

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 Прочность и механизм разрушения образцов на кручение из
магниевого сплава Mg-Zn-Ca

Обучающийся

А.А. Сергеев

(Инициалы, Фамилия)

(личная подпись)

Руководитель

к.т.н., М.Н. Тюрков

(ученая степень, звание, Инициалы, Фамилия)

Тольятти 2023

Аннотация

Темой моей дипломной работы является: "Прочность и механизм разрушения образцов на кручение из магниевого сплава Mg-Zn-Ca".

Дипломная работа состоит из 42 страниц в которые входят - введение, три главы, заключение и источники, в том числе иностранные, а также 1 таблица, 11 картинок.

Актуальностью данной работы является изучение свойств магниевого сплава для дальнейшего его использования в медицине в качестве костных имплантатов, так как сплав на основе магния обладает замечательными механическими свойствами и таким уникальным свойством как биорезорбируемость.

Сплав Mg-Zn-Ca нуждается в дополнительном упрочнении, и в качестве метода упрочнения был выбран РКУП. Целью данной работы является исследование влияния равноканального углового прессования на механизм разрушения магниевого сплава.

Дипломную работу можно разделить на несколько взаимосвязанных частей, таких как изучение материалов, используемых в ортопедии, построение методики проведения испытаний и подбор оборудования, а также сами результаты испытаний и заключение.

В заключение следует отметить, что данная работа является важной частью исследования свойств магниевого сплава как материала для имплантации в тело человека. Как и любой медицинский материал, он должен быть тщательно изучен, прежде чем его можно будет использовать в медицинской сфере, особенно там, где речь идет о здоровье человека.

Abstract

he topic of my thesis is: "Strength and fracture mechanism of torsion specimens made of magnesium alloy Mg-Zn-Ca".

Diploma work consists of 42 pages which include - introduction, three chapters, conclusion and sources, including foreign, as well as 1 table, 11 pictures.

Relevance of this work is to study properties of the magnesium alloy for its further use in medicine as bone implants, as the alloy based on magnesium has remarkable mechanical properties and such unique property as bioresorbability.

The Mg-Zn-Ca alloy requires additional hardening and EBSD was chosen as the hardening method. The aim of this work is to investigate the effect of equal-channel angle pressing on the fracture mechanism of magnesium alloy.

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

In conclusion, this work is an important part of the investigation into the properties of magnesium alloy as a material for implantation into the human body. Like any medical material, it must be carefully studied before it can be used in the medical field, especially where human health is concerned.

Оглавление

Введение.....	5
Глава 1 Материалы применяемые в ортопедии	7
1.1 Нержавеющая сталь.....	7
1.1.1 Общие применения	7
1.1.2 Соответствующая биологическая активность.....	7
1.1.3 Клинически значимые механические свойства.....	8
1.1.4 Хирургически применимые свойства обработки.....	8
1.2 Титан и титановые сплавы.....	9
1.2.1 Общие применения	9
1.2.2 Соответствующая биологическая активность.....	10
1.2.3 Клинически значимые механические свойства.....	10
1.2.4 Хирургически применимые свойства обработки.....	11
1.3 Магниевого сплавы.....	12
1.4 Изделия для имплантации.....	12
1.4.1 Костные пластины	12
1.4.2 Винты.....	14
Глава 2 – РКУП и испытание на кручение	17
2.1 Процесс РКУП	17
2.2 Формирование структуры.....	21
2.3 Испытание на кручение	23
2.4 Анализ излома.....	27
Глава 3 Влияние РКУП на прочность и механизм разрушения сплава Mg-Zn- Ca.....	31
3.1 Материал исследования	31
3.2 Испытание на кручение образцов из сплава системы Mg-Zn-Ca.....	32
3.3 Полученные в результате испытания изломы	34
Заключение	39
Список используемой литературы и используемых источников.....	40

Введение

Различные металлические сплавы используются в медицине уже не одно столетие, так уже в 18 веке для фиксации костных отломков начали применять железо, золото и серебро. С тех пор люди сильно продвинулись в разработке и применении сплавов в ортопедии. В наше время активно применяют стали и сплавы на основе титана. Их широкое применение обусловлено свойствами этих материалов, они являются наиболее подходящими для костных имплантатов по сравнению со множеством других металлов. Но это не означает что данные материалы являются идеальными в данной сфере. Титановые сплавы, и, в особенности, стальные, подвержены коррозии внутри тела человека. Подобное явление чревато последствиями для организма человека, и может потребоваться срочная операция по удалению имплантата.

Поэтому учёные со всего мира работают над созданием новых сплавов, которые могли бы превзойти сталь и титан. Так, например, сейчас активно ведётся разработка сплавов на основе магния. Магний не только является полезным элементом в теле человека, сплавы на его основе так же имеют механические свойства наиболее близкие к кости. Хотя магниевые сплавы являются очень перспективными, они пока находятся на стадии разработки.

В данной работе мы изучаем сплав на основе магния Mg-Zn-Ca. Этот сплав представляет собой тройную систему, состоящую из магния, цинка и кальция. Он является перспективным материалом для исследования и дальнейшего применения в биомедицине благодаря его превосходным механическим свойствам, которые близки к человеческой кости. Так же в отличии от других металлов и сплавов применяемых в ортопедии, таких как нержавеющая сталь, титан и сплавы на его основе, магний является материалом третьего поколения, то есть обладает такими свойствами как биосовместимость, биоинертность и биорезорбируемость. Отличает магний именно биорезорбируемость, ведь благодаря ей, имплантат из магниевого сплава, выполнив свою функцию полностью растворится в теле человека, не

нанеся никакого вреда здоровью. Таким образом исключается нужда в повторном хирургическом вмешательстве для извлечения имплантата.

Но сплав всё ещё находится на стадии исследования и пока не готов к применению в медицине. Главной проблемой является слишком быстрое разложение материала, из-за чего кость не успеет срастись. В связи с этим проводятся различные испытания для повышения коррозионной стойкости магния. Одним из методов повышения стойкости магния к коррозии является его упрочнение. Именно поэтому для данного исследования было решено провести интенсивную пластическую деформацию сплава методом РКУП, а целью же самой работы является выявить разницу в механических свойствах сплава до и после обработки РКУП, а именно, в прочности на кручение. Так как пластину для имплантации в кость необходимо зафиксировать винтами, поэтому необходимо что бы материал был способен выдерживать нагрузку на кручение, иначе будет риск скручивания винта.

Для достижения цели данной работы, необходимо:

- Провести обзор литературы, подобрать оборудование и подвергнуть образцы испытанию на кручение
- Изучить полученные изломы
- Оценить влияние РКУП на прочность сплава

Глава 1 Материалы применяемые в ортопедии

1.1 Нержавеющая сталь

Нержавеющая сталь была и остается материалом для широкого спектра ортопедических имплантатов. Множество сплавов нержавеющей стали было разработано как для промышленного, так и для медицинского применения. Эти сплавы используются для изменения структурных свойств и биологической реакции на компоненты сплава. Хотя между сплавами существует значительная разница, большинство нержавеющей стали медицинского назначения представляет собой сплав под названием 316L. Он состоит в основном из железа плюс хром, никель и молибден [1].

1.1.1 Общие применения

Нержавеющая сталь использовалась при разработке бесчисленных имплантатов для ортопедической помощи. Она часто используется в производстве ортопедических пластин, винтов, скользящих винтов для бедра, гибких гвоздей и жестких интрамедуллярных гвоздей раннего поколения.

1.1.2 Соответствующая биологическая активность

Нержавеющая сталь используется для имплантации уже много лет. Это один из самых ранних материалов для имплантатов, который получил широкое распространение. Другим материалам не хватало долговечности и прочности, которые могла предложить нержавеющая сталь. Кроме того, это был широко доступный материал. В богатой кислородом среде организма этот материал не подвергается коррозии.

Многие сплавы нержавеющей стали содержат никель, который может (но не всегда) вызывать аллергическую реакцию. Реактивность на имплантаты несколько противоречива и является предметом дебатов в литературе. Также были описаны случаи эксплантации (удаления) никельсодержащих материалов с последующим улучшением симптомов.

1.1.3 Клинически значимые механические свойства

Модуль упругости описывает способность материала деформироваться под действием напряжения. Самое главное, он описывает величину напряжения, необходимого для упругой деформации материала. Эта деформация происходит линейно и предсказуемо. Нержавеющая сталь обладает высоким модулем упругости. Это свойство обеспечивает превосходную жесткость конструкции. Для конструкций по лечению переломов, требующих стабильной фиксации, это делает нержавеющую сталь привлекательной в качестве материала для имплантатов [2].

1.1.4 Хирургически применимые свойства обработки

Первооткрыватели открытой редукции и стабильной фиксации в Европе, изготавливали многие из своих ранних имплантатов на месте. Относительно широко доступная нержавеющая сталь послужила основой для разработки современных методов лечения переломов. Во многих случаях имплантаты разрабатывались в очень простых условиях обработки и изготавливались по индивидуальному заказу.

Ранние стержневые интрамедуллярные гвозди изготавливались из нержавеющей стали, в том числе трехфланцевые гвозди. Многие ранние интрамедуллярные гвозди были успешными, но некоторые из них перешли в атрофическое несращение из-за выраженной жесткости этих гвоздей. В попытке улучшить эти осложнения, некоторым гвоздям придали "щелевидное" или подковообразное сечение, чтобы сделать их менее жесткими. Уход за переломами с помощью аппаратных средств развивался по мере накопления опыта. В 1970-х - 1990-х годах предпочтение отдавалось жестким конструкциям (из нержавеющей стали). За последние 20 лет произошел отход от "полной жесткости". Современные теории фиксации переломов отдают предпочтение менее жестким конструкциям для улучшения заживления кости.

Нержавеющая сталь может быть отполирована до относительно высокой гладкости и использовалась/используется во многих видах артропластики. Пластины из нержавеющей стали достаточно пластичны, чтобы их можно было изменять в операционной во многих ситуациях. Для изменения этого материала в операционной обычно имеются сгибатели, борфрезы и режущие инструменты [3].

1.2 Титан и титановые сплавы

Титан - распространенный металл, используемый для имплантации в ортопедической хирургии. Хотя титан является металлическим элементом, большинство ортопедических "титановых имплантатов" на самом деле являются сплавами. Эти сплавы, как правило, являются запатентованными смесями, отличающимися у разных производителей.

Физические свойства делают титан востребованным материалом в ортопедической практике [4].

1.2.1 Общие применения

Титан является распространенным материалом в различных ортопедических имплантатах. Большинство компонентов бедренного стебля тазобедренного сустава изготавливаются из титанового сплава. То же самое можно сказать и о большинстве стержней для артропластики плечевого сустава. Более того, почти все используемые в настоящее время интрамедуллярные стержни состоят из титанового сплава. Традиционные системы наложения пластин из нержавеющей стали используются для стабилизации переломов уже несколько десятилетий. Многие хирурги могут выбирать пластины и винты из нержавеющей стали или титана. Было проведено много исследований, касающихся уменьшения прилипания бактерий к титану, который может быть более подвержен прилипанию. Они

также используются в различных видах хирургии позвоночника, включая некоторые педикулярные винты, стержни и межтеловые устройства.

1.2.2 Соответствующая биологическая активность

Имплантируемые материалы, особенно те, которые предназначены для сохранения в течение всей жизни носителя, должны стать биологически инертными или почти биологически инертными. Например, если бы был имплантирован материал, который может метаболизироваться (см. рассасывающийся шовный материал ниже), организм легко изменил бы механические свойства материала. Это привело бы к непредсказуемым и в некоторой степени неизбежным долгосрочным последствиям, связанным с имплантацией. Аналогично, нежелателен материал, склонный к окислению или выделяющий биологически активные частицы.

Титан, в отличие от этих примеров, предсказуемо окисляется при имплантации. Окисленный титан создает очень тонкий слой окисленного титана, который покрывает имплантат. Этот слой биологически инертен. К преимуществам этого метода относятся сохраненная и предсказуемая механика материала, отсутствие биологической реакции хозяина и долгосрочная стабильность материала.

1.2.3 Клинически значимые механические свойства

Модуль упругости описывает способность материала деформироваться под действием напряжения. В частности, он описывает величину напряжения, необходимого для упругой деформации материала. Эта деформация происходит линейно и предсказуемо. Если сравнивать металлы для имплантации, то титан имеет модуль упругости ближе к кортикальной кости, чем другие варианты. Несмотря на разницу более чем в 10 раз, титановые имплантаты обычно имеют меньший второй момент площади (напрямую связанный с площадью поперечного сечения), чем кость. И наоборот, нержавеющая сталь имеет более высокий модуль упругости, чем титан. Использование имплантата или устройства, механические свойства которого схожи с костью (например, титана), выгодно в ортопедических приложениях.

Вышеуказанными свойствами можно манипулировать для создания благоприятной биомеханики имплантата и кости. Самое главное, что при правильном проектировании и применении титан обеспечивает достаточное микродвижение в местах перелома в несущих и распределяющих нагрузку конструкциях для образования мозоли. Это относительное движение необходимо для надежного биологического ответа и вторичного заживления кости.

1.2.4 Хирургически применимые свойства обработки

Титан является легко обрабатываемым материалом и может быть подвергнут холодной или горячей обработке для придания ему разнообразных форм. Современные металлургические технологии позволяют практически безгранично создавать дизайн имплантатов, что привело к появлению множества технологий производства имплантатов и разнообразных широко доступных имплантатов для артропластики и травматологии.

Гладкость – это, количественно измеряемое свойство материала, которое имеет большое значение при проектировании подшипников. Многие ранние конструкции тотального коленного сустава, включая имплантат Miller-Galante, имели титановую поверхность. Хотя эти имплантаты были очень успешными в свое время, износостойкие характеристики титана были вытеснены более "гладкими" металлами (например, кобальто - хромовыми сплавами). Титан не может быть отполирован и обработан до гладкости поверхности, сравнимой с другими материалами имплантатов, такими как кобальт-хром. Современные коленные имплантаты в основном состоят из титанового сплава на границе с костью, и кобальтохромового сплава на несущей поверхности. Это свойство обеспечивает благоприятный интерфейс кость-имплантат (титан) и желательную гладкость для несущей нагрузки (кобальт-хром).

Титановые пластины и другие имплантаты легко обрабатываются в операционной. Сгибатели имплантатов, боры и режущие устройства являются

распространенными инструментами, используемыми для приведения имплантатов в соответствие с конкретными потребностями [5].

1.3 Магниевые сплавы

Сплавы на основе магния считаются биоматериалами третьего поколения (биоактивными, биоразлагаемыми и биоустойчивыми) для тканевой инженерии, поскольку они могут выступать в качестве временной структуры для регенерации тканей и в конечном итоге полностью разрушаются в биологической среде. Биоматериалы первого поколения являются биоинертными (металлические имплантаты, керамика и т.д.), а биоматериалы второго поколения - биоактивными и биоразлагаемыми (биокерамика и полимер). Сплавы магния обладают значительными преимуществами перед материалами для постоянных имплантатов, включая легкость, плотность близкую к плотности кости (естественная кость 1,80-2,00 г/см³ и Mg 1,74-2,00 г/см³) и высокое отношение прочности (растяжения) к весу (158 кН-м/кг) [6].

Хотя сплавы Mg обладают многочисленными преимуществами перед постоянными имплантатами, однако они демонстрируют неконтролируемую коррозию и скорость деградации в жидком растворе организма. Именно поэтому сейчас учёные по всему миру усердно работают над улучшениями свойств магниевых сплавов и исправлением данных недостатков.

1.4 Изделия для имплантации

1.4.1 Костные пластины

Костные пластины - это плоские металлические конструкции, которые используются для фиксации костных фрагментов и обеспечения стабильности в процессе заживления. Эти пластины должны быть достаточно прочны, чтобы

выдерживать нагрузки, возникающие во время обычной повседневной деятельности [7]. На рисунке 1 изображены пластины из титанового сплава.



Рисунок 1 – Костная пластина из титанового сплава

Костные пластины бывают различных форм и размеров в зависимости от места и типа восстанавливаемой кости. Некоторые примеры костных пластин включают:

1. Прямые пластины: Эти пластины используются для стабилизации переломов длинных костей, таких как бедренная или большеберцовая. Они обычно прямые и имеют несколько отверстий для винтов по всей длине, чтобы обеспечить максимальную фиксацию.

2. Т-образные пластины: Эти пластины имеют форму буквы "Т" и используются для фиксации переломов костей, которые разветвляются в разных направлениях, например, плечевой кости (плечевой кости). Вертикальная часть пластины вставляется в кость, а горизонтальная часть фиксируется к кости винтами.

3. L-образные пластины: Эти пластины имеют форму буквы "L" и используются для фиксации переломов костей, расположенных под углом друг к другу, например, костей голени (большеберцовой кости). Длинная часть пластины крепится к кости с помощью винтов, а короткая часть пластины вставляется в кость.

4. Фиксирующие пластины: Эти пластины имеют специальные отверстия для винтов, позволяющие использовать фиксирующие винты, которые фиксируют пластину к кости и обеспечивают дополнительную стабильность. Фиксирующие пластины часто используются в случаях плохого качества кости или когда традиционных винтов недостаточно.

Во время операции костная пластина устанавливается на сломанную кость и фиксируется на месте с помощью винтов, которые вставляются через отверстия в пластине и в кость. Количество и размер используемых винтов зависит от размера и расположения пластины, а также от тяжести перелома [8].

1.4.2 Винты

Винты предназначены для введения в кость и обеспечения стабильной точки опоры для имплантата. Резьба на стержне винта предназначена для захвата кости и обеспечения надежной фиксации. На рисунке 2 изображена кость, фиксируемая пластиной и винтами

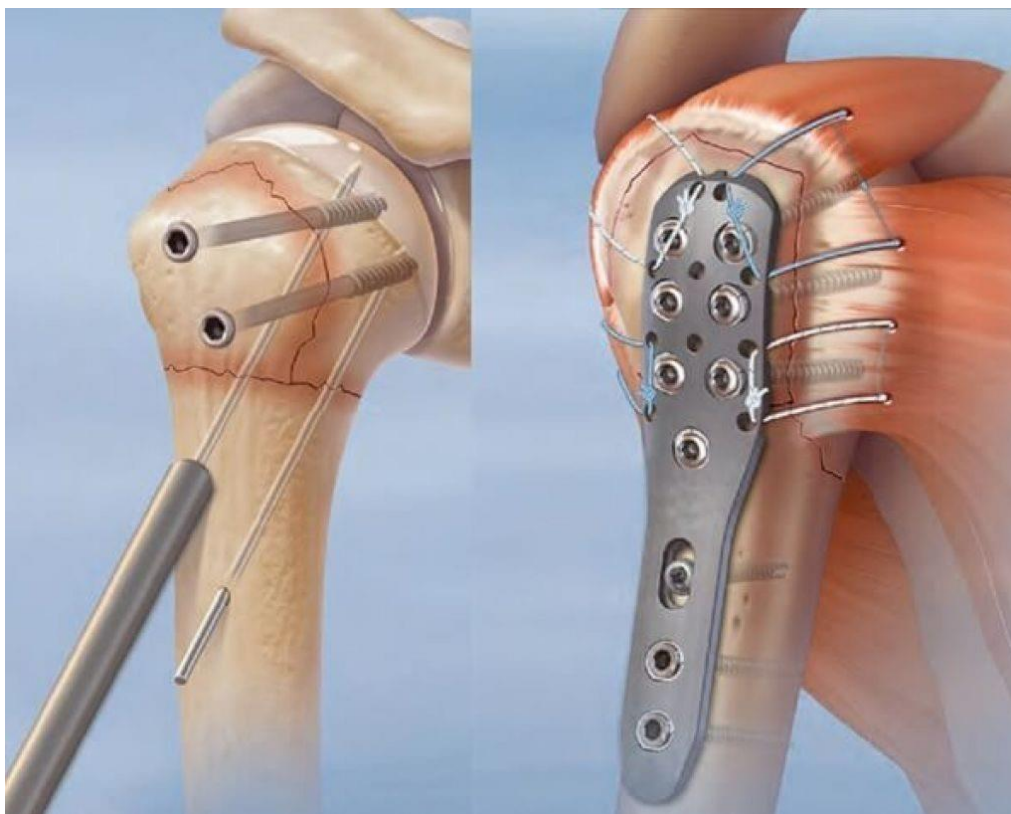


Рисунок 2 – Винты в кости

Винты для имплантатов бывают разных размеров и форм, каждая из которых предназначена для конкретного применения. Некоторые винты имеют самонарезающую конструкцию, что означает, что они могут быть вставлены непосредственно в кость без необходимости предварительного сверления отверстия. Другие винты требуют предварительного просверливания отверстия в кости перед их установкой [9].

Головка винта предназначена для вращения с помощью отвёртки. Головка винта может иметь шестигранный, крестообразный или другой тип привода, в зависимости от конкретной конструкции винта.

Винты-имплантаты используются в различных ортопедических операциях, включая сращение позвоночника, фиксацию переломов и замену суставов. Конкретный тип используемого винта зависит от места и характера травмы или состояния, которое лечится [10].

В целом, винты-имплантаты, используемые в ортопедической хирургии, представляют собой специализированный тип винтов, предназначенных для фиксации костей. Они изготавливаются из биосовместимых материалов и бывают различных размеров и форм, каждая из которых предназначена для конкретного применения. Головка винта предназначена для вращения с помощью специального инструмента, и винты используются в различных ортопедических операциях для обеспечения стабильности и заживления.

Вывод

В данной главе были рассмотрены распространённые материалы применяемые для изготовления имплантов, сам магниевый сплав, а так-же импланты в виде пластин и винтов предназначенных для фиксации кости человека.

Глава 2 РКУП и испытание на кручение

Существует множество методов наложения больших пластических деформаций на материалы с целью получения мелкозернистых микроструктур. Для этих целей используютсяковка, экструзия, волочение и прокатка, но все они имеют существенные недостатки. Многократное уменьшение поперечного сечения исходной заготовки ограничено геометрическими изменениями заготовки, требуют высоких нагрузок и приводят к неравномерной деформации. При прокатке, например, уровни деформации, необходимые для формирования ультрамелкозернистой структуры, достигаются только в тонких фольгах. Эти проблемы создают значительные ограничения для производства крупных деталей или синтеза и обработки новых материалов с целью получения специальных микроструктур и свойств. Многие ограничения, связанные с традиционными методами деформации металлов, могут быть преодолены с помощью РКУП - метода, разработанного и запатентованного в бывшем Советском Союзе.

Это универсальный процесс, который можно использовать для улучшения микроструктуры и механических свойств широкого спектра металлов и сплавов, включая алюминий, медь, титан и магний. Он находит применение в таких отраслях, как аэрокосмическая, автомобильная и биомедицинская техника [11].

2.1 Процесс РКУП

РКУП - это процесс металлообработки, который включает в себя прессование металлической заготовки или прутка через специально разработанный штамп, имеющий два канала одинаковой площади поперечного сечения, пересекающиеся под углом. Заготовка помещается в штамп и затем проталкивается через каналы при контролируемой скорости и температуре.

При проталкивании заготовки через каналы она подвергается сильной пластической деформации, что приводит к значительному уменьшению площади ее поперечного сечения. В то же время зерна металла вынуждены проходить через каналы в определенном направлении, в результате чего они сильно удлиняются и выравниваются по направлению канала. Это приводит к значительному измельчению микроструктуры, при этом размер зерен обычно уменьшается от миллиметрового до субмикрометрового диапазона.

Угол, под которым пересекаются каналы, является важным параметром в процессе РКУП, поскольку он определяет степень деформации, которую испытывает металл, и ориентацию зерен после обработки. Различные углы пересечения каналов могут быть использованы для достижения различных микроструктур и механических свойств конечного продукта [12]. На рисунке 3 изображён процесс РКУП.

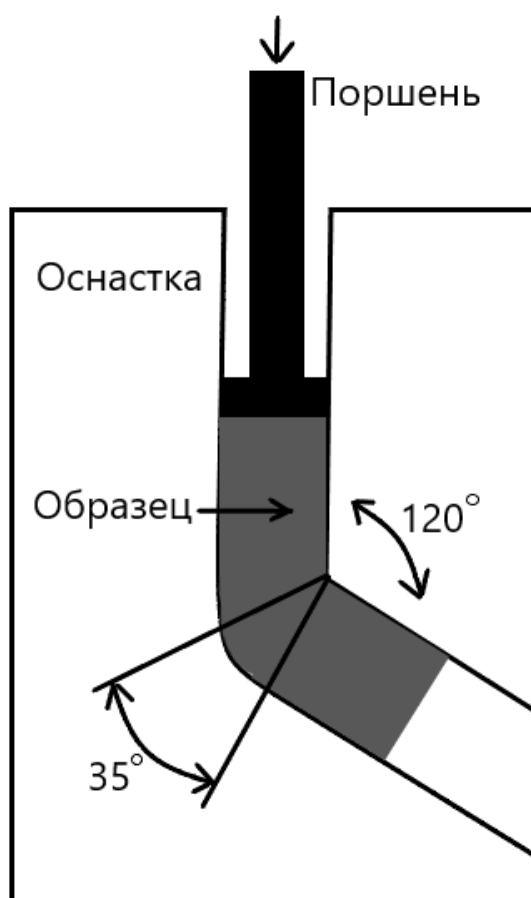


Рисунок 3 – процесс РКУП

Угол пересечения двух каналов в процессе РКУП является важным параметром, который влияет на измельчение зерна и микроструктурные изменения в материале. Угол может варьироваться от 60° до 135° , при этом наиболее часто используются углы 90° и 135° .

Угол пересечения влияет на деформационное поведение материала во время РКУП, что может привести к различным микроструктурным изменениям. Как правило, меньшие углы пересечения (например, 60° и 90°) приводят к более однородной деформации и более равномерному распределению деформации в материале, что может привести к более равномерному распределению размеров зерен и улучшению механических свойств [13].

С другой стороны, большие углы пересечения (например, 120° и 135°) могут привести к неоднородной деформации и неравномерному распределению деформации в материале, что может привести к бимодальному распределению размеров зерен и ухудшению механических свойств. Однако большие углы пересечения могут также привести к образованию полос деформации, что может улучшить механические свойства материала.

Исследования показали, что оптимальный угол пересечения зависит от конкретного материала и желаемых микроструктурных изменений. Например, исследование чистой меди показало, что угол 90° обеспечивает наиболее равномерное распределение зерен по размерам и улучшает механические свойства, а исследование алюминиевых сплавов показало, что угол 135° обеспечивает наилучшее сочетание прочности и пластичности.

В целом, угол пересечения является важным параметром в РКУП, который может влиять на микроструктурные изменения и механические свойства материала. Оптимальный угол зависит от конкретного материала и желаемых микроструктурных изменений, поэтому важно тщательно учитывать этот параметр при разработке процесса.

Сам процесс РКУП обладает рядом преимуществ перед другими методами интенсивной пластической деформации, такими как:

1. Простота и экономическая эффективность: РКУП является относительно простым и экономически эффективным процессом по сравнению с другими методами интенсивной пластической деформации, такими как кручение под высоким давлением и накопительное склеивание валов. Это делает его более доступным методом для исследований и промышленного применения.

2. Высокая однородность и изотропия: РКУП может создавать более однородную и изотропную микроструктуру в материале по сравнению с другими методами интенсивной пластической деформации. Это происходит потому, что поперечная деформация в РКУП приводит к более равномерному распределению деформации и напряжения в материале, что может привести к более равномерному распределению размера зерна и улучшению механических свойств.

3. Улучшение механических свойств: Было доказано, что РКУП значительно улучшает механические свойства металлов и сплавов, например, повышает прочность, пластичность и усталостную прочность. Это связано с измельчением микроструктуры и образованием субзерен и полос деформации в процессе РКУП.

4. массовое производство: РКУП может использоваться для массового производства металлов и сплавов с улучшенными механическими свойствами. Это делает его практичным методом для промышленного применения, например, для производства автомобильных и аэрокосмических компонентов.

5. Универсальность: РКУП может использоваться для улучшения микроструктуры широкого спектра металлов и сплавов, включая алюминий, медь, магний, титан и сталь. Это делает его универсальным методом для улучшения механических свойств различных материалов [14].

Все эти преимущества делают процесс РКУП наиболее желательным выбором для интенсивной пластической деформации материалов в тех или иных областях.

2.2 Формирование структуры

Уменьшение размера зерна во время РКУП обусловлено высокой пластической деформацией, возникающей во время процесса. Зерна в металле становятся сильно вытянутыми и выровненными по направлению канала, что приводит к значительному уменьшению их размера. Это уменьшение размера зерен сопровождается увеличением числа границ зерен. На рисунке 2 изображен график зависимости твердости от размера зерна.

Образование субзерен во время РКУП обусловлено наличием дислокаций в материале. По мере продавливания металла через матрицу в материале образуются и накапливаются дислокации, что приводит к образованию субзерен. Эти субзерна меньше исходных зерен и имеют более равномерное распределение по размерам.

Полосы деформации - еще одна микроструктурная особенность, которая может образоваться в процессе РКУП. Эти полосы представляют собой области с высокой плотностью дислокаций, ориентированных под углом к направлению канала. Полосы деформации могут образовываться при больших углах пересечения каналов в матрице [15].

В дополнение к этим микроструктурным изменениям, процесс РКУП может также привести к развитию высокой плотности дислокаций в материале. Дислокации - это линейные дефекты в кристаллической структуре металлов, которые могут влиять на их механические свойства. Высокая плотность дислокаций, возникающая в процессе РКУП, может привести к улучшению механических свойств материала, включая повышение его прочности и твердости.

В целом, процесс РКУП приводит к значительному уточнению микроструктуры металлов и сплавов, что может привести к улучшению их механических свойств. Конкретные микроструктурные изменения, происходящие в процессе РКУП, зависят от множества факторов, включая

угол пересечения каналов в матрице, температуру обработки и конкретный обрабатываемый материал [16].

Температура так же может оказывать значительное влияние на микроструктурные изменения, происходящие во время процесса. Температура может влиять на скорость деформации, поведение материала при рекристаллизации и стабильность микроструктуры.

При низких температурах скорость деформации во время РКУП ниже, и материал может демонстрировать более высокий уровень деформационного упрочнения. Это может привести к более мелким размерам зерен и более высокой плотности дислокаций в материале. При более высоких температурах скорость деформации выше, и материал может демонстрировать более низкий уровень деформационного упрочнения. Это может привести к увеличению размеров зерен и снижению плотности дислокаций в материале. На рисунке 4 изображена зависимость размера зерна от температуры обработки РКУП.

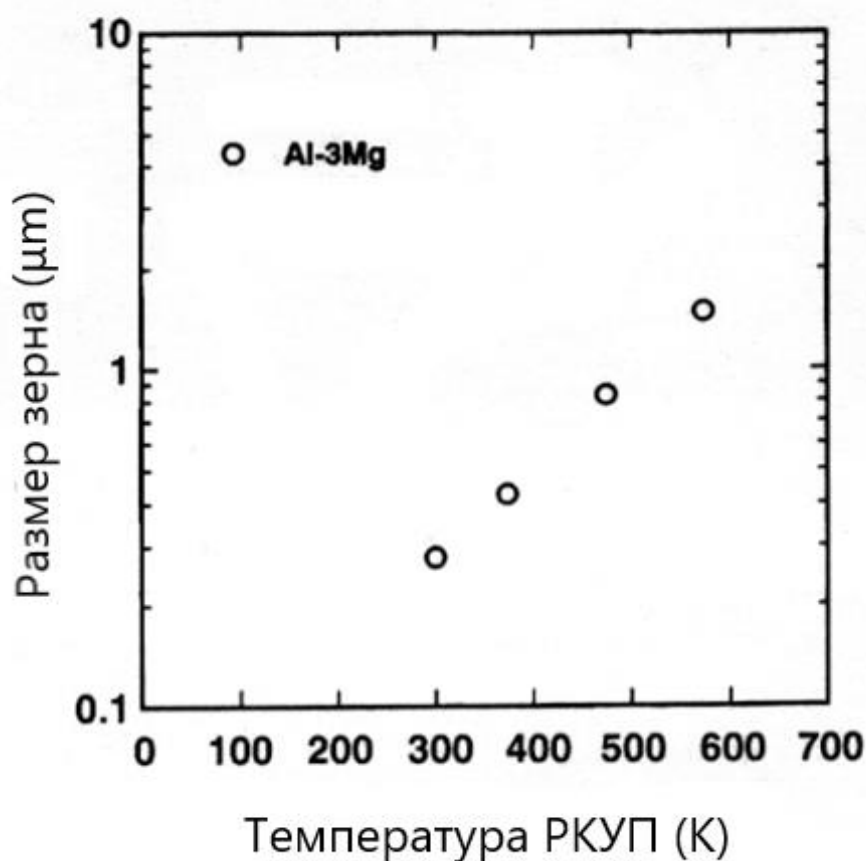


Рисунок 4 – Средний размер зерна в зависимости от температуры РКУП

Температура также может влиять на поведение материала при рекристаллизации. Рекристаллизация - это процесс, который происходит в металлах и сплавах при нагревании материала до определенной температуры, вызывая образование новых, свободных от деформации зерен. При более высоких температурах рекристаллизация происходит легче, что приводит к более однородной микроструктуре и уменьшению плотности дислокаций в материале.

Наконец, температура может влиять на стабильность микроструктуры, которая формируется во время РКУП. При более высоких температурах микроструктура может быть менее стабильной и с большей вероятностью подвергнется изменениям в результате термической активации. Это может привести к огрублению зерновой структуры и снижению механических свойств материала [17].

2.3 Испытание на кручение

Испытание на кручение - это механическое испытание, используемое для оценки механических свойств материалов при кручении. Испытание включает в себя скручивание цилиндрического или призматического образца вокруг его продольной оси с измерением крутящего момента и результирующего угла скручивания. Крутящий момент прикладывается постепенно, пока образец не разрушится или не достигнет заранее определенного максимального крутящего момента. На рисунке 5 изображена установка для испытаний на кручение КТС-405-20-0.5.



Рисунок 5 - установка для испытаний на кручение КТС-405-20-0.5

Установка для испытания на кручение КТС-405-20-0.5 - это специализированное оборудование, предназначенное для проведения механических испытаний на кручение материалов. Ниже приведены основные технические характеристики этой установки:

- Максимальная нагрузка: 500 Нм
- Диапазон скорости вращения: от 0,01 до 20 об/мин
- Диапазон измерения угла кручения: от 0 до 999,9 градусов
- Точность измерения угла кручения: $\pm 0,1$ градуса
- Точность измерения момента: $\pm 0,2\%$
- Диаметр образца: от 5 до 20 мм
- Расстояние между зажимами: от 10 до 400 мм
- Питание: 220 В, 50 Гц
- Габаритные размеры: 600 x 500 x 1000 мм
- Масса: около 100 кг

Установка для испытания на кручение КТС-405-20-0.5 имеет высокую точность и позволяет проводить испытания на кручение различных материалов, включая металлы, полимеры и композитные материалы. Эта установка широко используется в научных исследованиях.

Во время испытания на кручение материал подвергается пластической деформации из-за сдвиговых напряжений, возникающих в образце. В результате деформации образуется высоко локализованная область деформации, известная как зона сдвига. Зона сдвига характеризуется образованием полос скольжения, которые представляют собой узкие области интенсивной пластической деформации, и развитием высокой плотности дислокаций.

По результатам испытания на кручение можно определить механические свойства материала, включая модуль сдвига, предел текучести, предел прочности и пластичность. Модуль сдвига - это мера сопротивления материала деформации под действием напряжения сдвига, а предел текучести - это напряжение, при котором в материале начинается пластическая деформация. Предел прочности - это максимальное напряжение, которое материал может выдержать до разрушения, а пластичность - это показатель способности материала деформироваться без разрушения [18].

Ниже приведены виды изломов которые могут возникнуть при испытании на кручение:

- Вязкое разрушение: Этот тип разрушения происходит, когда материал подвергается значительной пластической деформации перед разрушением. Материал растягивается и деформируется, прежде чем окончательно разрушиться. Этот тип разрушения часто наблюдается в материалах с высокой пластичностью, например, в мягких металлах, таких как алюминий и медь. Поверхность излома выглядит шероховатой и рваной, с тусклой, матовой поверхностью. На поверхности излома могут также наблюдаться признаки шейки, когда материал становится тоньше и более вытянутым перед разрывом.

– Хрупкий излом: Этот тип излома происходит, когда материал ломается без значительной пластической деформации. Материал не способен поглощать энергию, поэтому он разрушается внезапно и катастрофически. Этот тип разрушения часто наблюдается в материалах с низкой пластичностью и высокой прочностью, таких как керамика, стекло и некоторые металлы, например, чугун. Поверхность излома выглядит гладкой и блестящей, с кристаллической структурой.

– Излом со сдвигом: Этот тип разрушения происходит, когда материал подвергается сдвиговому напряжению, превышающему его прочность на сдвиг. Напряжение сдвига возникает, когда две силы прикладываются в противоположных направлениях параллельно поверхности, вызывая скольжение материала вдоль этой поверхности. Этот тип разрушения часто наблюдается в материалах с низкой пластичностью и высокой прочностью, таких как закаленная сталь. Поверхность излома выглядит наклонной и диагональной, с шероховатой поверхностью.

– Усталостный излом: Этот тип разрушения происходит, когда материал подвергается многократным циклам нагружения и разгрузки. Каждый цикл приводит к образованию и росту мелких трещин, пока материал окончательно не разрушается. Этот тип разрушения часто наблюдается в материалах, которые подвергаются циклическим нагрузкам, например, металлические компоненты в машинах и самолетах. Поверхность излома выглядит зернистой и шероховатой, с множеством мест зарождения трещин.

– Разрушение при перегрузке: Этот тип разрушения происходит, когда материал подвергается нагрузке, превышающей его предельную прочность. Материал не в состоянии выдержать нагрузку, поэтому он разрушается внезапно и катастрофически. Этот тип разрушения часто наблюдается в материалах, которые подвергаются экстремальным нагрузкам или ударам, например, при автомобильной аварии или взрыве. Поверхность

излома выглядит грубой и неровной, с четким разделением между двумя половинками образца [19].

– Квазихрупкое разрушение: Материалы, демонстрирующие квазихрупкое разрушение, обычно имеют высокую прочность и низкую пластичность, например, керамика и некоторые виды композитных материалов. Во время испытания на кручение эти материалы могут сначала подвергнуться некоторой пластической деформации, но затем они достигают критической точки, в которой происходит хрупкое разрушение с незначительной дополнительной деформацией или без нее.

Квазихрупкое разрушение трудно прогнозировать и моделировать, поскольку оно включает в себя сложную комбинацию свойств материала и условий нагружения. Оно часто характеризуется сочетанием хрупкого растрескивания и локализованной пластической деформации, что приводит к образованию неровной и шероховатой поверхности разрушения.

Это некоторые из распространенных типов изломов, которые могут возникнуть при испытании на кручение. Тип возникающего разрушения зависит от свойств материала, условий нагружения и других факторов. Понимание типа возникающего разрушения может дать ценные сведения о свойствах материала и его поведении при различных условиях нагружения [20].

2.4 Анализ излома

Анализ излома после испытания на кручение является важным этапом оценки механических свойств материала.

После испытания на кручение разрушенный образец исследуется для определения вида излома и места излома. Анализ излома может дать ценную информацию о механическом поведении материала и факторах, способствовавших его разрушению.

Расположение трещины также может дать важную информацию о механическом поведении материала. Например, если излом произошел в месте концентрации напряжений, таком как выемка или отверстие, это указывает на то, что материал подвержен концентрации напряжений и может потребовать дополнительных конструктивных решений для предотвращения разрушения [21].

В дополнение к визуальному анализу, могут быть применены и другие методы анализа излома.

Сканирующая электронная микроскопия является распространенным методом, используемым для анализа поверхности излома. Сканирующая электронная микроскопия позволяет получить изображения поверхности разрушения с высоким разрешением, что позволяет выявить морфологию разрушения и особенности микроструктуры, которые способствовали разрушению. Например, он может выявить наличие пустот, включений или других дефектов, которые могли способствовать разрушению, а также степень пластической деформации и развитие полос сдвига [22]. На рисунке 6 изображён сканирующий электронный микроскоп «Carl Zeiss Sigma».



Рисунок 6 - электронный микроскоп «Carl Zeiss Sigma»

Электронный микроскоп Carl Zeiss Sigma - это универсальный сканирующий электронный микроскоп (СЭМ), который обладает целым рядом технических параметров, позволяющих получать изображения высокого разрешения и анализировать различные материалы. Вот некоторые технические параметры этого микроскопа:

- Источник электронов: Полевая эмиссионная пушка Шоттки
- Ускоряющее напряжение: от 200 В до 30 кВ
- Максимальное разрешение: 1,0 нм при 15 кВ
- Диапазон увеличения: 4x - 1 000 000x
- Детекторная система: Внутрлинзовые детекторы и детекторы Эверхарта-Торнли
- Режимы визуализации: Вторичная электронная визуализация (SEI), визуализация обратно рассеянных электронов (BEI) и энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия (EDS).

- Камера для образцов: Большая вакуумная камера с моторизованным столиком для 5-осевого позиционирования образца.
- Размер образца: До 150 мм в диаметре и 50 мм в высоту
- Подготовка образцов: Напыление проводящих материалов (например, золота, платины) для непроводящих образцов.
- Программное обеспечение: ZEISS SmartSEM, позволяющее легко ориентироваться, получать изображения и анализировать образцы.

Эти технические параметры позволяют электронному микроскопу обеспечивать получение изображений высокого разрешения и анализ широкого спектра материалов.

Анализ излома после испытания на кручение может дать ценную информацию о механических свойствах материала, включая пластичность, вязкость и сопротивление усталости. Анализ также может выявить механизмы разрушения, что может быть использовано для улучшения конструкции и обработки материалов для конкретных применений.

Вывод

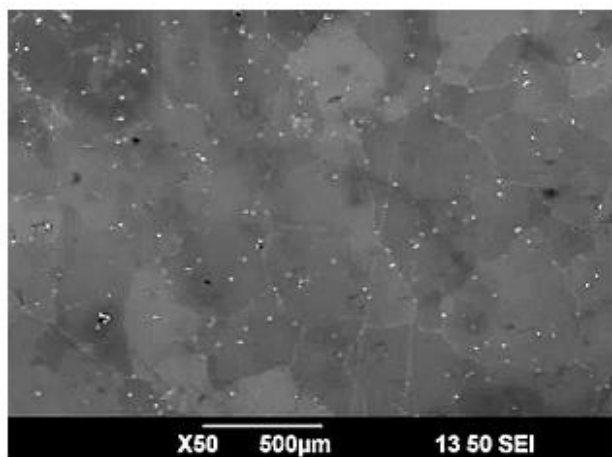
Были подобраны современные методики проведения экспериментов и анализа полученных результатов. Именно по этим методикам и было проведено исследование прочности и механизма разрушения сплава Mg-Zn-Ca на кручение.

Глава 3 Влияние РКУП на прочность и механизм разрушения сплава Mg-Zn-Ca

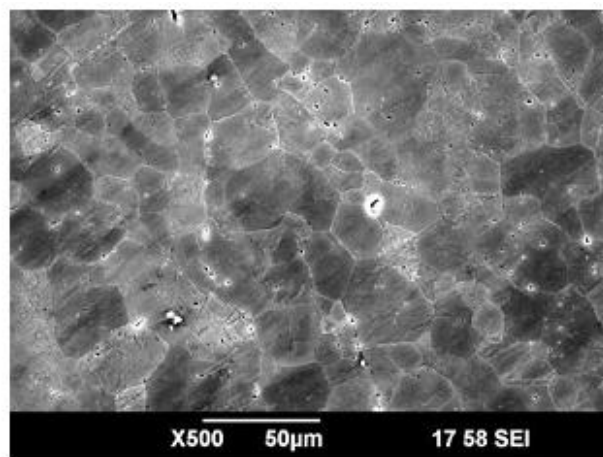
1.1 Материал исследования

Изучаемый образец - магниевый сплав системы Mg-Zn-Ca с содержанием 1% цинка и 0,2% кальция, который был подвергнут гомогенизационному отжигу при 450 °С в течение 24 часов в литом состоянии с крупными зернами. Для получения мелкозернистой структуры сплав был подвергнут равно-канальному угловому прессованию (РКУП) с температурами 430 °С, 400 °С и 350 °С при угле $\varphi=120^\circ$ в два прохода. После РКУП была сформирована бимодальная структура с крупными зернами размером 35-40 мкм и мелкими зернами размером 5 мкм, при этом можно наблюдать отдельные пакеты вытянутых зерен. В исходном состоянии структура образца состояла из зерен α -Mg с размером 415 мкм, а на границе зерен размер частиц составил 4 мкм с объемной долей в 1%. Несмотря на высокую плотность дислокаций внутри зерен, структура характеризуется равновесностью и четкими границами. Для механических испытаний были изготовлены образцы из заготовок крупнозернистого и мелкозернистого материала.

На рисунке 7 изображена структура сплава Mg-Zn-Ca до и после РКУП.



а)



б)

Рисунок 7 – структура сплава до (а) и после РКУП (б)

1.2 Испытание на кручение образцов из сплава системы Mg-Zn-Ca

Испытание образцов магниевого сплава системы Mg-Zn-Ca диаметром 3 мм на кручение проходило в соответствии с ГОСТ 3565-80 на установке КТС-405-20-0.5. В результате проведённого эксперимента была получена диаграмма «крутящий момент – угол закручивания» (рисунок 8), на которой видно, что максимальный угол закручивания образца после РКУП снизился, а крутящий момент наоборот – повысился.

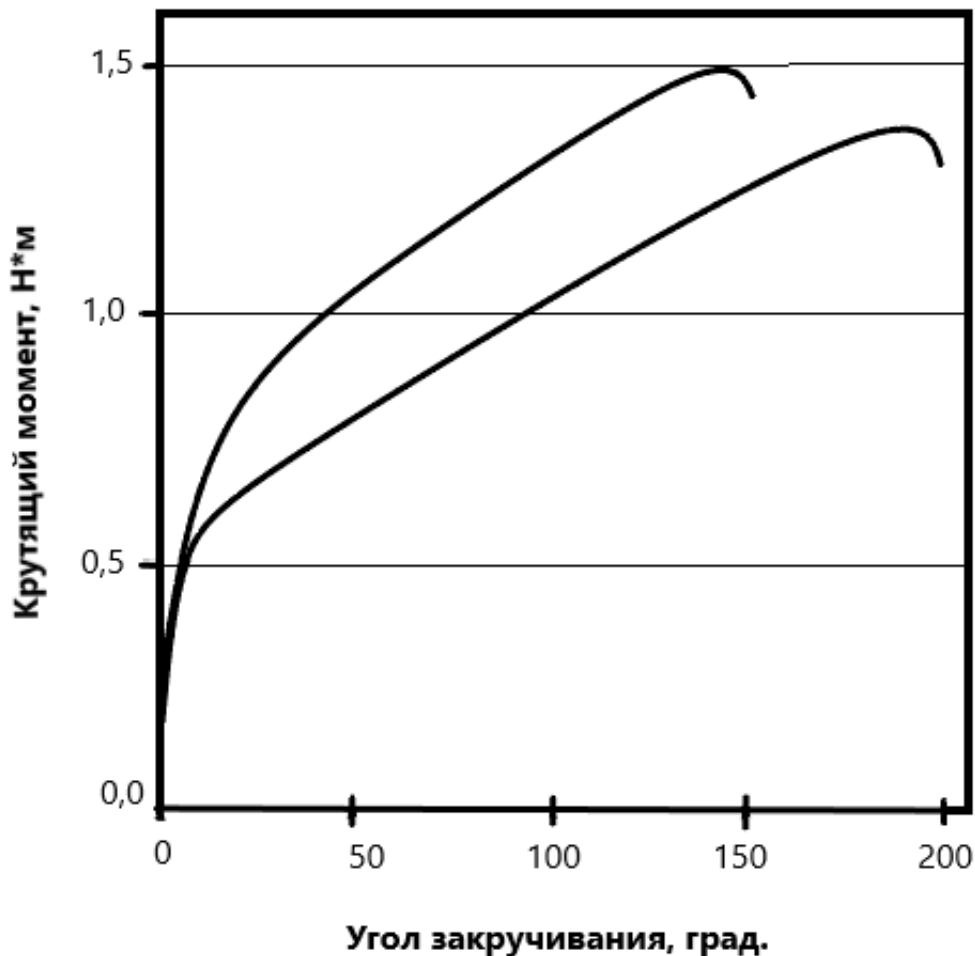


Рисунок 8 - Диаграмма «крутящий момент – угол закручивания» при испытании на кручение образцов диаметром 3 мм из магниевого сплава Mg-Zn-Ca в исходном состоянии (1) и после РКУП (2)

Из полученных данных был проведён расчёт механических свойств образцов по следующим формулам:

$$\tau_{max} = \frac{M_{кр}}{W} = \frac{M_{кр}}{2J_p} = 16M_{кр}/\pi d^3 \quad (1)$$

Где d – диаметр рабочей части образца; W – момент сопротивления; J_p – полярный момент инерции сечения для круглого образца, $J_p = \pi d^4/32$

$$t_k = \frac{4}{\pi d^3} + \left(3M_{кр} + \theta \frac{dM_{кр}}{d\theta} \right) \quad (2)$$

Где $M_{кр}$ – наибольший крутящий момент при котором образец разрушается; θ – удельный угол закручивания перед разрушением [23].

В результате проведённых расчетов были получены следующие данные, представленные в таблице 1.

Состояние	τ_k , МПа	$\tau_{0.3}$, МПа	ν , %
После отжига	264±9	102±5	33±0.3
После РКУП	283±15	132±10	25±0.7

Таблица 1 – Механические свойства сплава Mg-Zn-Ca при кручении

Проведенный анализ диаграммы "крутящий момент - угол закручивания" показал, что после РКУП предел прочности и предел текучести при кручении увеличились на 19 МПа и 30 МПа соответственно, а относительный сдвиг уменьшился на 8% по сравнению со сплавом после отжига.

1.3 Полученные в результате испытания изломы

На изображениях 8 и 9 можно увидеть изломы двух образцов. В исходном образце чётко видна центральная часть и её границы. Связано это с тем, что при распространении трещины, между двумя половинами образца есть небольшая дистанция, границы не затираются, и дойдя ближе к центру, трещина вызывает резкий излом образца.



Рисунок 9 – излом образца в исходном состоянии

Во втором случае, при распространении трещины, между двумя половинами образца нету дистанции и границы при кручении стираются, создавая вот такой однородный излом.

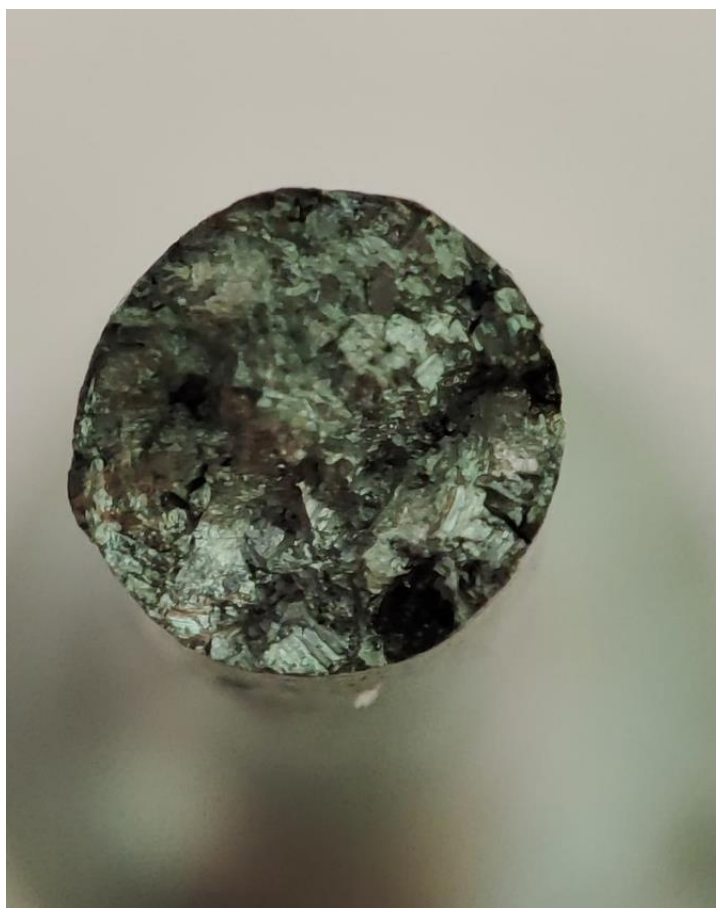


Рисунок 10 – излом образца после РКУП

На рисунке 10 (а) изображён общий вид излома, на нём так же видна центральная часть. По результатам микрофрактографического анализа было выявлено, что в центральной части образца (рис.10 б) магниевого сплава разрушение произошло по механизму квазискола, видно наличие участков смятия рельефа от контакта с ответной поверхностью излома. В то же время, микрорельеф в переходной и периферийной частях (рис.10 в-г) излома был практически полностью затерт от взаимного трения с ответной поверхностью излома.

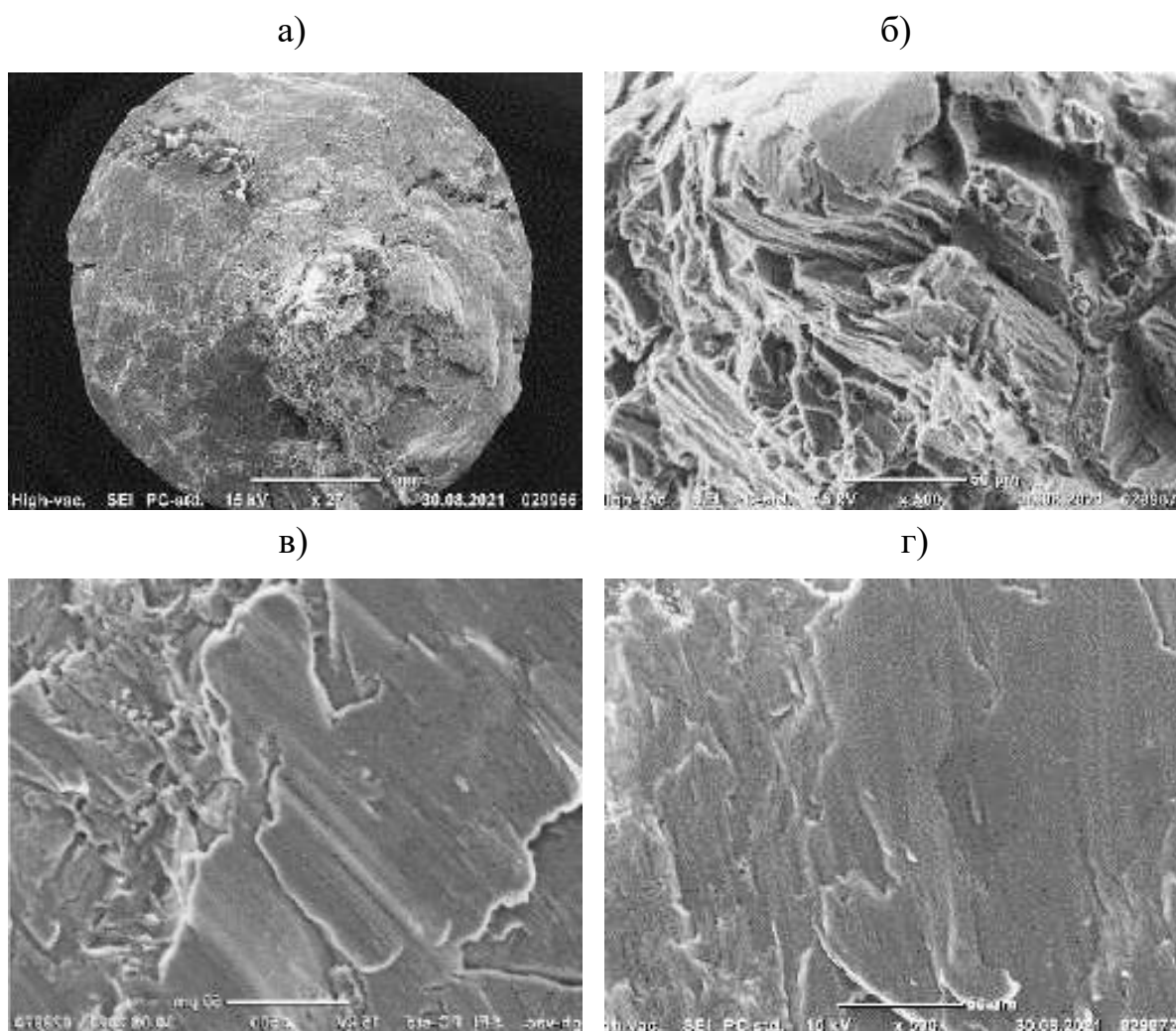


Рисунок 11 - Общий вид (а,) и микрорельеф (б-г,) изломов образцов на кручение диаметром 3 мм из магниевого сплава Mg-Zn-Ca в исходном состоянии

После проведения РКУП поверхность образца стала более равномерной и шероховатой, по сравнению с образцом в исходном состоянии. Механизм разрушения образца также оставался квазиколловым, однако микрорельеф в центральной части излома был затерт только частично (рис.11 б), в то время как в переходной (рис.11 в) и периферийной (рис.11 г) частях излома микрорельеф был затерт практически полностью.

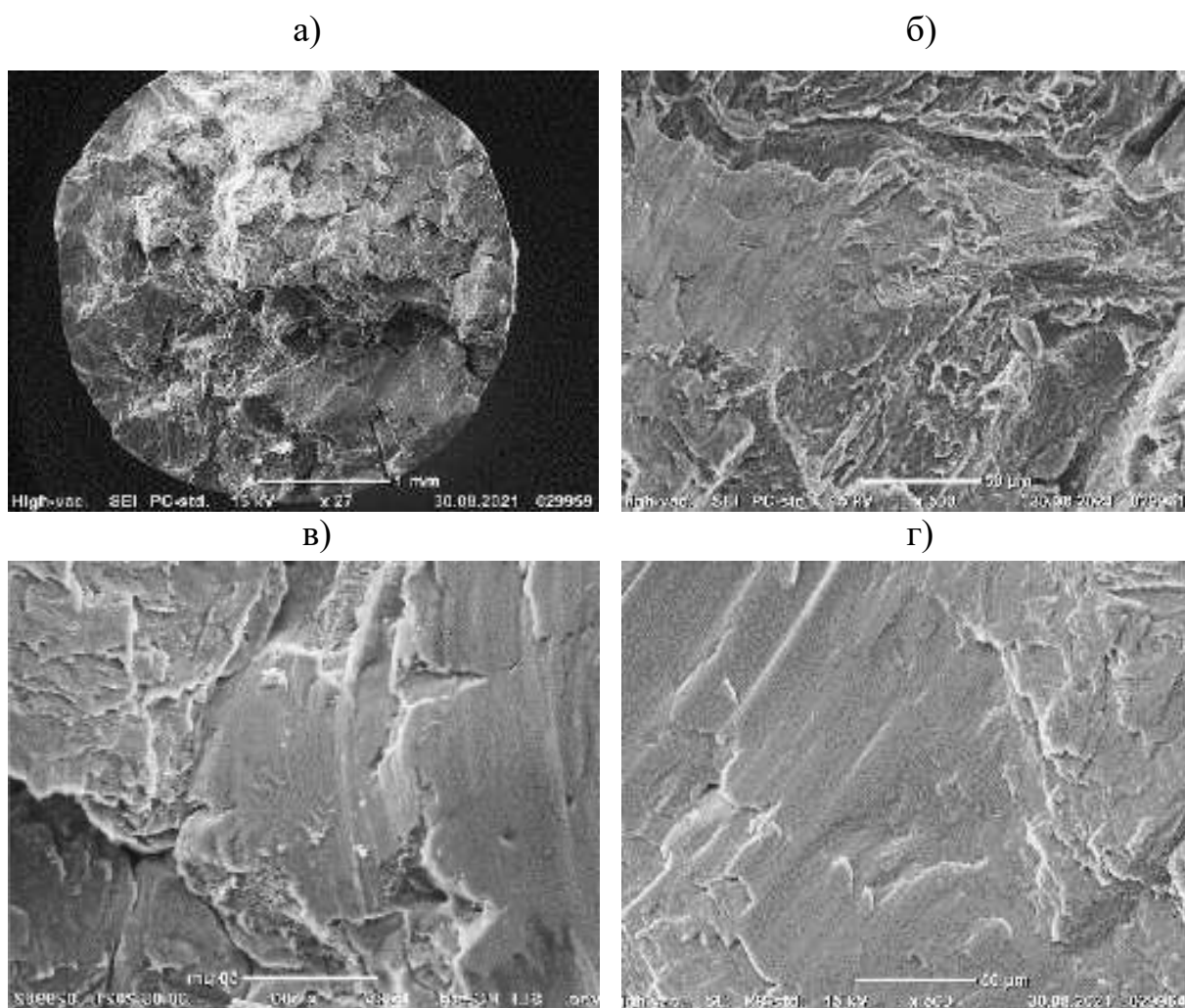


Рисунок 12 – Излом после РКУП в центральной части (б), переходной части (в) и периферийной части (г)

Вывод

- Было проведено испытание на кручение с последующим анализом изломов с помощью электронного микроскопа.
- В обоих случаях разрушение проходило по механизму квазискола.
- Результаты испытания на кручение показали что после РКУП предел прочности и предел текучести при кручении увеличились, соответственно, на 19 и 30 МПа, а относительный сдвиг снизился на 8% по сравнению со сплавом после отжига.

Заключение

Данная выпускная работа охватывает исследование, входящее в грант по изучению механических свойств сплава системы Mg-Zn-Ca после отжига и обработки методом равно-канального углового прессования. Методом РКУП была получена мелкозернистая бимодальная структура.

Исследование было проведено совместно с Уфимским государственным авиационным техническим университетом (УГАТУ), ими были предоставлены образцы, подвергнутые отжигу и РКУП. Само же испытание

Получившиеся результаты указывают на повышение предела прочности и текучести образца после РКУП на кручение на 19 МПа и 30 МПа и падением относительного сдвига на 8% по сравнению с образцом после отжига.

Выводы по главам:

– В первой главе был проведён литературный обзор, затрагивающий материалы применяемы в медицине, изделия, изготавливаемые из них, а также сам магниевый сплав и его перспективность.

– Во второй главе рассмотрено подобранное для данного исследования оборудование и методики изучения.

– В третьей главе приведены полученные результаты испытания Магниевого сплава системы Mg-Zn-Ca на кручение.

Список используемой литературы и используемых источников

1. Niinomi, M. (2013). Metallic biomaterials. *Journal of Artificial Organs*, 16(2), 131-140.
2. М.И. Петров. Медицинская металлургия и материаловедение. // "Академкнига", 2014. С. 56-62.
3. T, Gyaneshwar, R, Nitesh, T, Sagar, K, Pranav, and N, Rustagi. Treatment of pediatric femoral shaft fractures by stainless steel and titanium elastic nail system: A randomized comparative trial // *Chin J Traumatol*. 2016. vol. 19. № 3. PP. 135-139.
4. Long, M., & Rack, H. J. (1998). Titanium alloys in total joint replacement // a materials science perspective. *Biomaterials*, 19(18), 1621-1639.
5. Chourifa, H, H, Bouloussa, V, Migonney, and C, Falentin-Daudré. Review of titanium surface modification techniques and coatings for antibacterial applications // *Acta Biomater*. 2019. vol. 83. PP. 37-54.
6. Agarwal, S, J, Curtin, B, Duffy, and S, Jaiswal. Biodegradable magnesium alloys for orthopaedic applications: a review on corrosion, biocompatibility and surface modifications // *Mater. Sci. Eng. C Mater. Bio. Appl*. 2016. vol. 68. PP. 948-963.
7. Tencer, A. F. Biomechanics of internal fixation of fractures: the role of the implant in the healing process // *J Orthop Res*. 1985. vol. 3. № 3. PP. 292-300.
8. Ramesh, R. Bone Plates, Screws, and Implants: A Review // *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, vol. 6, no. 2, 2012, pp. 316-319.
9. Perren, S. M., and Cordey, J. The concept of interfragmentary strain. *Injury* // 1980. vol. 11. № 4. pp. 256-260.
10. Chowdhry, S.P. and Banerjee, S. "Bone Plates and Screws for Fracture Fixation: A Review." *Indian Journal of Orthopaedics*, vol. 47, no. 6, 2013, pp. 590-597.
11. А.В. Котов, В.В. Миков. Равноканальное угловое прессование: технология и оборудование // *Металлургия*, 2007. С. 320-324.

12. Ю.И. Потехин, К.В. Шутов, Г.А. Балакин. Моделирование равноканального углового прессования. // *Материаловедение и технология материалов*. 2015. С. 150-155.
13. Никитин И.В., Ковалев К.С., Кунявская Т.М., Конкевич В.Ю. Равноканальное угловое прессование магниевых сплавов // *Металловедение и термическая обработка металлов*. 2011. №4. С. 26-31.
14. Terence G. Langdon Equal Channel Angular Pressing (ECAP) of Materials // *Materials Science and Engineering: A*, Volume 462, Issues 1-2, 2007.
15. Задорожный А.П., Михайлова Л.В., Ковалев К.С., Конкевич В.Ю. Равноканальное угловое прессование магния и его сплавов // *Металловедение и термическая обработка металлов*. 2006. №1. С. 13-18.
16. by T. G. Langdon Equal Channel Angular Pressing of Magnesium Alloys: A Critical Review // *Materials Science Forum*, Volume 667, 2011.
17. E. Evangelista, Equal channel angular pressing of magnesium alloys: A review et al // *Journal of Materials Research and Technology*, Volume 8, Issue 6, 2019.
18. R. S. Lakes, Torsion Testing of Materials // *Journal of Engineering Materials and Technology*, Volume 107, Issue 2, 1985.
19. Li, Y., Wang, H., Wang, Y., & Li, S. (2017). Torsional fracture behavior and mechanism of TC4 titanium alloy // *Materials Science and Engineering: A*, 688, 57-64.
20. Zhang, J. H., Yang, C. H., & Li, X. (2014). Experimental and numerical study of torsional fracture behavior of Ti-6Al-4V alloy // *Materials Science and Engineering: A*, 611, 384-391.
21. George E. Dieter, Fracture Analysis of Metals // *ASM Handbook*, Volume 8: Mechanical Testing and Evaluation, 2000.
22. Gao, H., & Lu, Z. (2019). Advances in electron microscopy and its applications in materials science // *Journal of Materials Science & Technology*, 35(6), 1015-1026.

23. Золотаревский В.С. Механические свойства металлов // Москва, МИСИС (1998). 400 с.