

## ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГЕОМЕТРИИ РЕЖУЩЕГО ИНСТРУМЕНТА ДЛЯ МЕЛКОРАЗМЕРНОЙ ОБРАБОТКИ ДЕТАЛЕЙ ИЗ ТИТАНОВЫХ СПЛАВОВ

Требования к качеству изготовления имплантатов из титановых сплавов, применяемых в медицине, достаточно высоки. При этом существующие способы обработки при их изготовлении не всегда обеспечивают требуемое качество обработанных поверхностей, характеризующихся шероховатостью и дефектами поверхностного слоя конечной детали. В статье предложены конструкции твердосплавного инструмента различной геометрической формы, позволяющие получать разные качественные параметры обработки. Целью исследований являются испытания новых конструкций концевых твердосплавных инструментов, позволяющие получать требуемые параметры качества крепежных элементов винта для остеосинтеза, обеспечивая минимальный дефектный слой. Для достижения поставленной цели в работе решаются задачи: изготовление концевых твердосплавных режущих инструментов различных геометрических форм; проведение испытаний режущего инструмента при рекомендованных режимах резания; контроль шероховатости обработанной поверхности. Представлены результаты испытаний металлорежущих инструментов при обработке титанового сплава марки BT1-00, что является актуальным с точки зрения применения нового концевых твердосплавных инструментов.

**Ключевые слова:** мелкоразмерная обработка, твердосплавный инструмент, имплантат, титановый сплав, шероховатость обработанной поверхности.

**Введение.** Титан был открыт в 1794 году и относится к группе физиологических индифферентных металлов (Al, Ti, Zr, Nb, Ta). Металлы этой группы являются наиболее приемлемыми материалами для изготовления имплантатов с позиции биосовместимости [1]. Титановые сплавы широко применяются в авиационной и ракетно-космической технике, в транспортном машиностроении и судостроении. Также титановые сплавы широко применяются в медицине из-за их биологической совместимости с тканями человеческого организма. Титан не отторгается организмом и легко обрастает костной и мышечной тканями, также не оказывает негативного влияния на него [2]. Обладает такими ценными свойствами, как инертность по отношению к живым тканям, коррозионной стойкостью, характеризуется хорошей пластичностью и высокой усталостной прочностью, неферромагнитностью, низкой теплопроводностью, легкостью по весу, экономичностью по сравнению с другими материалами [3].

Титановые сплавы применяют для изготовления медицинских инструментов, сердечно-сосудистых клапанов и электронных стимуляторов, в качестве

зубопротезных имплантатов, а также в области остеосинтеза, распространенного способа лечения переломов костей. Выбор конкретного материала зависит от функционального назначения имплантатов и конструктивных особенностей.

Длительное время в качестве конструкционного материала имплантатов использовалась нержавеющая сталь, которая постоянно улучшалась и модифицировалась, но, несмотря на проделанные работы, металл склонен к коррозии в тканях организма, что оказывает отрицательное влияние.

Использование кобальт-хром-молибденовых сплавов ограничивается их высокой токсичностью, которая связана с миграцией ионов кобальта в ткани организма. Кроме того, сплавы на основе кобальта трудно обрабатываются традиционными методами и имеют высокую стоимость. Также в медицине находит свое применение такой металл, как тантал, но он входит в число редких материалов, что обуславливает его высокую стоимость. Поэтому тантал редко используются в чистом виде, только как легирующий элемент в сплавах.

Исходя из выше написанного, можно отметить, что титановые сплавы являются наиболее альтерна-

## Химический состав титановых сплавов

Массовая доля химических элементов, %			
Обозначение марок	BT1-00	BT1-0	BT-6
Титан	основа	то же	то же
Кремний	0,08	0,10	0,10
Железо	0,15	0,25	0,60
Кислород	0,10	0,20	0,20
Водород	0,008	0,010	0,015
Азот	0,04	0,04	0,05
Углерод	0,05	0,07	0,10
Алюминий	–	–	5,30–6,80
Ванадий	–	–	3,50–5,30
Цирконий	–	–	0,30
Сумма прочих примесей	0,10	0,30	0,30

тивным вариантом и хорошо подходят для изготовления имплантатов.

В настоящее время в медицине широко используют титановые сплавы марок BT1-0, BT-1-00 и BT-6, которые отличаются между собой только количеством примесей, содержащихся в них. Их химический состав (ГОСТ 19807-91) приведен в табл. 1.

При изготовлении имплантатов из титановых сплавов применяют различные способы литья, электрохимической обработки, горячей, холодной штамповки и лезвийной обработки [4]. Применение способов горячей и холодной штамповки, а также различных способов литья и электрохимической обработки создают условия формирования дефектного слоя на обработанных поверхностях, который может достигать значений в пределах от нескольких микрометров до нескольких десятых долей миллиметра, что приводит к значительному снижению качества и ресурса конечной детали. Это связано с окислительными процессами, протекающими в формируемых контактных поверхностях [5, с. 200]. Снижение уровня дефектного слоя или полное его исключение при изготовлении винтов для остеосинтеза возможно с комбинированным применением технологических операций, то есть после горячей или холодной штамповки необходимо применение лезвийных операций [6, с. 240]. При этом конечное состояние поверхностных слоев, формируемых лезвийным инструментом, напрямую зависит от геометрии режущей части инструмента, режимов резания и стратегии обработки.

В области остеосинтеза есть некоторые элементы имплантатов, которые имеют достаточно мелкий размер (~ 3...5 мм) и играют немаловажную роль во время вживления в организм человека, как, например, винты (резьба, отверстия, углубления под ключ и т.д.), при этом шероховатость обработанных поверхностей должна быть не хуже  $R_a = 0,63...1,25$  мкм. Поэтому, чтобы повысить качество детали и снизить риски поломки во время операций, необходимо изготавливать имплантаты с применением лезвийной обработки, в качестве финишной операции.

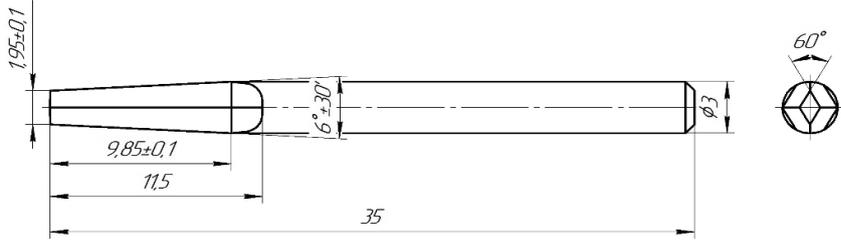
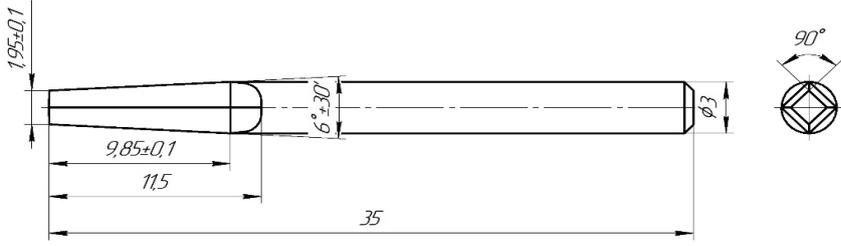
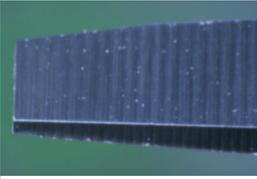
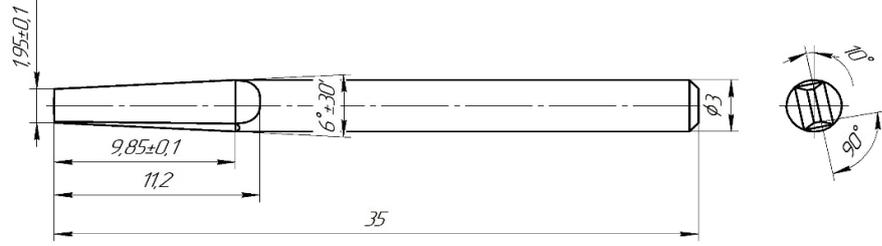
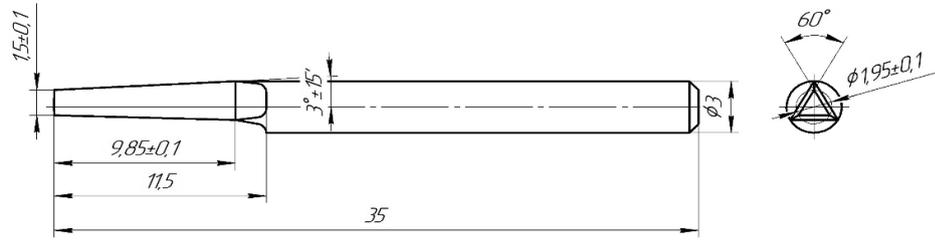
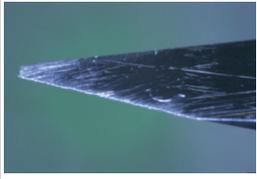
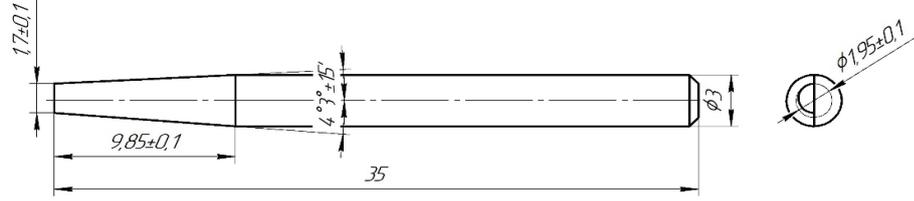
В классическом представлении существует понятие лезвийной обработки мелкогабаритным ин-

струментом, но это не определяет область резания чистой или финишной обработки. То есть мелкогабаритным режущим инструментом можно осуществлять и получистовые операции. При этом для обеспечения требуемого качества поверхностного слоя необходимо применение финишных операций с формированием снимаемых слоев соизмеримых с дефектным слоем и размерами зерен титановых сплавов, поэтому в данном случае необходимо применение понятия мелкогабаритной обработки.

Мелкогабаритная обработка титановых сплавов является малоизученной вследствие того, что резание материала происходит с толщинами срезаемого слоя, соизмеримого с размерами зерен материала [7]. При этом существует главная особенность мелкогабаритной обработки, которая заключается в том, что радиус округления лезвия (острота) также может быть соизмерим с размерами зерен обрабатываемого материала, что приводит к затиранию и замятию этих зерен [8]. Процесс резания становится нестабильным и происходит снижение качества обработки поверхности [9], а впоследствии и к разрушению самого имплантата, например, поломке головки винта при его установке во время операции.

Стандартный металлорежущий инструмент для мелкогабаритной обработки не позволяет получить требуемого качества обработанной поверхности, элементов винта из-за его конструктивных особенностей (сниженная жесткость) и геометрических параметров режущей части [10, с. 83–93]. Поэтому в процессе лезвийной обработки стандартный инструмент быстро изнашивается, что приводит к значительному снижению его режущей способности и стойкости, а это, в свою очередь, отражается на шероховатости обработанной поверхности конечной детали. Мелкогабаритные режущий инструмент изготавливают такие фирмы, как Sandvik Coromant, Seco, Guhring Tool и др. и, как правило, этот инструмент имеет аналогичную конструкцию и геометрию режущей части с инструментом, применяемым для габаритной обработки. Это касается как геометрии режущей части (передний и задний угол), так и остроты лезвия, которая должна иметь другие параметры при мелкогабаритной обработке.

Геометрические параметры режущих инструментов

Чертеж инструмента	Фотография режущей части
	
	
	
	
	

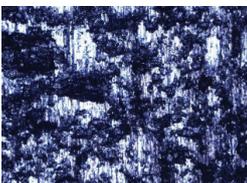
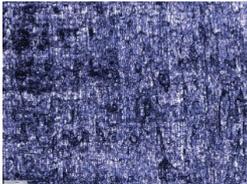
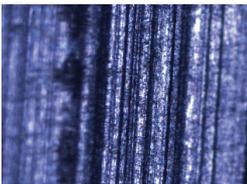
**Постановка задачи.** Целью исследований является испытания новых конструкций концевых твердосплавных инструментов, позволяющие получать требуемые параметры качества крепежных элементов винта для остеосинтеза, обеспечивая минимальный дефектный слой.

Задачи работы: изготовление концевых твердосплавных режущих инструментов различных геометрических форм; проведение испытаний режу-

щего инструмента при рекомендованных режимах резания; контроль шероховатости обработанной поверхности.

В табл. 2 представлены конструкции концевых твердосплавных инструментов различной геометрической формы — это фрезы, в сечениях которых лежат параллелограмм, треугольник, прямоугольник, ромб и однозубая фреза, в форме полукруглости.

## Результаты измерений

Профиль инструмента	Обработанные поверхности				$R_a$ , мкм		$S_{avg}$ , мм <sup>2</sup> /з
	×2,5	×10	×20	×50	Поперечное	продольное	
Ромб					0,855...0,897	0,228...0,378	4,6
Прямоугольник					2,607...4,849	3,341...5,588	4,6
Параллелограмм					0,589...0,744	0,396...0,485	4,6
Треугольник					0,541...0,672	0,230...0,398	3,1
Однозубья					0,832...0,894	0,228...0,360	9,3

**Результаты экспериментов.** Проведенные предварительные испытания твердосплавных пластин при обработке титановых сплавов с толщиной снимаемого слоя, соизмеримых с остротой лезвия, приводит к возникновению постоянно меняющейся застойной зоны, что приводит к снижению качества обрабатываемой поверхности. При этом наличие отрицательной фаски таких же размеров ( $f = 0,01$  мм– $0,02$  мм) вместо радиуса округления лезвия обеспечивает стабильную обработку за счет формирования застойной зоны, ограниченной этой фаской. Стабилизация застойной зоны в пределах отрицательной фаски объясняется сопротивлением перемещения обрабатываемого материала в этой зоне. Коэффициент трения при этом

не отличается, а отличается направление движения обрабатываемого материала вследствие геометрии. В некоторых работах [11] подобные явления учитываются поправочным коэффициентом, дополняющим коэффициент трения исходя из геометрии поверхности, по которой движется материал, и направления движения. В этом случае общий коэффициент сопротивления равен:  $k_{comp} = k + \mu = \sin(\gamma_f) + \mu$ , где  $k$  — поправочный коэффициент, зависящий от геометрии отрицательной фаски;  $\mu$  — коэффициент трения между твердым сплавом и обрабатываемым материалом;  $\gamma_f$  — угол отрицательной фаски, град.

В работе [12] установлено, что коэффициент трения между твердым сплавом и титановыми спла-

вами  $\mu = 0,40...0,41$ , а при применении СОЖ может составлять  $\mu = 0,39...0,52$ .

По мнению авторов, общий коэффициент сопротивления не должен складываться из двух составляющих — геометрической и физической, а должен иметь масштабируемый характер от геометрии фаски и иметь вид:  $k_{\text{сопр}} = \mu \cos(\gamma_r) \pm \sin(\gamma_r)$ . В этом случае возникновение адгезии при обработке титановых сплавов возникает при значениях отрицательной фаски более  $-30^\circ...-40^\circ$ , что согласуется с работами [13–15]. Также этот подход объясняет применение отрицательной фаски в пределах  $10-15^\circ$ , которая повышает общий коэффициент сопротивления на 25–35 %, но не создает условий возникновения активной адгезии между обрабатываемым и инструментальным материалом, это позволяет лишь обеспечить стабильный нарост в области отрицательной фаски.

Исходя из этих соображений, предлагаемый апробируемый инструмент имеет передний угол  $0^\circ, -10^\circ, -30^\circ$  и  $-45^\circ$  с одним, двумя или тремя режущими зубьями. Также конструкция предлагаемого инструмента имеет конус режущей части с углом  $2\varphi = 6^\circ \pm 30'$ , так как данный угол обеспечивает самоторможение при работе контактной пары, что повышает эффективность при вворачивании винта для остеосинтеза. В процессе испытаний использовали фрезы специальных конструкций из твердого сплава марки ВК10ХОМ, а обрабатываемые образцы — из титанового сплава марки ВТ1-00. При этом использование предложенной геометрии режущей части при обработке титановых сплавов оказывает положительное влияние на формирование застойной зоны и получение оптимальной ее формы и размеров. В литературе застойной зоной называется пассивный нарост, что многое объясняет, например, то, что активным нарост становится при определенных условиях. Происходит схватывание застойной зоны с передней поверхностью режущего клина, при этом существует гипотеза, что степень сродства и степень упрочняемости обрабатываемого и инструментального материалов напрямую на это влияют.

Эксперимент проводился на высокоточном координатно-расточном станке с ЧПУ модели 2431СФ10 при следующих режимах резания: частота вращения шпинделя  $n = 6000$  об/мин (скорость резания  $V = 56$  м/мин), подача  $S = 1$  мм/мин и глубина резания  $t = 0,15$  мм.

Выбор скорости резания обусловлен рекомендациями при обработке титановых сплавов твердосплавным инструментом, а глубина резания обусловлена чистой областью обработки.

С помощью инверсионного микроскопа Axio Observer.A1m были получены фотографии обработанных поверхностей образцов, а контроль шероховатости обработанных поверхностей производился профилометром Mahr MarSurf PS1. Результаты измерений представлены в табл. 3.

**Вывод и заключение.** Исходя из полученных результатов проведенных испытаний, можно сделать вывод, что наилучший результат параметр шероховатости получен предложенным концевым твердосплавным режущим инструментом, имеющим ромбический профиль. При режимах резания: частота вращения шпинделя  $n = 6000$  об/мин (скорость резания  $V = 56$  м/мин), подача  $S = 1$  мм/мин и глубина резания  $t = 0,15$  мм. Параметр шероховатости Ra находится в следующих диапазонах: поперечная  $0,855...0,897$  мкм, продольная  $0,228...0,378$  мкм.

## Библиографический список

- Anderson O. H., Lui G., Kangasniemi K. [et al.]. Evaluation of the Acceptance of Glass in Bone // *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 1992. Vol. 3. P. 145–150.
- Газизова М. Ю., Иванов М. Б., Храмов Г. В., Вершинина Т. Н. Исследование коррозионного поведения биоактивных покрытий на техническом чистом титане и его сплавах // *Физика и технология наноматериалов и структур: сб. науч. ст. 2-й Междунар. науч.-практ. конф. В 2 т. 2015. Т. 1. С. 143–148. ISBN 978-5-9907514-6-0.*
- Балдин А. В. Титановые сплавы: основные марки, их преимущества. Современные покрытия титановых имплантатов: сб. науч. тр. // ред. В. В. Шишкина. Воронеж, 2018. С. 409–412. ISBN 978-5-4446-1098-5.
- Трудности обработки титана. URL: <http://www.tochmeh.ru/info/obrtit.php> (дата обращения: 20.06.2019).
- Резников Н. И., Бурмистров Е. В., Жарков И. Г. Обработка резанием жаропрочных, высокопрочных и титановых сплавов. М.: Машиностроение, 1972. 200 с.
- Гуревич Я. Л., М. В. Горохов, В. И. Захаров [и др.]. Режимы резания труднообрабатываемых материалов: справ. 2-е изд., перераб. и доп. М.: Машиностроение, 1986. 240 с.
- Rechenko D. S., Popov A. Yu., Belan D. Yu., Kuznetsov A. A. Hard-alloy metal-cutting tool for the finishing of hard materials // *Russian Engineering Research*. 2017. Vol. 37, Issue 2. P. 148–149. DOI: 10.3103/S1068798X17020162.
- Куприянов В. А. Мелкоразмерный инструмент для резания труднообрабатываемых материалов. М.: Машиностроение, 1989. 136 с.
- Rechenko D. S., Belan D. Yu., Dyundin V. V., Titov Yu. V. High-quality tools in the machining of commutators // *Russian Engineering Research*. 2016. Vol. 36, Issue 11. P. 948–950. DOI: 10.3103/S1068798X16110058.
- Корбут Е. В., Лабунец В. Ф. Особенности изнашивания инструмента при обработке титановых сплавов // *Проблемы тертя та зношування*. 2011. № 55. С. 83–93.
- Попов А. Ю. Обеспечение вторичного ресурса работоспособности многогранных твердосплавных пластин металлорежущих инструментов комплексным формообразованием их режущей части: дис. ... д-ра техн. наук. М., 1999. 276 с.
- Реченко Д. С. Повышение эффективности твердосплавного финишного лезвийного инструмента путем сверхскоростного затачивания и разработки комплекса условий его эксплуатации: дис. ... д-ра техн. наук. Томск, 2019. 299 с.
- Malekian M., Mostofa M. G., Park S. S. [et al.]. Modeling of minimum uncut chip thickness in micro machining of aluminum // *Journal of Materials Processing Technology*. 2012. Vol. 212 (3). P. 553–559. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2011.05.022.
- Woon K. S., Rahman M., Fang F. Z. [et al.]. Investigations of tool edge radius effect in micromachining: A FEM simulation approach // *Journal of Materials Processing Technology*. 2008. Vol. 195. P. 204–211. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2007.04.137.
- Woon K. S., Chaudhari A., Rahman M. The effects of tool edge radius on drill deflection and hole misalignment in deep hole gundrilling of Inconel-718 // *CIRP Annals—Manufacturing Technology*. 2014. Vol. 63 (1). P. 125–128. DOI: 10.1016/j.cirp.2014.03.075.

**РЕЧЕНКО Денис Сергеевич**, кандидат технических наук, доцент (Россия), доцент кафедры «Металлорежущие станки и инструменты».

SPIN-код: 8260-8320

ORCID: 0000-0002-6776-6452

AuthorID (SCOPUS): 25227868500

ResearcherID: D-5096-2014

Адрес для переписки: rechenko-denis@mail.ru

**БАЛОВА Дарья Георгиевна**, аспирантка кафедры «Металлорежущие станки и инструменты».

SPIN-код: 2419-9533

ORCID: 0000-0002-1552-0039

AuthorID (SCOPUS): 57203342738

ResearcherID: R-1753-2017

Адрес для переписки: rvbd@mail.ru

**АУБАКИРОВА Азиза Кайржановна**, студентка гр. КТО-173 машиностроительного института.

Адрес для переписки: awgwa949@mail.ru

**КАМЕНОВ Ренат Уахитович**, аспирант кафедры «Металлорежущие станки и инструменты».

SPIN-код: 8700-2134

ORCID: 0000-0001-9181-5704

ResearcherID: B-4846-2018

**ЛЕВИН Денис Евгеньевич**, студент гр. КТО-173 машиностроительного института.

#### Для цитирования

Реченко Д. С., Балова Д. Г., Аубакирова А. К., Каменов Р. У., Левин Д. Е. Определение геометрии режущего инструмента для мелкоразмерной обработки деталей из титановых сплавов // Омский научный вестник. 2019. № 5 (167). С. 28–33. DOI: 10.25206/1813-8225-2019-167-28-33.

Статья поступила в редакцию 30.07.2019 г.

© Д. С. Реченко, Д. Г. Балова, А. К. Аубакирова,  
Р. У. Каменов, Д. Е. Левин