей глубиной, идеальна для более плотных и компактных диафизарных поверхностей костей;
- резьба блокирующего LHS-винта, характеризующаяся увеличенным диаметром внутренней части, меньшей глубиной и увеличенной частотой шага. Эти винты используются в составе более сложных конструкций с пластинами или интрамедуллярными штифтами, но не самостоятельно.

## **1.2 Требования к медицинским пластинам для костного остеосинтеза**

К медицинским пластинам для костного остеосинтеза предъявляются высокие требования, чтобы обеспечить эффективное и безопасное восстановление костных тканей. На основе ГОСТ Р ИСО 14630-11 можно определить следующие основные требования, включающие в себя:

- прочность и стабильность: пластины должны обладать достаточной прочностью для обеспечения надежной фиксации костных отломков и предотвращения смещений во время процесса заживления;
- биологическая совместимость: материал, из которого изготовлена пластина, должен быть биосовместимым, чтобы предотвратить аллергические реакции и отторжение пластины организмом;
- геометрическое соответствие: пластины должны иметь правильную форму и размер, чтобы корректно подходить к анатомическим параметрам кости и обеспечивать оптимальную стабильность фиксации;

- долговечность: пластины должны сохранять свои качества и надежность на протяжении всего периода заживления и восстановления костных тканей;
- удобство применения: пластины должны быть удобны в установке и обеспечивать хирургу необходимое руководство для корректного позиционирования и фиксации отломков.

Материалы для производства имплантатов играют одну из важных ролей при изготовлении пластин для остеосинтеза. Их выбирают, учитывая свойства и влияние технологических процессов, методов обращения, типа стерилизации и условий хранения. Также учитываются различные обработки поверхности имплантата с целью изменения его свойств. Необходимо также учитывать возможные взаимодействия имплантата с тканями, жидкостями, другими материалами и источниками радиации. Если в имплантате используется лекарственное средство, необходимо убедиться, что оно соответствует требованиям фармацевтической продукции и не влияет на характеристики других применяемых лекарств.

Материалы, включая биологические, должны быть совместимы с биологическими тканями, клетками и жидкостями организма, а также с продуктами износа и деградации. Это должно быть подтверждено либо документальной оценкой в соответствии с определенными стандартами, либо выбором уже использованных материалов.

Имплантаты с материалами животного происхождения должны также соответствовать определенным требованиям и оцениваться соответствующим образом.

### **1.3 Материалы для изготовления медицинских пластин для костного остеосинтеза и требования к ним**

Материалы, используемые для изготовления медицинских пластин в костном остеосинтезе, обычно должны соответствовать определенным требованиям для обеспечения безопасности и эффективности использования.

Рассмотрим основные требования к таким материалам:

- хорошие механические свойства: материалы, используемые в биомедицинских целях, должны обладать высокой прочностью, вязкостью, иметь высокую усталостную прочность, сопротивление ползучести, износостойкость;
- отличная коррозионная стойкость: основные причины коррозии металлических материалов, используемых в медицинских целях, включают в себя общую равномерную коррозию, точечную коррозию, межкристаллическую коррозию, гальваническую коррозию, износ и коррозию между имплантатом и тканями человека, стрессовую коррозию и коррозию усталости. Эти виды коррозии обусловлены воздействием физиологической среды, смещением материалов имплантата, различием компонентов и физико-химических свойств, различной энергией ионизации материалов, концентрацией напряжения и действием нагрузок на материал имплантата;
- биосовместимость: способность материалов взаимодействовать с тканями человека без негативных последствий. Это означает, что материал имплантата не должен вызывать повреждения, токсичности или другого вреда для организма. Биомедицинские материалы должны быть безопасными для здоровья человека, не вызывая токсических, канцерогенных или других опасных реакций. Они также должны быть хорошо соединены с окружающей тканью и не вызывать свертывания крови;

- отсутствие магнетизма, что обеспечивает безопасность людей, поскольку металлические материалы не реагируют на электромагнитные поля и могут быть безопасно использованы во время грозы.

### **1.3.1 Нержавеющая сталь**

Нержавеющая сталь широко используется в качестве материала для изготовления медицинских пластин, применяемых в костном остеосинтезе. Эти пластины используются для фиксации и стабилизации костей после травм или операций. Благодаря своим уникальным свойствам, нержавеющая сталь обеспечивает надежное соединение и устойчивость к внешним воздействиям, что способствует эффективному заживлению костей.

Эринле Е. в своем исследовании утверждает, что нержавеющая сталь отличается высокой коррозионной стойкостью и устойчивостью к различным воздействиям таким, как влага, кислоты и другие агрессивные факторы, которые могут присутствовать в организме. Эти свойства делают нержавеющую сталь идеальным выбором для изготовления имплантатов, которые должны сохранять свои качества и функциональность на протяжении длительного периода времени.

Кроме того, нержавеющая сталь обладает хорошей совместимостью с биологическими тканями человека, что делает ее безопасным выбором для имплантатов, исключая риск аллергических реакций или других негативных эффектов [26].

Однако у данного материала есть и несколько минусов в применении.

Во-первых, потенциальная аллергическая реакция. Некоторые пациенты могут проявлять аллергическую реакцию на нержавеющую сталь, что может вызвать отторжение имплантата.

Во-вторых, относительная тяжесть. В сравнении с некоторыми другими материалами нержавеющая сталь может показаться более тяжелой, что может усложнить носимость имплантата для пациента.

В-третьих, неидеальная формовочность. Процесс формовки нержавеющей стали может быть сложным, что может усложнять создание индивидуальных имплантатов.

Нержавеющая сталь, используемая для изготовления медицинских пластин, должна соответствовать строгим требованиям качества и безопасности. Основные требования включают высокую прочность материала, устойчивость к коррозии, биосовместимость с тканями организма, возможность стерилизации и сохранение своих свойств на протяжении длительного срока использования.

Большое количество нержавеющей стали типа 316L применяется для изготовления имплантатов из-за их более доступной цены по сравнению со сплавами на основе кобальта, хрома и титана. Химические компоненты и механические свойства AISI 316L представлены в таблицах 1 и 2 соответственно.

Таблица 1 – Химический состав аустенитной стали

	C	Si	Mn	Ni	S	P	Cr	Mo
316L	0,03	0,6	0,8	14-16	0,015	0,02	15-17	2,5-3

Таблица 2 – Механические свойства аустенитной стали

	Предел прочности на растяжение $\sigma_B$ , МПа	Предел текучести $\sigma_T$ , МПа	Модуль упругости E, ГПа
316L	485	170	200

Этот материал обладает структурой гамма-твердого раствора, в результате чего имеет немагнитные характеристики и высокую деформируемость.

В процессе возникновения коррозии естественным путем у нержавеющей стали 316L могут энергично выделяться ионы железа, хрома и никеля, они обладают аллергическими и канцерогенными свойствами,

помимо этого, коррозия может привести к структурным изменениям в имплантате, тем самым допуская его механическое разрушение [17].

Попов В. с соавторами предполагают, что питтинг (образование полостей или "дырок" от локализованных электрохимических процессов) и щелевая коррозия (потеря материала в области соединения пластины и крепежного винта) и является причиной отказа (примерно 90%) от таких хирургических имплантатов маркой 316 L. Другие типы коррозии включают межзерновую, фреттинговую, гальваническую и напряженную коррозию.

Возникновение коррозии в имплантате, приводит к разрушению и отторжению в организме, поэтому имплантат должен быть срочно удален.

### **1.3.2 Магниевого сплавы**

Принято считать, что магниевые сплавы являются лучшими металлами, используемые для восстановления костей при переломах. К тому же с требованиями стандарта по ГОСТ Р ИСО 14630-11 эти сплавы еще не изучены полностью, и ведутся исследования по скорости деградации в организме и влиянию легирующих элементов на их свойства. Для контроля высокой скорости коррозии и деградации магниевых сплавов были разработаны методы обработки, чтобы замедлить процесс до скорости заживления костей.

Божко С. с соавторами в исследовании отмечают, что проблема быстрого разрушения имплантата при возникновении коррозии все еще остается важной.

Важными характеристиками в имплантатах является долгосрочная биосовместимость, хорошие механические свойства и время разрушения, от этого и зависит выбор материала, составляющего элемента и микроструктуры. Настройки разработки также зависят от области применения биорезорбируемых материалов.

Имплантаты из магниевых сплавов для остеосинтеза должны обладать высокой прочностью и низким модулем упругости, чтобы обеспечить механическую стабильность и предотвратить "экранирование напряжений" в

процессе заживления костей. Важно также соблюдать установленные параметры для биоматериалов, прикрепляемых к кости, чтобы обеспечить их эффективность и безопасность [21].

Утяшев Ф. с соавторами в исследовании отмечают, что магниевые сплавы на основе системы Mg-Al являются перспективными конструкционными материалами из-за их низкой плотности, высокой удельной прочности и способности к демпфированию. При комнатной температуре, при добавлении алюминия улучшается прочность, пластичность, а также литейные свойства у сплава.

Для оптимизации микроструктуры сплавов системы Mg-Al предложены различные варианты легирования, включая системы Mg-Al-Zn, Mg-Al-Mn и Mg-Al-Si. Разработаны также модификации сплавов путем добавления различных элементов таких, как кальций, литий, редкоземельные элементы и другие.

Важно обеспечить равномерное распределение фазы  $\gamma$ -Mg<sub>17</sub>Al<sub>12</sub>, чтобы повысить коррозионную стойкость сплавов, однако это может привести к снижению пластичности.

Для улучшения коррозионных свойств сплавов системы Mg-Al-Mn используется фаза Al<sub>8</sub>Mn<sub>5</sub>. В целом, изучены различные способы оптимизации микроструктуры и свойств магниевых сплавов для повышения их качества.

Также нельзя не отметить научную работу Шафоростова А., изучения в которой уровня коррозии в магниевых сплавах привели к тому, что литий, как потенциальный легирующий элемент, может улучшить свойства магниевых сплавов, сохраняя или увеличивая плотность костной ткани, однако его добавка может также увеличить скорость коррозии.

### **1.3.3 Кобальтовые сплавы**

К особенностям кобальтовых сплавов можно отнести:

- высокая прочность и твердость;
- коррозионная стойкость;



– стойкость к высокой температуре.

Благодаря этим свойствам кобальтовые сплавы находят применение во многих отраслях промышленности, а также в медицине.

Коррозионная стойкость кобальтовых сплавов выше чем у нержавеющей стали, поэтому они отлично подходят для создания долговременных имплантатов в условиях человеческого организма.

Первоначально в медицине широко использовали сплав кобальт-хром-молибден (Co-Cr-Mo), но впоследствии также разработаны сплавы с добавлением никеля, хрома, алюминия, вольфрама и железа с хорошими усталостными характеристиками.

Кобальтовый сплав применяется для создания искусственных суставов, костных пластин, гвоздей и игл и обладает лучшей стабильностью и коррозионной стойкостью в организме человека. Однако он имеет недостатки такие, как высокая стоимость и возможность вызова аллергических реакций и некроза клеток и тканей из-за износа и коррозии. Новейшие технологии модификации поверхности помогают улучшить свойства кобальтового сплава и повысить его эффективность в клиническом применении.

Кобальтовые сплавы применяются в основном для изготовления деталей, работающих при высоких температурах. Литейные сплавы на основе кобальта имеют хорошие литейные свойства благодаря карбидным фазам, содержащим от 0.2 до 1 % углерода. Кобальтовые сплавы все чаще применяются в медицинских изделиях, а также как элемент в составе магнитных материалов.

#### **1.3.4 Полимерные материалы**

В настоящее время одним из наиболее эффективных методов остеосинтеза является применение полимерных материалов.

Полимерные материалы широко используются в медицине и ортопедии из-за своей прочности, биосовместимости и возможности формирования в

нужную форму. Они могут быть использованы как временные материалы для стабилизации костей во время заживления, так и постоянные имплантаты.

Полимерные материалы для остеосинтеза могут быть разделены на два типа: ворсинки и полимерные пластины.

Ворсинки высокой плотности имеют маленький размер и способствуют раннему образованию новой кости. Полимерные пластины, с другой стороны, используются для стабилизации и защиты поврежденной кости [26].

Преимущества применения полимерных материалов для остеосинтеза включают в себя снижение риска инфекций, более быстрое заживление и восстановление костей, а также возможность формирования имплантатов по индивидуальным параметрам пациента.

Однако, несмотря на все преимущества, существуют и некоторые недостатки применения полимерных материалов для остеосинтеза. Например, они могут быть менее прочными, чем металлические имплантаты, и не подходят для использования в случаях сильных нагрузок на кости.

Были проведены исследования с применением фиксатора в остеосинтезе, изготовленного из полимерного материала. В ходе данных исследований было выявлено, что такую методику применяют в современной челюстно-лицевой хирургии для лечения переломов костей лицевого черепа, что связано с ростом числа травм в области лица и головы, их число составляет от 6 до 16.4% всех общих травмированных случаев, если принять во внимание, что количество переломов костей лица увеличивается на 10-15%. А второе место занимают, переломы скулового комплекса от 4.1% до 24.7% [13].

С применением современных методов в челюстно-лицевой хирургии позволяет убрать деформацию костей в лицевом черепе и проводить репозицию даже сложных переломов. Однако в последнее время стало популярным удалять фиксаторы из титана после операции из-за различных проблем таких, как дискомфорт и неврологические симптомы. Вместо этого

все более широкое распространение получает метод остеосинтеза с применением пластин и шурупов (биосовместимых), который является лучшим и применяется зарубежными хирургами.

Также отметим, что не все фиксаторы подходят для остеосинтеза (не всегда соответствуют требованиям), а это подталкивает ученых создавать новые, более совершенные материалы. Эти материалы должны не только исполнять функцию фиксации, но и способствовать регенерации кости. Биорезорбируемые накостные пластины и винты иностранного производства слишком дороги, что делает их использование в здравоохранении затруднительным.

Совсем недавно ученые создали новый биodeградирующий полимерный материал биоактивного действия, с помощью которого изготавливают накостные пластины и винты различной формы и размера. В его состав входят компоненты, способствующие оптимизации репаративной регенерации костной ткани. Хотя он менее прочен, чем металлические материалы, физико-механические характеристики его соответствуют костной ткани, что обеспечивает более естественное распределение нагрузок [29].

### **1.3.5 Титановые сплавы**

В остеосинтезе титановые сплавы применяются для изготовления пластин, винтов, дистанционных полок и других имплантатов, которые фиксируют кости в нужном положении для обеспечения правильного заживления перелома. Благодаря своей прочности и устойчивости к коррозии, титановые имплантаты обеспечивают долговременную стабильность фиксации и позволяют пациентам быстрее восстановить функцию поврежденной кости.

Кроме того, титановые имплантаты обладают отличными хирургическими свойствами. Из-за своей легкости и прочности они свободно устанавливаются и обеспечивают точное позиционирование костных фрагментов, что помогает хирургам добиться оптимальных результатов при лечении переломов.

Титан является относительно новым инженерным материалом, который был впервые применен в конце 1940-х годов в конструкциях, а затем в медицине в 1960-х годах [27, 28].

В современной медицине для изготовления имплантатов широкое применение нашли сплавы титана такие, как Ti-6Al-4V, который изначально был создан для использования в аэрокосмической промышленности, и марки Grade 1 - 5.

Рекомендуется использовать титановые сплавы марок Grade-4 и Grade-5, так как марки Grade - 1, 2, 3 считаются самыми мягкими.

Grade-4 - титановый сплав относится к чистым титановым сплавам с  $\alpha$ -фазой и обладает достаточными механическими характеристиками, сравнимыми с человеческой костью, что обеспечивает надежную фиксацию в месте перелома. Тем не менее, титановый сплав Grade - 5 или Ti-6Al-4V имеет значительно лучшие характеристики по сравнению с Grade 4, он также подходит для создания медицинских имплантатов. Его прочность достигается добавлением в сплав алюминия и ванадия; Grade 4 рекомендуется использовать как материал биологической совместимости, так как он относится «чистому» титану.

Принято считать, что сплав Ti-6Al-4V является хорошим материалом для хирургических имплантов, но недавние исследования показали, что ванадий, входящий в его состав, может вызвать реакцию с человеческими тканями [31].

Чтобы решить такую проблему были созданы два новых безванадиевых сплава  $\alpha + \beta$ -типа (в 1980-х годах), где ввели использование ниобия и железа вместо ванадия. Хотя эти сплавы показывают сходные с Ti-6Al-4V механические и металлургические свойства, присутствие алюминия может вызвать неврологические расстройства и болезнь Альцгеймера [30].

Химический состав и механические свойства титановых сплавов, применяемых для изготовления пластин, представлены в таблицах 3 и 4 соответственно.

Таблица 3 – Содержание легирующих элементов в титановых сплавах

	N	C	H	O	Fe	Al	V	Nb	Ta
Grade 4	0,05	0,1	0,015	0,5	0,5	-	-	-	-
Grade 5	0,05	0,1	0,015	0,2	0,4	5,5-6,75	3,5-4,5	-	-
Ti-6Al-7Nb	0,05	0,1	0,015	0,2	0,25	5,5-6,5	-	6,5-7,5	0,5

Таблица 4 – Механические характеристики материалов

	Предел прочность $\sigma_b$ , МПа	Предел текучести $\sigma_t$ , МПа	Модуль упругости E, ГПа
Grade 4	550	460	110
Grade 5	895	830	114
Ti-6Al-7Nb	900	820	112
Кость	109	-	15-30

#### Выводы:

Применение титана и его сплава, считается наилучшим материалом для медицинского применения, из-за его низкой плотности, высокой устойчивости к окислению, нетоксичности и немагнитности.

Однако в некоторых случаях механические свойства титановых сплавов могут ограничивать их использование в качестве биоматериала, особенно если требуется высокая прочность. Поэтому в наше время все больший интерес вызывают перспективные методы и способы повышения прочностных характеристик титановых сплавов, применяемых в остеосинтезе.

## **2 Методы и методики, применяемые в работе**

### **2.1 Описание метода РКУП**

Равноканальное угловое прессование (РКУП) - это технологический процесс, при котором материал подвергается воздействию одновременно сжимающего и деформирующего усилий вдоль всех сторон пресс-формы. Это позволяет получить изделия с высокой точностью размеров, геометрической формы и поверхности.

Метод увеличивает плотность наноструктурированных материалов из пластически деформируемых заготовок, обеспечивая однородность зерна. Деформация образца происходит при пересечении каналов, что приводит к уменьшению размера зерна и формированию границ разных углов.

Этот метод применим не только к пластичным, но и к труднодеформируемым материалам, и угол пересечения каналов играет важную роль. РКУП также позволяет управлять кристаллографической текстурой материалов, что может значительно улучшить их механические свойства и сделать их способными к сверхпластическому деформированию.

Методы интенсивной пластической деформации способны создавать наноструктуры в различных материалах, причём размер зерен и формирование структуры зависят от выбранного метода, термической обработки, состава и микроструктуры материала [3].

Для получения идеального, объемного, наноструктурированного сырья при высоких значениях пластических преобразований необходимо использовать повышенное гидростатическое давление.

Одним из методов снижения растягивающих напряжений и улучшения пластической деформации является равно-канальное угловое прессование, существует множество других методов интенсивной пластической деформации такие, как:

- РКУ прессование с противодавлением;

- РКУ прессование с вращающейся оснасткой;
- Боковая экструзия;
- РКУ прессование в многоканальной оснастке;
- РКУ прессование в оснастке с параллельными каналами.

Виноградов А. с соавторами выявили, что существуют показатели, у которых имеется способность воздействия на размельченный состав зерна РКУП. На измельчение зерна методом определения целой модификации на каждом проходе будет являться угол  $j$  в канале.

В ходе эксперимента взяли углы от  $90^\circ$  до  $120^\circ$ , и провели исследования, затем сравнили результаты с разными углами каналов. Сделали вывод, что процесс РКУП с использованием штампов с углом в  $90^\circ$  эффективен, но, когда штампы с углами более  $90^\circ$  используются для очень твердых или менее пластичных материалов, а также подтвердили, что заготовки легче поддаются нужной формовке [5].

При пересечении двух матриц будет указывать канал, где угол по  $u$ ; при создании матрицы с углом канала в  $90^\circ$  будет наиболее лучшим подходом, так как дуга на пересечении этих частей отсутствует, а угол кривизны составляет  $20^\circ$  [2, 4].

Если изменить ориентацию в образце между проходами, то можно будет получить наиболее сложные микросоставляющие и текстуры, так уверена Ю. Евдокимова, чтобы получить измельченное зерно до наноразмеров нужно разработать технологию, в зависимости от того, как изменяется ориентация после каждого прохода.

В настоящее время работают 3 главных маршрута, которые главным образом и используются для создания различных материалов и микроструктур:

- маршрут А – в таком случае ориентация этого образца будет такой же после каждого прохода;
- маршрут В – в этом случае образец поворачивается на  $90^\circ$  по своей оси после каждого прохода. Если вращение в одинаковом

направлении, то маршрут называется ВА, а если вращение идет в противоположном направлении, то в данном случае маршрут будет иметь название ВС;

– маршрут С – образец поворачивается на  $180^\circ$  вокруг себя [4].

Схемы описанных выше маршрутов проведения обработки путем равноканального углового прессования представлены на рисунке 2.

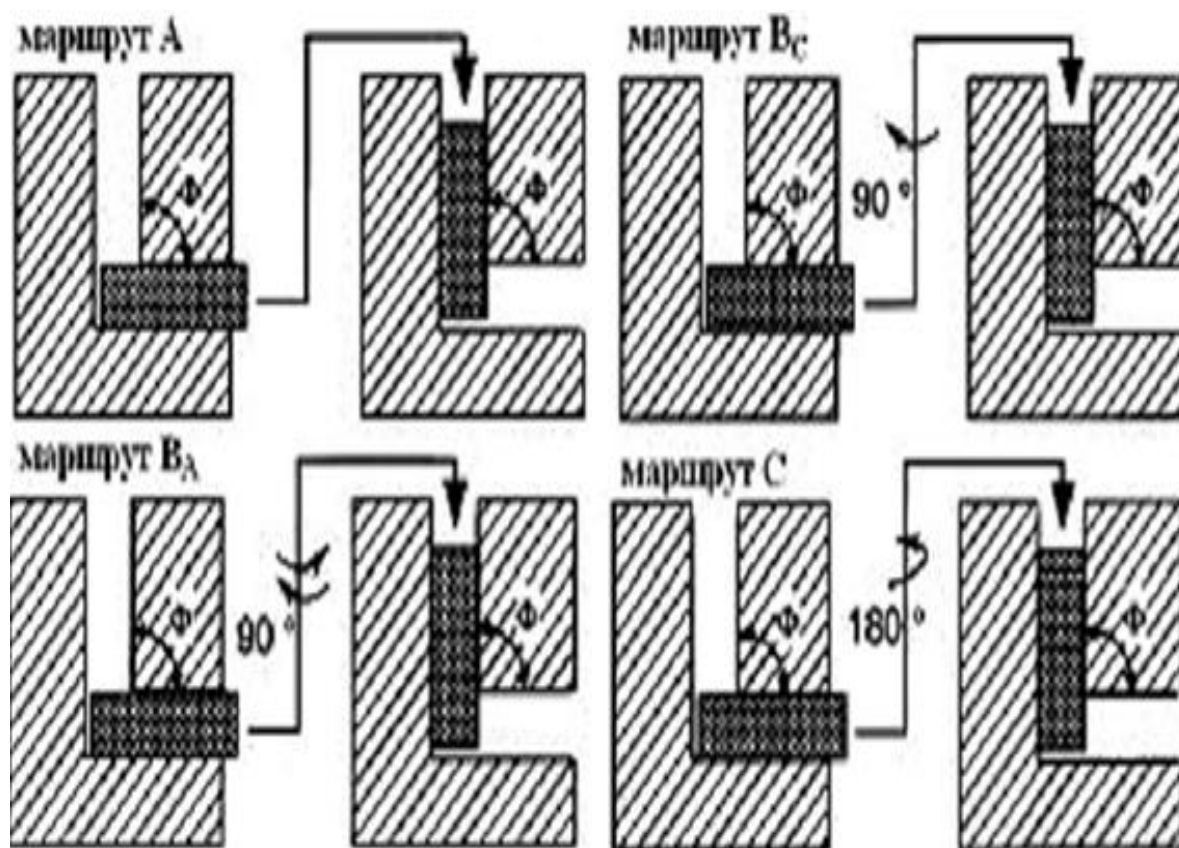


Рисунок 2 – Маршруты прессования для РКУП

Как показывают исследования маршрут ВС является более совершенным для итогового состояния равноосных ультратонких микросхем.

При выполнении процесса РКУП возьмем образец и разместим его в канале при разных температурах, которые нам требуются. После этой операции поршень идет по образцу по всему пути под заданным углом.



После прохождения всей длины канала мы достигнем измененный образец с мелкой текстурой (рисунок 3) [29].

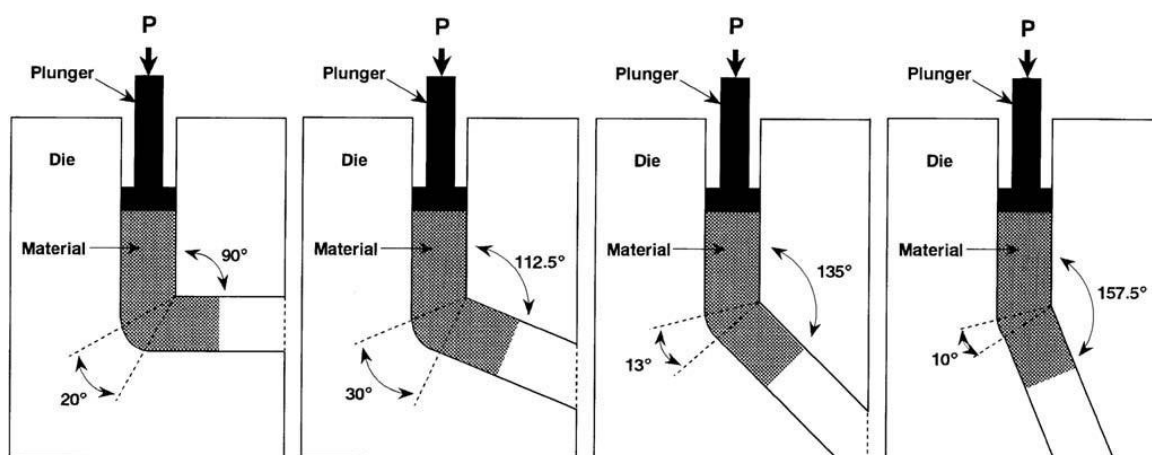


Рисунок 3 – Схемы РКУП процессов с разными углами оснастки

Чтобы получить образец с измельченной структурой, его нужно разместить в канале при различных температурных интервалах, а затем поршнем прокатить данный образец через весь канал под определенным углом (рисунок 4).

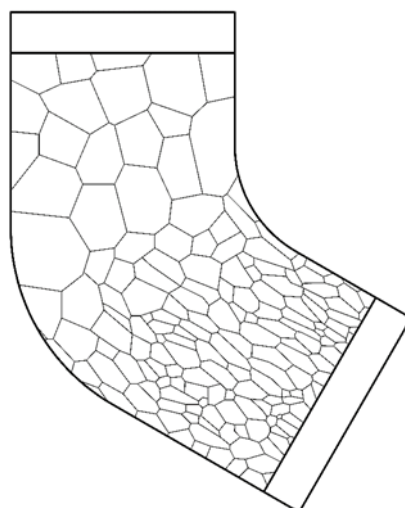


Рисунок 4 – Схема измельчения структуры при РКУП

Важно отметить, что для полной наноструктуры может потребоваться несколько проходов, что также может изменить свойства образца.

Для кристаллов с гексагональной плотной решеткой, у которых параметры близки к идеальным, интенсивная пластическая деформация при РКУП в основном происходит за счет скольжения по базисным плоскостям. На развитие искажения также влияет эффект двойникования. Создание двойников может помешать созданию других систем скольжения, можно сказать, что скольжение идет вдоль пирамидо- и призмовидных плоскостей с кристаллической решеткой [2].

До скольжения в плоскостях главным и основным механизмом изменения будет двойникование, которое не будет ключевым. Также хочется отметить, что создание двойников также выстраивает добавочное препятствие для перемещения дислокаций во вторичной системе скольжения.

Интенсивная пластическая деформация (ИПД) в процессе РКУП формируется текстура, в которой ось с стремится занять положение, соответствующее оси канала. Движение двойников зависит от направления сил и полей напряжений, таким образом возникают растягивающиеся или сжимающие напряжения в материале в зависимости от направления сжатия или растяжения кристалла. Этот механизм объясняет анизотропию, которая появляется в процессе деформации кристалла.

Однако при использовании РКУП, полученные результаты показывают, что могут создаваться сферы излишнего свободного объема, а именно нанопоры. Факт наличия определенной степени нанопористости может не только замещать процесс упрочнения, но также и во время долгих испытаний приводит к понижению использования металлов. Также отметим, что характеристики механических свойств будут иметь отрицательное состояние нанопор [14].

Таким образом, на основе изученного материала можно сделать вывод, что метод равноканального углового прессования (РКУП) обладает рядом

значительных преимуществ, которые делают его одним из наиболее эффективных способов обработки материалов.

Во-первых, данный метод позволяет равномерно распределять давление по всей поверхности материала, что способствует сохранению его формы и структуры. Кроме того, угловое прессование позволяет достичь высокой точности обработки и высокой степени повторяемости результатов.

Во-вторых, он может применяться для обработки различных материалов, включая металлы, полимеры, керамику и др. Благодаря этому, угловое прессование находит широкое применение в различных отраслях промышленности.

Наконец, стоит отметить экономическую эффективность метода равноканального углового прессования. Благодаря высокой производительности и низким затратам на оборудование и обслуживание, данный метод позволяет существенно сократить издержки производства и повысить конкурентоспособность предприятия.

## **2.2 Методика определения прочностных свойств материала при одноосном растяжении**

Испытания образцов на одноосное растяжение строго стандартизированы. ГОСТ 1497-84, ГОСТ 11701-84 и ГОСТ 9651-84, по которому проводят испытания на растяжение черных и цветных металлов и сплавов для определения механических свойств образцов.

ГОСТ 1497-84 устанавливает методы статических испытаний на растяжение черных и цветных металлов и изделий из них номинальным диаметром или наименьшим размером в поперечном сечении от 3 мм для определения при температуре 20 °С характеристик механических свойств:

- предела пропорциональности;
- модуля упругости;
- предела текучести физического;

- предела текучести условного;
- временного сопротивления;
- относительного равномерного удлинения;
- относительного удлинения после разрыва;
- относительного сужения поперечного сечения после разрыва.

На первом этапе в опыте нужно провести замер площади поперечного сечения и начальной длины образца, не меньше, точно в 3 местах (в середине и на концах) [8,9].

Имея многосложную форму образца, где трудно высчитать изначальную площадь с разрезом; ее складывают по массе и формулам, которые есть в нормативно-технической документации на металлопродукцию [1]. Рассчитывая нужный метраж с промахом до 1 %, образец ограничивают метками, бороздками, рисками и измеряют штангенциркулем или другими такими же измерительными приборами с погрешностью измерения до 0.1 мм (рисунок 5) [3].

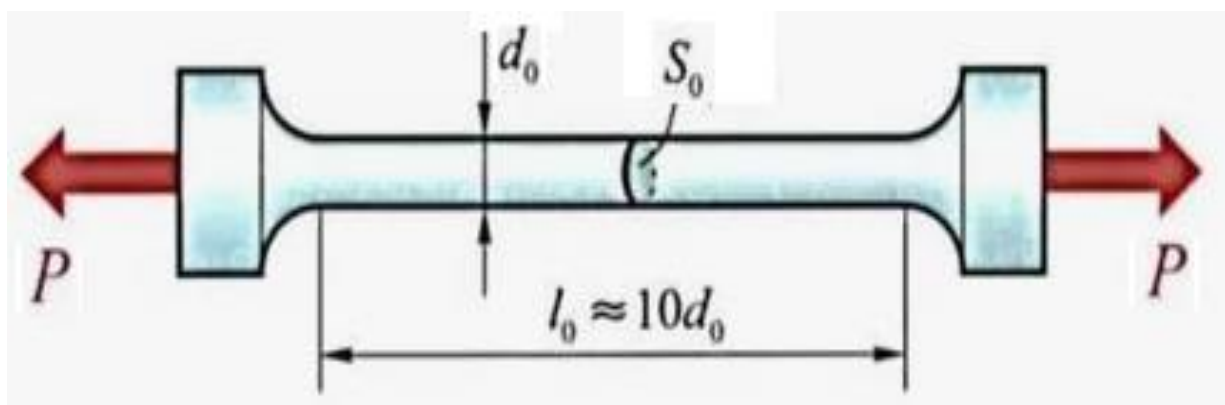


Рисунок 5 – Схема образца для одноосного растяжения

Делая метки через каждые 5-10 мм, высчитывают относительное удлинение уже после разрыва и легко определяют равномерное удлинение по всему образцу. Выполняют такие метки с помощью специальных

делительных машин, а также вручную с применением металлической линейки [9].

Если образцы по своему составу имеют недеформируемые элементы, то деления следует наносить способами, которые не могут повредить поверхность на образце (в качестве примера можно привести: накатка делительных сеток или штрихов, фотоспособом, красящим карандашом) [13]. Когда подготовили образцы, их начинают по одному устанавливать в специальные разрывные машины (рисунок 6).



Рисунок 6 – Установка для проведения испытаний на растяжение

Для удобства снятия показаний нагрузок, которые прикладываются к образцу во время проведения испытаний, разрывная машина подключена к компьютеру.

В процессе нагружения происходит пластическая деформация образца, обусловленная ростом внутренних напряжений и образованием шейки. Когда напряжения превысят прочность образца, происходит разрыв (рисунок 7).

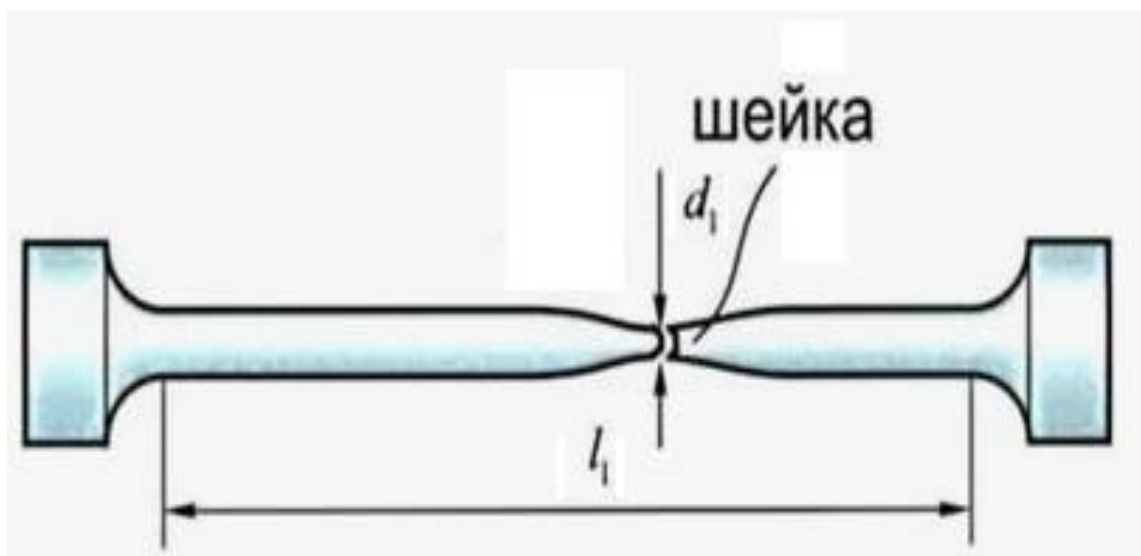


Рисунок 7 – Схема образца после растяжения

«Просчитывая предел пропорциональности, используют тензомер, а также и графический способ. По диаграмме на начальном участке фиксируют показания от электрического силоизмерителя и измерителя деформации.

Чтобы сделать измерение в исследовании с помощью тензомертра, к образцу нужно приложить нагрузку и установить тензомер, при этом нагрузка должна быть равной 5-10% от предела пропорциональности. Учитывая предел пропорциональности по расчетному способу, выполняют такие действия:

Во-первых, устанавливая тензомер на образец с нагрузкой равной 70-80% от нужного предела пропорциональности; где число ступеней будет более трех, а по времени нагрузка идет до 5-7 секунд. Затем, нагрузку

проводят меньшими степенями и следят за удлинением образца на маленькой ступени, когда оно будет примет среднее значение от удлинения, то последующее нагружение прерывают.

Во-вторых, вычисляют среднюю величину прироста удлинения на маленькую ступень, данную величину увеличивают с принятым допуском.

В-третьих, после испытания идет сравнение всех результатов. Если нужны более точные значения, то применяют метод линейной вставки» [16].

Используя графический способ, определяют предел пропорциональности, но его проводят вначале по диаграмме. Удлинение вычисляется на участке, равном данным измерителя деформации. После чего рассчитывается по формуле:

$$\sigma_{\text{пц}} = \frac{P_{\text{пц}}}{F_0}, \quad (1)$$

где  $\sigma_{\text{пц}}$  – предел пропорциональности;

$P_{\text{пц}}$  – усилие пропорциональности;

$F_0$  – начальная площадь.

«Определяя предел текучести (физического, верхнего, а также нижнего); его получают с помощью испытательной машины, не принимая к сведению масштаб диаграммы, так как он должен быть таким, что 1 мм соответствует напряжению не более 10 Н/мм<sup>2</sup>, эти все показания видны на диаграмме растяжения» [10].

«На испытательной машине или с помощью специальных устройств по диаграмме определяют условный предел текучести» [13]. «При вычислении пластической деформации, учитывая нужный допуск, определяют условный предел текучести. Найденную величину прибавляют к масштабу диаграммы и данный отрезок откладывают по оси от точки О, проводя из точки Е прямую параллельную ОА. При пересечении прямой с диаграммой данная

точка будет обозначать соответствие условного предела текучести при установленном допуске на величину пластической деформации» [1, 4].

Диаграмма для вычисления пластической деформации представлена на рисунке 8.

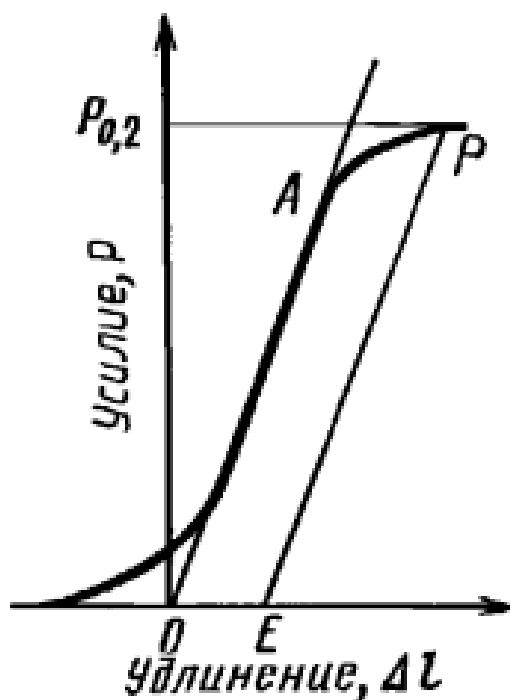


Рисунок 8 – Схема определения условного предела текучести

«Если условный предел текучести будет превышен, то усилие на образец снижают примерно до 10% от уже достигнутого и нагружение на образец будет идти до тех пор, пока приложенное усилие не превысит первоначальное, такое расхождение можно заметить на диаграмме. В том месте прямолинейный участок диаграммы растяжения будет изображен нечетко» [4].

«Вдоль петли гистерезиса проводят прямую, тем самым определяя усилие на диаграмме. Если точка пересечения с этой линией с диаграммой соответствует, то из этого следует, что условный предел текучести допустим на величину пластической деформации» [7].



«Когда стрелка или цифровой индикатор измеряющего устройства на испытательной машине остановится, то определяют физический предел текучести на прямо-сдаточных испытаниях.

При вычислении верхнего предела текучести скорость будет установлена в области упругости и поддерживаться постоянной, до тех пор, пока не будет достигнут верхний предел текучести» [9].

Когда идет фиксация одновременно физического и нижнего пределов текучести, скорость должна быть в пределах от 0.00025 до 0.0025 с-1 и поддерживаться по мере возможности постоянной. Если скорость относительной деформации на стадии текучести не предписана в испытательной машине, то исследование проводят, скоростью нагружения в области упругости.

Вычисление условного предела текучести проводят по формуле:

$$\sigma_{0.2} = \frac{P_{0.2}}{F_0}, \quad (2)$$

где  $\sigma_{0.2}$  – условный предел текучести;

$P_{0.2}$  – усилие текучести;

$F_0$  – начальная площадь.

Подвергая образец растяжению до непосредственного разрушения, определяют временное сопротивление, где наибольшее усилие, предшествующее разрушению образца, принимается за усилие, соответствующее временному сопротивлению.

При определении временного сопротивления скорость деформирования должна быть не более 0.5 от начальной расчетной длины образца, выраженной в мм/мин.

Временное сопротивление вычисляют по формуле:

$$\sigma_B = \frac{P_{max}}{F_0}, \quad (3)$$

где  $\sigma_B$  – временное сопротивление;

$P_{max}$  – максимальное усилие;

$F_0$  – начальная площадь.

Равномерное удлинение на большей части в разрушенном образце видно на участке A'B' (рисунок 9), оно будет отставать на расстоянии не меньше, чем на  $2d_0$  или  $2b_0$  от места разрыва. В итоге конечная длина расчетного участка  $l_{кр}$  должна быть не менее  $2l$  или  $1.5b_0$ .

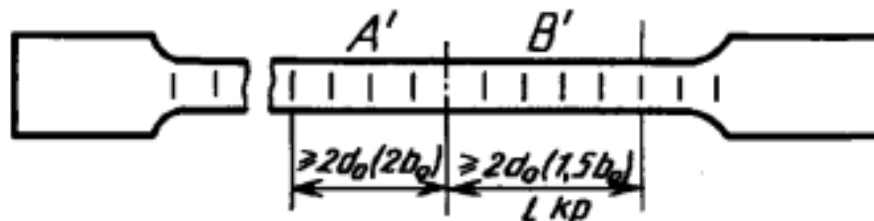


Рисунок 9 – Схема определения параметров относительного удлинения

Начальную длину расчетного участка  $l_{нр}$  определяют по количеству меток на расчетном участке и начальному расстоянию между ними.

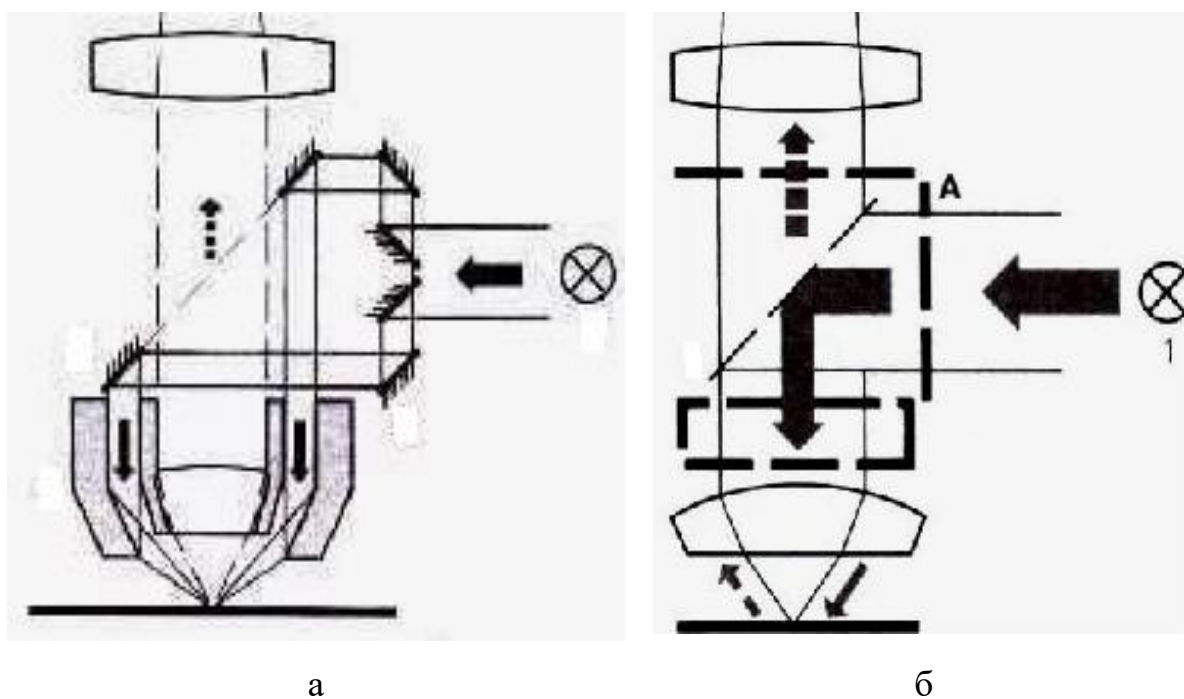
Относительное равномерное удлинение  $\delta_p$  вычисляют по формуле:

$$\delta_p = \frac{(l_{кр} - l_{нр}) \cdot 100}{l_{нр}} \quad (4)$$

### 2.3 Исследование структуры методами оптической микроскопии (микроанализ)

Несмотря на совершенствование и развитие технологий в современном мире, оптическая микроскопия занимает лидирующую позицию, так как

является более точной, надежной и значимой. Уменьшение времени и финансирования в опытах по микроскопии, играет большую роль. Бывают случаи, когда нужно исследование провести более подробно, то используют одновременно сразу несколько методик исследования и обработку итоговых экспериментальных данных (они взаимно дополняют друг друга), также исследования проводят, когда нужно вычислить какие отклонения технологических параметров отошли от заданных норм. Существует не один способ систем освещения. В основном системы освещения проводят для того, чтобы узнать всю информацию об объекте (рисунок 10).



а – метод темного поля, б – метод светлого поля

Рисунок 10 – Схемы режимов освещения образцов

Для изучения непрозрачных образцов используется отражённый свет. Освещение образца производится через объектив. Вся картина изображения складывается, из-за того, что свет освещает разные участки образца и по-разному рассеивает падающий на них свет. Метод имеет два режима – режим

светлого поля и режим тёмного поля. Режим светлого поля является стандартным режимом оптического микроскопа (рисунок 11).



Рисунок 11 – Пример оптического микроскопа

Проходящий свет также является еще одним способом освещения. Тут свет идет от источника и проходит через исследуемый образец (он прозрачный или не совсем прозрачный). Применяя такой метод, определяют контуры элементов в структуре [8].

В качестве результатов в микроскопии выделяют: внешний вид структуры, определение линейных размеров, получить линейные размеры, получение изображений. Диагностировать недостатки в конструкциях, провести оценку соответствия, а также провести сравнение изображения, которое получилось на оптическом микроскопе, с нужным внешним видом в структуре. Если прибор уже включен, на него установлен образец, произведена фокусировка, назначена область исследования, произведены все настройки, то все исследование может занять не меньше 5 минут, а также запись итоговых результатов. Для проведения оптической микроскопии как правило не требуется предварительная подготовка образцов [4].

«Если лаборанты хотят получить более развернутую, различную, детальную и дополнительную информацию об исследуемом образце, то,

конечно, должны обратиться к оптической микроскопии. Особенно оптическая микроскопия позволяет:

- исследовать редкие загрязнения и дефекты, тем самым определяя их форму и размеры;
- исключить прозрачные плёнки окислов и прозрачные соединения;
- классифицировать особенности поверхности и оценивать перепады высот;
- обнаруживать особенности исследуемой структуры (если нужно будет потом проводить исследование другими способами)» [3].

«Если нужно сравнить, то такой метод подходит лучше всего. В роли сравниваемого материала нужно взять микроструктуру, которая имеет отличие по составу, а также получены разными технологическими способами формировки, а также обработаны до или после некоторого влияния. Итоговым пунктом будет заключаться сравнение предыдущих результатов с итогами других методов анализа» [8, 13].

«Используя оптическую, микроскопия получают точные результаты оценки, анализ структуры на поверхности, определяют различия и схожести (близких по виду) области, анализ формы объектов. Микроскопия позволяет проводить анализ дефектов и дефектообразования, а также пористых структур» [3, 14].

«Цифровые технологии повышают точность и расширяют функциональные возможности микроскопа. Это наблюдается и в измерительной технологии, и в развитии математических методов обработки сигналов» [6]. «По сравнению с механическим микроскопом данный метод продлевает состояние при испытаниях и увеличивает точность, потому что если идет автоматизированная точная обработка серий измерений, то и идет изменение действий управления в измерительной оптической системе» [4, 12].

Наравне со всеми новшествами, идет развитие и создание других программ с автоматизированным предметным столиком, в которых основная

работа заключена в сдвиге поля зрения и объединении кадров изображения, как правило такие программы используют для изучения материалов большого размера.

«Разработанные методики, которые уже вложены в оптический микроскоп, позволяют обрабатывать данные, которые осуществляют количественную оценку результатов исследований при обработке большого объема данных» [14]. «Применение такого микроскопа позволяет определить и размер кристаллов, и размер зерна, и комплекс геометрических размеров зерен в шлифовальных порошках, а также объемную долю пор и армирующего наполнителя, микроструктуру поверхности мембран и др.» [5].

«Оценку шероховатости и алгоритмов автоматического распознавания проводят благодаря современным методам обработки» [11].

Традиционная обработка изображения и получение данных в процессе эксперимента все больше и больше подвергается внедрению новых технологий, это связано с тем, что развивается искусственный интеллект и нейронные сети, которые повсеместно применяют в технологиях.

### 3 Результаты исследования

В качестве материала для проведения исследований был выбран титановый сплав Grade-4 (Таблица 5).

Ультрамелкозернистое состояние материала было получено из титана с крупнозернистой структурой, путем проведения гомогенизационного отжига с дальнейшим РКУП-К при температуре 250 °С (маршрут Вс, n=6).

Таблица 5 – Средний размер зерна и механические свойства титана Grade-4

Состояние	$d_{cp.}$ , мкм	НВ	$\sigma_b$ , МПа	$\sigma_{0.2}$ , МПа	$\delta$ , %
КЗ (отжиг)	25	255	750±10	650±11	20±0.5
УМЗ (РКУП-К+В)	0,2	293	1250±10	1100±30	11±0.5

После получения материалов с КЗ и УМЗ структурой, из них были изготовлены пластины для испытаний. За основу брались существующие промышленные аналоги. Разработанный конструкторский чертеж пластин представлен ниже (рисунок 12). Пластины были изготовлены на ПО «Стрела», г.Оренбург.

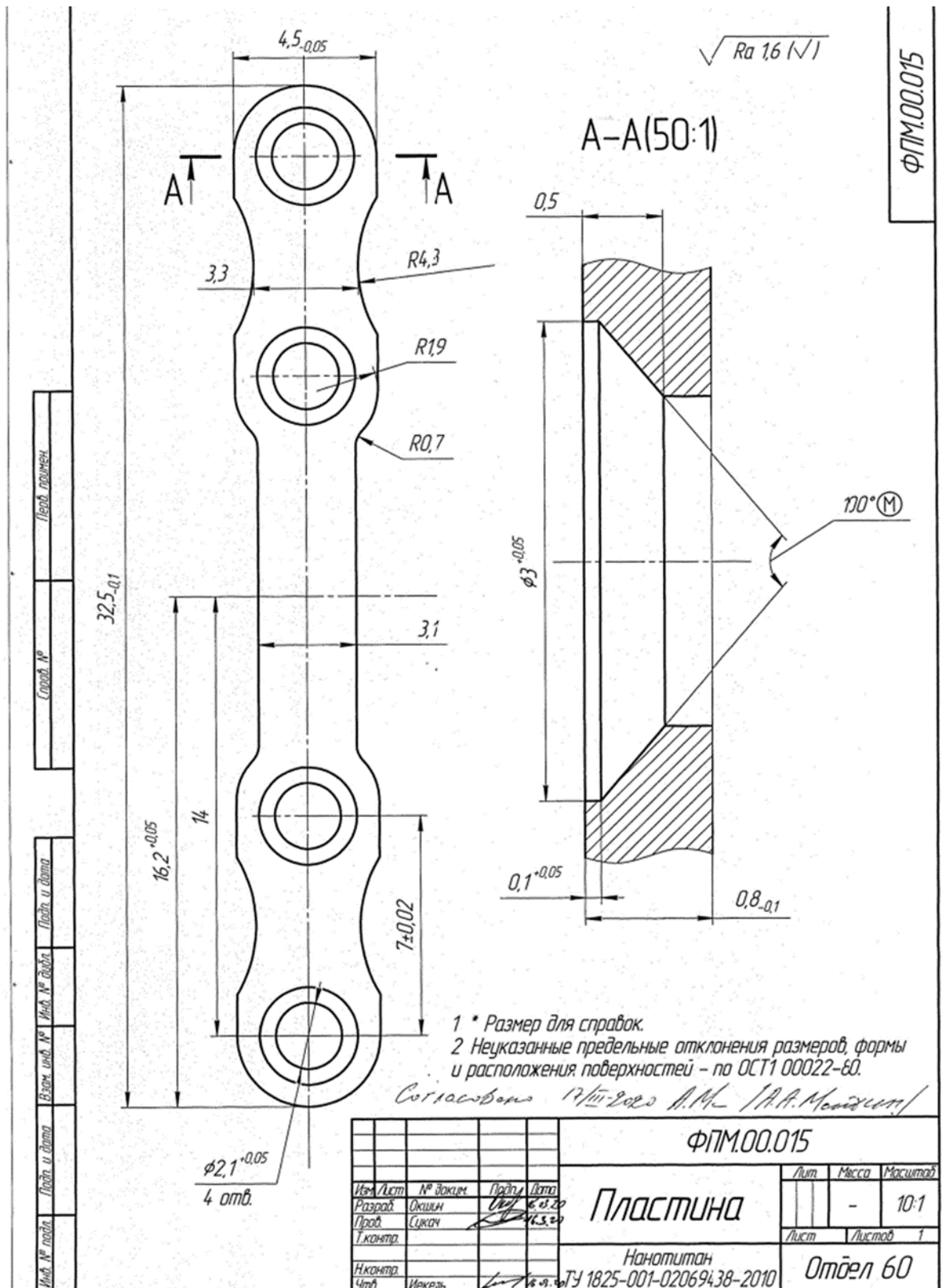


Рисунок 12 – Конструкторский чертеж пластин из КЗ и из УМЗ титана



Сечение пластин в центральной части составляло 0.6 на 2.6 миллиметра.

Для растяжения пластин была создана специальная оснастка, представленная на рисунке 13:

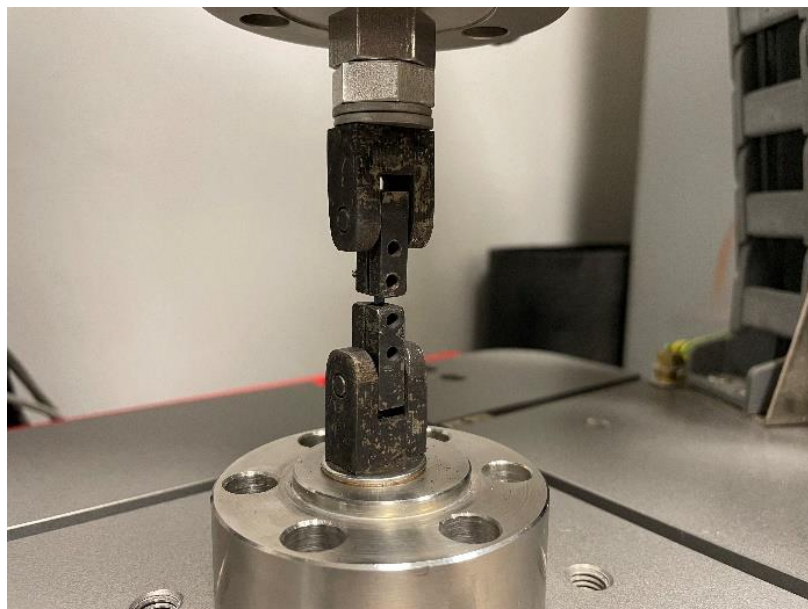


Рисунок 13 – Оснастка для растяжения

Для имитации сломанной кости, крепление пластин к оснастке осуществлялось четырьмя винтами из КЗ и из УМЗ титана в соответствии со структурой самих пластин.

При центральном закреплении образцов расположение пластин совпадало с осью приложения нагрузки. При боковом – не совпадало.

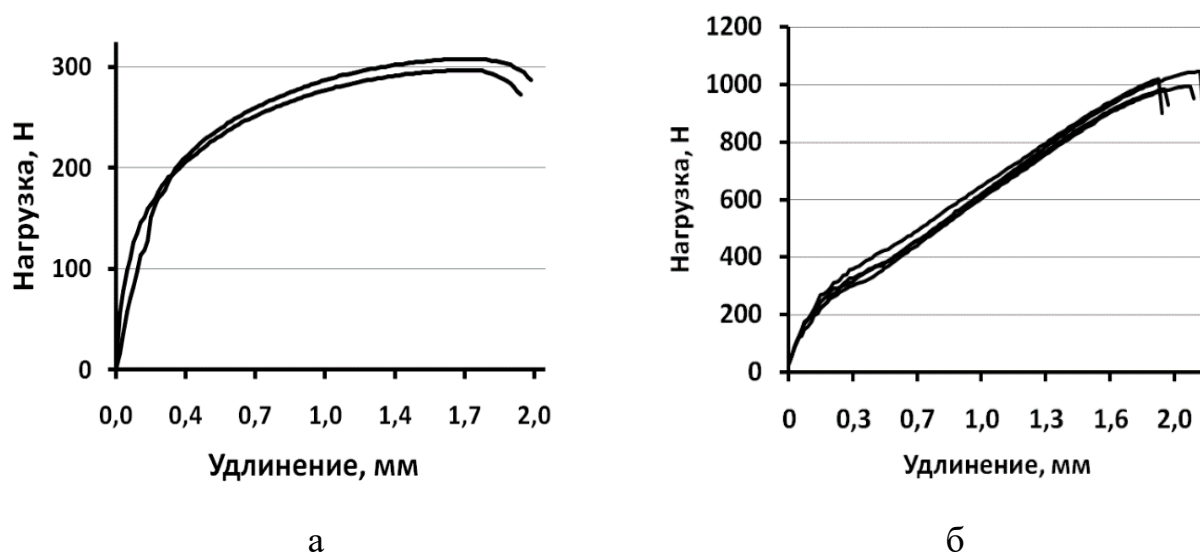
Испытание проводили на установке Instron ElectroPuls E1000 согласно ГОСТ 1497-84. Скорость приложения нагрузки была одинакова – 3 мм/мин. Нагрузку прикладывали до полного разрыва образца.

В ходе проведения экспериментов при боковом закреплении пластин возникал изгибающий момент, приводящий к искривлению пластин и искажению результатов эксперимента. Поэтому для оценки свойств пластин использовались данные, полученные при центральном закреплении пластин.

Испытания на растяжение были проведены для трех образцов пластин из КЗ титана и для четырех образцов пластин из УМЗ титана.

Машина фиксировала приложенную нагрузку ( $F$ , Н) и вызванное этой нагрузкой удлинение ( $\Delta l$ , мм). Эти данные были пересчитаны в напряжение ( $\sigma$ , МПа) и относительное удлинение ( $\varepsilon$ , %).

Механические испытания пластин на растяжение показали (рисунок 14), что пластины из КЗ титана выдержали напряжение в 3,5 раз меньше, чем пластины из УМЗ титана. При этом относительное удлинение у всех пластин перед разрушением практически одинаково (таблица 6).



а – пластины из КЗ титана, б – пластины из УМЗ титана

Рисунок 14 – Диаграммы растяжения

Таблица 6 – Средние параметры разрушения пластин

Материал	Нагрузка, Н	Удлинение, мм
КЗ титан	302±5.0	1.95±0.05
УМЗ титан	1011±12	2.04±0.13

Тем не менее анализ диаграмм растяжения показал, что пластины из КЗ титана при нагрузке в 250 Н удлиняются на 0.7 мм и дальнейшая деформация идет без существенного увеличения нагрузки. Для деформации пластин из УМЗ титана, напротив, требуется непрерывно увеличивать нагрузку вплоть до разрушения.

Также были выявлены слабые сечения пластин, располагающиеся в области внутренних отверстий (рисунок 15).



Рисунок 15 – Пластины после испытаний

### Выводы по главе 3

Механические испытания пластин на растяжение показали, что пластины из КЗ титана выдержали нагрузку в 3,5 раз меньше, чем пластины из УМЗ титана, при этом уровень пластичности сохраняется.

Проведенные испытания пластин на растяжение подтвердили наличие слабых мест пластин в области отверстий, где и произошло разрушение всех пластин из КЗ и УМЗ титана.

## Заключение

Данная выпускная квалификационная работа направлена на исследование влияния РКУП на прочность медицинских пластин для костного остеосинтеза из титана марки Grade-4 при одноосном растяжении.

Титан даже в исходном состоянии является лидером среди аналогов по сочетанию эксплуатационных и прочностных характеристик, следовательно можно ожидать, что упрочнение этого материала даст возможность изготовления изделий, сопоставимых по прочности, но меньших размеров.

В ходе работы было проведено сравнение титана в исходном КЗ состоянии и после равноканального углового прессования с УМЗ структурой. Была разработана и создана миниатюрная оснастка для проведения испытаний на одноосное растяжение пластин из титана марки Grade-4. По результатам испытаний можно сделать следующие выводы:

- пластины из КЗ титана выдерживают нагрузку в 3.5 раз меньше, чем пластины из УМЗ титана, при этом относительное удлинение у всех пластин перед разрушением практически одинаково;
- пластины, изготовленные из КЗ титана, при нагрузке в 250 Н удлиняются на 0.7 мм и дальнейшая деформация идет без существенного увеличения нагрузки, в то время как для деформации пластин из УМЗ титана требуется непрерывно увеличивать нагрузку вплоть до разрушения;
- наиболее слабое место у пластин из титана марки Grade-4 и с КЗ, и с УМЗ структурой находится в области внутренних отверстий, что характерно и для существующих промышленных аналогов этих пластин.

## Список используемой литературы и используемых источников

1. Божко С.А., Манохин С.С., Токмачева-Колобова А.Ю., Карлагина Ю.Ю., Лигачев А.Е. Влияние импульсного наносекундного лазерного излучения на коррозионную стойкость магниевого сплава системы Mg–Al–Zn // Физика и химия обработки материалов. 2019. № 6. С. 28–35.
2. Бородин В.О., Сабилов Д.Х., Цыбина А.Н., Звада Е.А. Микроскопические методы и их роль в современных биологических науках // Научное обозрение. Педагогические науки. 2019. С. 36–40.
3. Виноградов А.Ю., Васильев Е.В., Линдеров М.Л., Мерсон Д.Л., Ржевская Е.О. Влияние равноканального углового прессования на структуру и механические свойства магниевых сплавов Mg-Zn-Ca // Вектор науки Тольяттинского государственного университета. 2015. №4 (34). С. 18–24
4. Готье Э., Перрон С.М., Ганц Р. Принципы внутренней фиксации // Курс ортопедии. 1992. №6. С. 220–232.
5. Евдокимова Ю. А. Изучение структуры и механических свойств материалов после равноканального углового прессования // Актуальные исследования. 2020. №10 (13). Ч.1. С. 71–75.
6. Зенцова Е.А. Цифровая оптическая микроскопия как средство фрактографического анализа высокопрочного чугуна // Инновации, качество и сервис в технике и технологиях. 2015. С. 150–153.
7. Зимин С.П., Горлачев Е.С., Герке М.Н. Свойства поверхности алюминиевого покрытия на макропористом кремнии // Поверхность. Рентгеновские, синхротронные и нейтронные исследования. 2007. №10. С. 44–46.
8. Иванников С., Оганесян О., Шестерня Н. Наружный чрескостный остеосинтез при переломах костей предплечья. М. : БИНОМ. Лаборатория знаний. Медицина, 2003. 103 с.
9. Илизаров, Г.А. Наш опыт остеосинтеза аппаратом автора // Труды I съезда травматологов-ортопедов. 1963. С. 166–168

10. Карданов А.А. Особенности техники остеосинтеза стержневым аппаратом Фурдюка при переломах бедренной кости // Новые технологии в медицине. 2000. №1. С. 120–121.

11. Ковалева О.А., Лазарев С.И., Головин Ю.М., Рыжкин В.Ю. Оптико-микроскопические исследования сорбционной поверхности нанопермембран ОПМН-П и ОФАМ-К // Сорбционные и хроматографические процессы. 2018. №18. С. 83–92.

12. Кривенко С.Н. Чрескостный остеосинтез в лечении переломов костей предплечья // Сборник тезисов IX съезда травматологов-ортопедов России. 2010. Т. 1. С. 174–175.

13. Латонов И.В., Шулепов А.В. Способ бесконтактной оценки шероховатости поверхности по ее цифровому изображению, формируемому оптической системой измерительного микроскопа // Вестник МГТУ Станкин, 2013. №1. С. 141–145.

14. Лопарев А.В., Правдивцев А.В., Игнатьев П.С., Индукаев К.В., Осипов П.А., Ромаш Е.В. Метрологическая платформа с модуляционным интерференционным микроскопом // Оптический журнал. 2012. №79. С. 79–85.

15. Носенко В.А., Александров А.А. Распределения геометрических параметров зерен шлифовальных порошков // Вестник современных технологий. 2018. №2. С. 15–20.

16. Попов В. П., Здрелко В. П., Трухачев И. Г. Осложнения остеосинтеза у больных с переломами длинных костей // Гений ортопедии. 2014. Т.2. С. 5–9.

17. Попов Д.А. Анализ изменения яркости светового гауссова пучка в задаче поиска точки фокуса оптической системы // Качество. Инновации. Образование. 2014. №7. С. 62–69.

18. Севастьянов В.Г., Симоненко Е.П., Гордеев А.Н., Симоненко Н.П., Колесников А.Ф., Папынов Е.К., Шичалин О.О., Авраменко В.А., Кузнецов Н.Т. Получение керамических материалов состава  $\text{HfB}_2\text{-SiC}$  (10-20 об. %) и

исследование их поведения под длительным воздействием потока диссоциированного воздуха // Журнал неорганической химии. 2014. №59. С. 1611–1619.

19. Сизова О.В., Заикина А.А., Рубцов В.Е., Шляхова Г.В. Формирование микроструктуры ядра сварного шва, полученного способом сварки трением с перемешиванием // Известия высших учебных заведений. Физика. 2015. №58. С. 248–253.

20. Утяшев Ф.З., Рааб Г.И., Валитов В.А. Деформационное наноструктурирование металлов и сплавов // Монография. 2020. С. 184–189.

21. Хардин В., Рентюк В. Искусственный интеллект и его влияние на машинные зрения // Control Engineering. 2017. №6. С. 12–14.

22. Шагалова П.А. Разработка и реализация алгоритма распознавания трещин на изображениях, полученных при микроскопии // Труды НГТУ им. Р.Е. Алексеева. 2018. №3. С. 32–36.

23. Шафоростов А.А. Исследование влияния легирующих элементов на формирование текстуры и анизотропии свойств магниевых сплавов // Журнал неорганической химии. 2019. №2. С. 12–22.

24. Эмли Е.Ф. Основы технологии производства и обработки магниевых сплавов. М. : Metallurgia, 1972. 488 с.

25. Эринле Р.М., Рак А.В., Линник С.А., Салдун Г.П. Сравнительная оценка различных способов остеосинтеза переломов длинных трубчатых костей // Травматология и ортопедия России. 1996. №5. С. 22–23.

26. Boyer R. R. An overview on the use of titanium in the aerospace industry // Materials Science and Engineering. 1996. P. 103–213

27. Ferrero J. G. Candidate materials for high-strength fastener applications in both the aerospace and automotive industries // Journal of Materials Engineering and Performance. 2005. №14. P. 691–695.

28. Hofstetter J., Becker M., Martinelli E., Weinberg A.M., Mingler B., Kilian H., Pogatscher S., Uggowitz P.J., Löffler J.F. High-strength low-alloy

(HSLA) Mg– Zn–Ca alloys with excellent biodegradation performance // JOM. 2014. №66. P. 566–572.

29. Oliveira V., Chaves R. R., Bertazzoli R., Caram R. Preparation and characterization of Ti-Al-Nb orthopedic implants // Brazilian Journal of Chemical Engineering. 1998. №17. P. 326–330.

30. Semlitsch M., Staub F., Weber H. Titanium-aluminum-niobium alloy, development for biocompatible, high-strength surgical implants // Biomedizinische Technik. 1985. №30. P. 334–340.

31. Zhang S., Zhang X., Zhao C., Li J., Song Y., Xie C., Tao H., Zhang Y., He Y., Jiang Y., Bian Y. Research on an Mg–Zn alloy as a degradable biomaterial // Acta Biomaterialia. 2010. №6. P. 626–640.