

УДК 616.711

ИМПЛАНТАТ АНАТОМИЧЕСКОЙ ФОРМЫ ПОЗВОНКА ГРУДНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ЧЕЛОВЕКА

© 2020 С.Р. Абульханов¹, Ю.С. Стрелков², О.С. Сурков¹

¹Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королёва,
г. Самара, Россия

²Институт систем обработки изображений РАН – филиал Федерального научно-исследовательского
центра «Кристаллография и фотоника» Российской академии наук, г. Самара, Россия

Статья поступила в редакцию 28.10.2020

В статье предлагаются варианты конструкций имплантатов позвонка анатомической формы. Мы создавали различные конструкции имплантата позвонка грудного отдела позвоночника человека. 3D модель конструкции имплантата позвонка состоит из трёх элементов, которые сопрягаются по поверхностям, проходящим через позвоночное отверстие (vertebrae foramen). Для обеспечения жёсткости конструкции имплантата в собранном состоянии поверхности сопряжения его элементов были выполнены, как поверхности свободных форм (free form). Фиксация элементов имплантата в собранном состоянии осуществляется с помощью крепежных элементов, которые после реабилитации пациента либо удаляются, либо сохраняются. Поверхности сопряжения элементов имплантата, место установки крепежных элементов, а также его тип определяются медицинскими показаниями: существующей медицинской практикой, характером травмы позвонка, планом предстоящего оперативного вмешательства и т.д. Конструкция имплантата позвонка в собранном состоянии может иметь полость в центре конструкции или быть цельной. В первом случае имплантат имеет вес равный весу позвонка до его травмирования. Во втором случае вес имплантата превосходит вес позвонка до его травмирования. При этом жёсткость имплантата при сжатии конструкции превосходит жёсткость здорового позвонка. На поверхности 3D модели имплантата позвонка предусмотрена возможность выполнения микронеровностей различной структуры. Это обстоятельство позволяет моделировать режимы и типы технологического воздействия при изготовлении имплантата. Наличие микронеровностей на поверхности имплантата способствует успешной его интеграции в соседние анатомические структуры, а также имеет антибактериальные свойства. Разработанные нами конструкции имплантатов могут быть использованы для лечения травм шейных, грудных и поясничных позвонков человека.

Ключевые слова: имплантат позвонка анатомической формы, позвонок грудного отдела позвоночника человека, шероховатость поверхности имплантата, разъемная конструкция, крепление составляющих элементов конструкции имплантата.

DOI: 10.37313/1990-5378-2020-22-5-132-140

ВВЕДЕНИЕ

До 80% населения мира в течение жизни испытывает боли в спине. В случаях переломов позвонков, врождённых деформаций или повреждения нервов наиболее приемлемым методом лечения является оперативное вмешательство, которое заключается в замене или слиянии позвонков.

Замена поражённого заболеванием или травмированного позвонка осуществляется пу-

тём установки имплантата, выполненного из титана.

Мы считаем – такой метод лечения имеет ряд недостатков:

- вес титанового имплантата превосходит вес здорового позвонка, что в перспективе приводит к разрушению соседних анатомических тканей;

- жёсткость имплантата позвонка значительно превосходит жёсткость находящихся с ним в контакте соседних здоровых позвонков, в результате чего происходит деградация межпозвоночного диска, и в перспективе деградация костной ткани соседних позвонков;

- имплантат снижает биомеханику позвоночного столба, что приводит к инвалидности пациента [1];

- выполнение имплантата из титана приводит к формированию в биологической среде продуктов коррозии, которые проявляют клеточную токсичность [2, 3].

Абульханов Станислав Рафаелевич, кандидат технических наук, доцент кафедры технологий производства двигателей Самарского университета.

E-mail: Abulhanov58@mail.ru

Стрелков Юрий Станиславович, научный сотрудник Института систем обработки изображений РАН – филиала Федерального научно-исследовательского центра «Кристаллография и фотоника» Российской академии наук, г. Самара. E-mail: ghost_strelkov@mail.ru

Сурков Олег Валентинович, кандидат технических наук, доцент кафедры технологий производства двигателей Самарского университета. E-mail: ossvbm@mail.ru

Устранение указанных недостатков титановых имплантатов, по нашему мнению, может осуществляться по следующим направлениям:

- имплантат позвонка должен иметь форму и технико-физические параметры, которые способны восстановить естественную анатомию позвоночника пациента;

- конструкция имплантата должна состоять из элементов, которые при установке имплантата должны обеспечить минимальную вероятность травмирования спинного мозга и его корешков в задней части позвоночного столба;

- материал имплантата не должен вызывать иммунного отторжения и других негативных физиологических последствий;

- поверхность имплантата должна способствовать его интеграции в окружающие анатомические ткани.

Анализ литературных и других источников информации показал, что исследований в указанных направлениях недостаточно.

Целью статьи является разработка конструкций имплантата индивидуальной и анатомической формы из материала, не отторгаемого иммунной системой пациента.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Известно большое количество конструкций имплантатов позвонков позвоночника человека [4]. В соответствии с ГОСТ Р 57390-2017 «Имплантаты для хирургии. Стандартные методы испытания для конструкций спинальных имплантатов в модели вертеброэктомии» конструкция имплантата определяется предполагаемой его локализацией в позвоночнике, а также методами его установки и фиксации.

При нарушении целостности самой кости позвонка оперативное вмешательство на позвоночнике заключается в обездвиживании смежных позвонков за счёт их сращения (спондилодез). При этом замещение тела травмированного или поражённого заболеванием позвонка осуществляют телозамещающим имплантатом. Условно конструкции таких имплантатов можно поделить на три группы: моноблок, моноблок с возможностью формирования вертикального размера и телескопические системы [5]. Указанные конструкции имплантатов выполняют только опорную функцию.

В результате проведения операции спондилодеза пациент получает инвалидность.

В работе [6] указывается на возможность в результате хирургического лечения компрессионного перелома восстановление биомеханики позвоночника до его травмирования. Авторы работы сообщают, что эта задача является комплексной и одним из этапов её решения – проектирование и изготовление имплантата позвон-

ка анатомической формы с индивидуальными размерами и пропорциями.

Следует отметить, что позвонки, начиная с первого шейного позвонка и заканчивая ниже пятого поясничным позвонком, имеют позвоночное отверстие, которое образовано дугами и телом позвонка. Позвоночное отверстие выполняет защитную функцию спинного мозга и его корешков. По этой причине в конструкции имплантата должен быть предусмотрен аналог позвоночного отверстия. Это обстоятельство указывает, что конструкция имплантата должна быть разъёмной, таким образом, чтобы поверхность сопряжения элементов конструкции проходила через аналог позвоночного отверстия. В этом случае при установке имплантата взамен разрушенного позвонка спинной мозг будет помещён в аналог предварительно разъединённого позвоночного отверстия. Затем составляющие элементы конструкции будут зафиксированы относительно друг друга. Это приведёт к тому, что аналог позвоночного отверстия замкнётся. При этом вероятность травмирования спинного мозга будет минимальной.

В медицинской практике конструирования и изготовления имплантатов позвонков известен опыт, когда небольшой фрагмент имплантата шейного отдела позвоночника имел анатомическую форму [7]. В работе [8] сообщается об изготовлении и установке имплантата позвонка анатомической формы. Однако исследований по конструированию имплантатов позвонка анатомической формы с позвоночным отверстием авторами не были обнаружены.

Большинство конструкций имплантатов позвонков выполняются из композиций металлов (*Ti, Ni, Pd* и др.), из полимерных материалов, а также из комбинаций этих материалов.

Выполнение разъёмного имплантата приведёт к трению элементов его конструкции по поверхностям сопряжения после того, как имплантат будет установлен пациенту. Трение между элементами конструкции присуще имплантатам в виде моноблоков с возможностью формирования вертикального размера и в виде телескопических систем [5]. В результате трения будет формироваться микростружка, которая впоследствии приведёт к абсцессам. Следует отметить, что микростружка будет формироваться при трении независимо от того, из какого материала выполнена конструкция имплантата: из металла или полимера.

Мы считаем: материал имплантата анатомической формы должен иметь способность к регенерации по поверхностям сопряжения составляющих элементов конструкции имплантата. В этом случае составляющие конструкции после регенерации образуют между собой неделимый (цельный) монолит.

Способность к регенерации имеет костная ткань. Известен опыт выращивания костной ткани необходимой формы в биореакторе. Автор статьи [9], используя стволовые клетки, вырастил утраченный фрагмент височно-нижнечелюстного сустава.

Авторы работы [10] получили костный блок путём использования фибропласта кожи и клеток костного мозга пациента, поселённых на кость теленка, которая была очищена от клеток животного. Кости телёнка предварительно придали форму утраченного фрагмента костной ткани человека с помощью станка с ЧПУ.

Рядом исследователей было установлено, что определённая шероховатость поверхности имплантата способствует его интеграции в соседние анатомические ткани [11]. В статье [12] сообщается об антибактериальных свойствах микронеровностей определённой структуры, формируемых на поверхности технологическим воздействием и контролируемых соответствующими аппаратно-программными средствами [13–20], в частности с помощью профилографа-профилометра БВ-7669М производства Южно-Уральского опытного завода. Указанные результаты могут быть использованы для формирования на поверхности имплантата шероховатости, которая способствует его интеграции в анатомические ткани и при этом снижает вероятность абсцессов на поверхности имплантата.

Учитывая все рассмотренные обстоятельства, конструкция имплантата позвонка должна быть анатомической формы с индивидуальными размерами и пропорциями. Кроме того, она должна быть разъёмной. Составляющие элементы конструкции должны быть выполнены из костного материала, способного к регенерации. На поверхности имплантата должна быть выполнена шероховатость, способствующая интеграции имплантата в анатомические ткани и препятствующая размещению на поверхности имплантата патогенных бактерий.

МЕТОДИКА РАЗРАБОТКИ КОНСТРУКЦИИ ИМПЛАНТАТА

Для разработки имплантата нами был выбран позвонок¹ грудного отдела позвоночника человека (рис. 1 *a, b, c*).

Мы построили 3D-модель позвонка (рис. 1 *d*) в соответствии с методом, изложенном в статье [21]. Суть метода заключается в придании шаблону позвонка размеров и пропорций таким образом, чтобы совпали одноименные проек-

ции 3D-модели и изображения позвонка. Изображения позвонка в этом случае мы рассматривали как его проекции на некоторые плоскости.

Для материала имплантата мы выбрали бычью кость, которая не проходила предварительной очистки от генетического материала.

В качестве конструкции имплантата мы выбрали два варианта, которые мы исследовали ранее для позвонка свиньи [22, 23]. Обе конструкции имеют три составляющих элемента. Одна из конструкций имплантата имеет максимальную жёсткость в осевом направлении. Другая конструкция имплантата имеет вес, максимально близкий к здоровому позвонку, а также имеет внутреннюю полость. Полость внутри конструкции имплантата обеспечивает ему жёсткость, близкую к жёсткости здорового позвонка.

Мы изготовили элемент конструкции имплантата позвонка свиньи (рис. 2*a*) из бычьей кости. Такой выбор мы объясняем тем, что у нас не было необходимого костного материала для изготовления элемента конструкции имплантата позвонка грудного отдела позвоночника человека (далее КИПГОПЧ) с минимальными габаритами и объёмом. Для изготовления элемента конструкции имплантата использовался фрезерный станок с ЧПУ.

Шероховатость на поверхности элемента КИПГОПЧ мы формировали путём фрезерования поверхности.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Используя методику создания 3D-объекта по его проекциям на различные плоскости (фотографиям), изложенную в работе [21], была построена модель позвонка грудного отдела позвоночника человека (рис. 1*d*).

Нами были адаптированы конструкции имплантатов позвонка теленка [22, 23] к 3D-модели позвонка грудного отдела позвоночника человека. На рис. 3*a, b* показана конструкция имплантата, которая имеет максимальную жёсткость в осевом направлении. Мы считаем, что в этом случае вес и осевая жёсткость КИПГОПЧ будут превосходить вес и осевую жёсткость здорового позвонка. На рис. 3*c, d* приведена КИПГОПЧ, которая имеет внутреннюю полость. Придание имплантату внутренней полости позволяет обеспечить вес конструкции, близкий к весу здорового позвонка. Кроме того, предварительно изменяя объём и размеры полости, можно добиться жёсткости КИПГОПЧ, которая соответствует жёсткости здорового позвонка (во всех направлениях).

Рассечения конструкции имплантата на составляющие элементы на рис. 3 не являются единственными. Характер рассечения определяется прочностью конструкции имплантата в собранном состоянии, а также планом и техни-

¹ Авторы выражают благодарность анатомическому музею при кафедре анатомии Самарского медицинского университета за предоставленную возможность исследовать позвонок грудного отдела позвоночника человека.

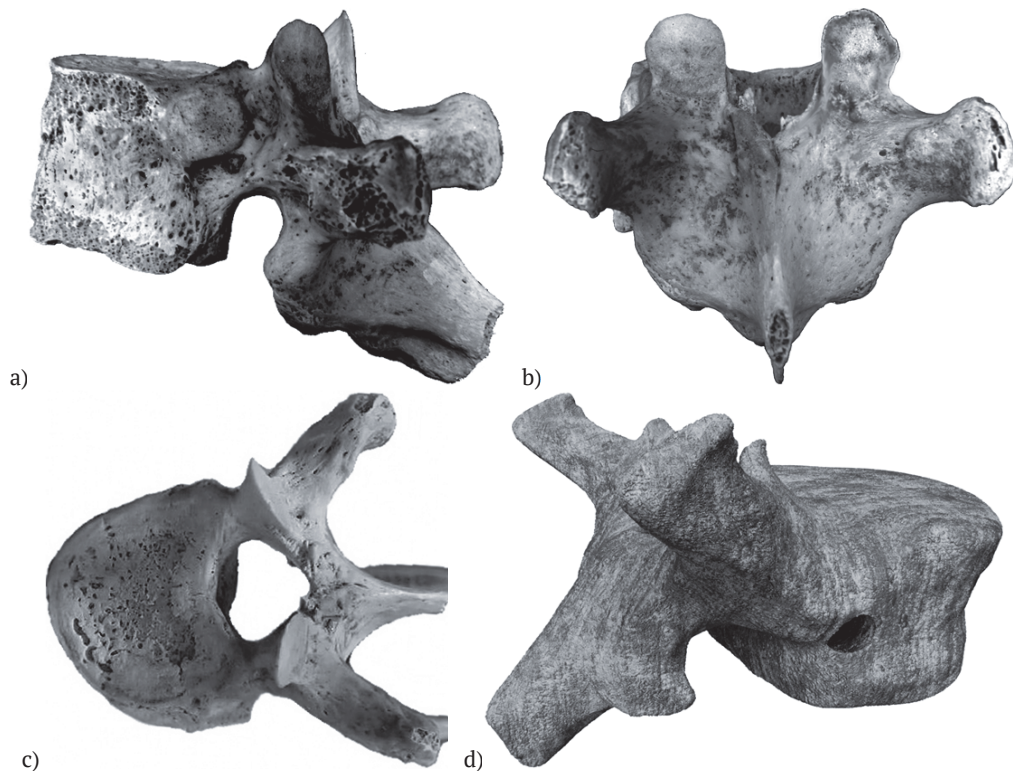


Рис. 1. Изображения позвонка грудного отдела позвоночника человека:
a – вид сбоку; *b* – вид спереди; *c* – вид сверху; *d* – 3D-модель позвонка

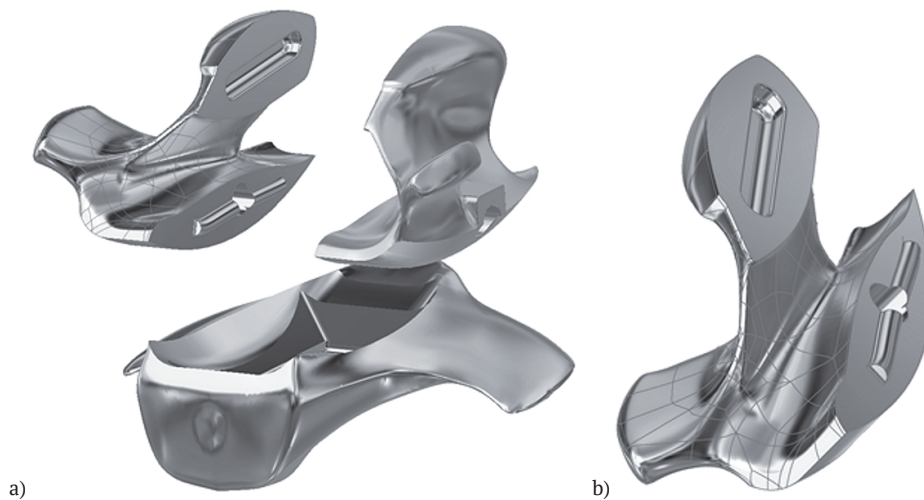


Рис. 2. Имплантат позвонка свиньи:
a – сборка конструкции имплантата; *b* – элемент конструкции минимальных габаритов и размеров

кой выполнения оперативного вмешательства по установке имплантата позвонка. В связи с этим возникает задача выбора поверхностей сопряжения составляющих элементов КИПГОПЧ таким образом, чтобы взаимные перемещения составляющих конструкции были минимальными при нагружении имплантата позвонка в результате жизнедеятельности пациента во время его реабилитации.

Одна из мер по обеспечению малых взаимных перемещений составляющих КИПГОПЧ являются крепежные элементы, которые могут изыматься из имплантата после успешно-

го завершения периода реабилитации или сохранятся в имплантате. Мы предполагаем, что крепежные элементы выполнены из металла. Это могут быть болты, скобы, костные винты (саморезы) и др. Выбор количества и типов крепежных элементов зависит от характера поверхности сопряжения элементов КИПГОПЧ. По этой причине не может быть единых рекомендаций по выбору средств крепления элементов конструкции имплантата. Это каждый раз индивидуальная задача.

Мы считаем необходимо отметить, что выбор крепежных элементов, которые впослед-



Рис. 3. Конструкции имплантата позвонка грудного отдела позвоночника человека:
a, b – конструкция КИПГОПЧ с максимальным весом и осевой жесткостью;
c, d – конструкция КИПГОПЧ с внутренней полостью

ствии удаляются, несмотря на более высокую травматичность лечения, является предпочтительным. Сохранение металлического крепёжного элемента в конструкции имплантата после реабилитации в перспективе приводит к появлению продуктов коррозии, которые проявляют клеточную токсичность [2, 3].

Известны работы [11], в которых установлено влияние микронеровностей поверхностей имплантата на его интеграцию в анатомические ткани. Исследователи [24] установили, что в большей степени, чем шероховатость, на скорость интегрирования имплантата влияет его топография поверхности, т.е. макронеровности. Рядом авторов установлены [12] антибактериальные свойства микронеровностей определённой структуры. Размещение таких макронеровностей на поверхности имплантата также способствует его интеграции в анатомические ткани.

Выполнение элементов КИПГОПЧ на станке с ЧПУ позволяет с помощью изменения режимов финишной обработки формировать на поверхности микро- и макронеровности различной структуры. Регулируя в динамике процесса обработки поверхности режимы технологического воздействия, возможно управлять

геометрическими параметрами формируемого микро- и макрорельефа.

На рис. 4 показан фрагмент поверхности 3D-модели позвонка со сформированными макронеровностями.

Костный материал животного происхождения имеет пористую структуру. По этой причине измерение параметров шероховатости обработанной поверхности с помощью профилографа-профилометра не всегда возможно. На рис. 5а показан составляющий элемент конструкции имплантата позвонка свиньи². На поверхность имплантата с помощью изменения режимов технологического воздействия был нанесены макронеровности (рис. 4). Был использован массив бычьей кости, показанный на рис. 5с. В зоне, выделенной красным цветом (рис. 5b), была измерена шероховатость, которая имела следующие параметры: $Ra=4,36$ мкм, $Rz=27$ мкм. Это обстоятельство показывает, что, изменяя режимы технологического воздействия, можно регулировать структуру макронеровностей,

² Для изготовления фрагмента конструкции имплантата позвонка поясничного отдела позвоночника у нас не было костного материала необходимого размера. По этой причине была изготовлена составляющая конструкции имплантата позвонка свиньи.

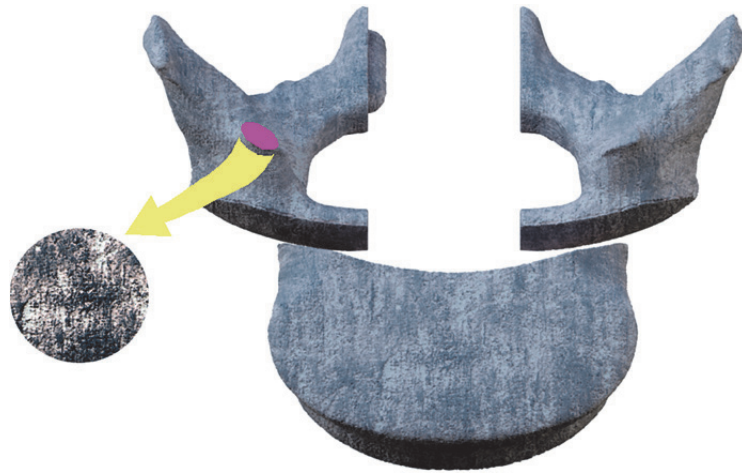


Рис. 4. Макронеровности, сформированные на поверхности 3D-модели позвонка грудного отдела позвоночника человека

формируемой на поверхности конструкции имплантата.

ОБСУЖДЕНИЕ

В результате жизнедеятельности человека его позвоночник испытывает нагрузки, величина которых различна в различных направлениях. По этой причине способность сопротивляться нагрузкам у различных фрагментов поверхности позвонков различная. Это обстоятельство, по нашему мнению, должно учитываться при выборе поверхностей расщепления на составляющие элементы конструкции имплантата анатомической формы. Поверхность сопряжения элементов конструкции должна обеспечивать наибольшую жёсткость в тех направлениях, в которых максимальную жёсткость имеет здоровый позвонок. Поскольку поверхность природного позвонка имеет свободную форму (*freeform*), то мы предполагаем, что и поверхность сопряжения (расщепления) элементов конструкции имплантата должна быть неканонической.

Поверхность сопряжения элементов конструкции имплантата должна определяться с помощью математической модели. При этом критерием оптимизации могут выступать минимизация взаимных перемещений элементов конструкции или минимальная деформация каждого элемента. Ограничивающими факторами такой поверхности являются технологические возможности оборудования, на котором предполагается изготовить элементы конструкции имплантата. Кроме того, каждый элемент конструкции должен иметь высокую прочность, которая необходима при установке имплантата. При этом жёсткость имплантата в собранном состоянии должна соответствовать жёсткости здорового позвонка. Эту задачу предстоит математически сформулировать и найти решение.

В связи с этим следует отметить, что найденная в результате математического моделирования поверхность сопряжения элементов конструкции имплантата может обеспечить требуемый оптимум с некоторой погрешностью. Это может означать, например, что жёсткость имплантата в собранном виде может отличаться

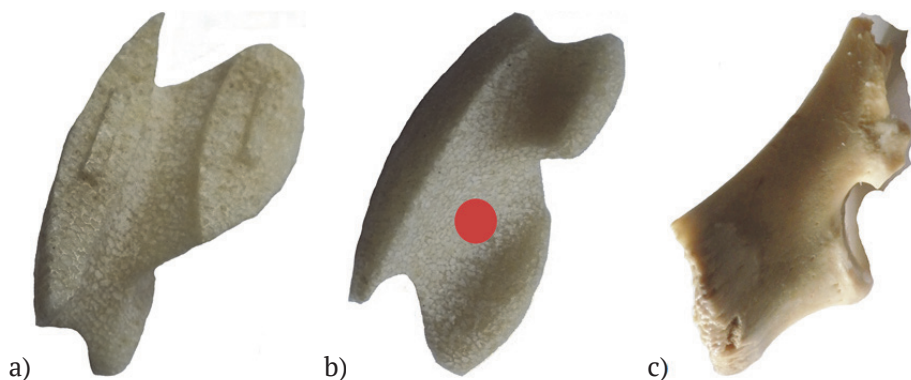


Рис. 5. Составляющий элемент конструкции имплантата позвонка свиньи, изготовленный из массива бычьей кости:

a – вид спереди элемента конструкции; *b* – указание красным цветом зоны, где измерялась шероховатость; *c* – массив бычьей кости до обработки

от жёсткости, определённой экспериментально на природном позвонке. Известны отечественные и международные нормативные документы, регламентирующие механические испытания ортопедических имплантатов: ASTM F1717 «Стандартные методы испытаний конструкций спинного имплантата в модели вертебрэктомии», ASTM F1798 «Стандартный метод испытаний для оценки статических и усталостных свойств соединительных механизмов и узлов, используемых в имплантатах для спинномозгового артродеза», ГОСТ Р 57390-2017 «Имплантаты для хирургии. Стандартные методы испытания для конструкций спинальных имплантатов в модели вертебрэктомии» и др. Нами не были обнаружены нормы допустимых отклонений геометрических размеров и физико-технических характеристик имплантатов по отношению к здоровым позвонкам. Разработка таких норм необходима в связи с созданием имплантатов анатомических форм.

Требуется решения задача стабилизации позвоночника пациента в процессе установки имплантата анатомической формы, а также в процессе реабилитации пациента, когда происходит направленная регенерация костной ткани по поверхностям сопряжения элементов конструкции имплантата.

Имплантат анатомической формы должен быть изготовлен из костного материала, необходимый объём которого доступен для изъятия у животных. Из костного ксеноматериала предварительно удаляются антигенные вещества для исключения реакции иммунного отторжения трансплантата. Поскольку элементы разъёмной конструкции имплантата выполнены из очищенного ксеноматериала, это означает, что сопряжение элементов конструкции происходит между двумя поверхностями из костного ксеноматериала. Мы не нашли публикаций, в которых сообщается о возможности регенерации в ткани человека двух поверхностей из ксеноматериала. Эта задача должна быть решена совместно с медиками, биологами и инженерами.

ВЫВОДЫ

В результате проведённых исследований были разработаны две КИПГОПЧ. Проектирование имплантата включает в себя следующие этапы:

- при проектировании имплантата использовался 3D-шаблон позвонка анатомической формы. Используя доступную информацию о травмированном или поражённом заболевании позвонке, шаблону сообщают индивидуальные размеры и пропорции;

- используя клиническую информацию о характере травмы или протекания заболевания позвоночника, а также информацию о стратегии выполнения операции имплантации, при-

нимается решение о поверхности рассеечения имплантата на составляющие элементы конструкции;

- вид рассеечения конструкции имплантата определяет вид и способ фиксации составляющих элементов конструкции имплантата;

- материал имплантата – костный материал животного происхождения;

- изготовление составляющих элементов конструкции имплантата осуществлялось на оборудовании с ЧПУ. Стратегия механической обработки выбирается таким образом, чтобы на поверхности были сформированы микронеровности, которые способствуют интеграции имплантата в окружающие анатомические ткани и препятствуют возникновению патогенных бактерий на поверхности имплантата.

Разработанные конструкции имеют следующие особенности:

- выполнение внутри конструкции имплантата полости определённого объёма и формы обеспечивает имплантату вес здорового позвонка;

- изменение рассеечения конструкции имплантата на составляющие элементы позволяет регулировать жёсткость имплантата в различных направлениях.

По нашему мнению, использование разработанных КИПГОПЧ при имплантации позволит после реабилитации пациента восстановить биомеханику позвоночника человека. При этом анатомическая форма имплантата с индивидуальными размерами и пропорциями позволит восстановить исходные (до разрушения) опорные и защитные функции позвонка. Формирование микронеровностей требуемой структуры на поверхности имплантата в результате механической обработки способствует интегрированию имплантата в соседние анатомические ткани и препятствует возникновению на поверхности имплантата патогенных бактерий.

Мы считаем, что разработанную методику проектирования КИПГОПЧ можно использовать для проектирования имплантатов других отделов позвоночника человека.

Следует отметить, что не решена задача допустимых отклонений веса и геометрических размеров имплантата от физико-технических и геометрических параметров позвонка до его разрушения. Мы считаем, что необходимо проводить оптимизацию поверхностей сопряжения составляющих элементов имплантата таким образом, чтобы поверхности были технологичны и при этом обеспечивали при максимальных нагрузках на имплантат минимальные взаимные перемещения составляющих элементов его конструкции.

Кроме того, недостаточно изучена проблема (остеоиндуктивная способность) формирования

новой костной ткани между поверхностями сопряжения элементов конструкции имплантата, выполненных из костного материала животного происхождения.

Мы собираемся продолжить исследования в данных направлениях, о результатах которых сообщим в наших следующих публикациях.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Гладков А.В., Черепанов Е.А.* Клиническая биомеханика в диагностике патологии позвоночника // Хирургия позвоночника. 2004. № 1. С. 103-109.
2. *Matusiewicz H.* Potential release of in vivo trace metals from metallic medical implants in the human body: from ions to nanoparticles – a systematic analytical review // *Acta Biomaterialia*. 2014. Vol. 10. Issue 6. P. 2379-403. DOI: 10.1016/j.actbio.2014.02.027.
3. Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review / *R.I.M. Asri, W.S.W. Harun, M. Samykan, N.A.C. Lah, S.A.C. Ghani, F. Tarlochan, M.R. Raza* // *Materials Science and Engineering: C*. 2017. Vol. 1. Issue 77. P. 1261-1274. DOI: 10.1016/j.msec.2017.04.102.
4. *Бабкин А.В.* Имплантаты позвонков для межтелового спондилодеза: биомеханические и технические идеи, клинические аспекты // *Военная медицина*. 2018. № 4. С. 63-77.
5. *Нехлопочин С.Н., Нехлопочин А.С., Швец А.И.* Классификация имплантатов для реконструкции передней и средней опорных колонн позвоночника // *Вопросы нейрохирургии*. 2018. № 3. С. 97-102. DOI: 10.17116/neiro201882397.
6. Implantation of customized 3-D printed titanium prosthesis in limb salvage surgery: a case series and review of the literature / *H. Fan, J. Fu, X. Li, Y. Pei, X. Li, G. Pei, Z. Guo* // *World Journal of Surgical Oncology*. 2015. Vol. 13. ID 308. DOI: 10.1186/s12957-015-0723-2.
7. Reconstruction of the Upper Cervical Spine Using a Personalized 3D-Printed Vertebral Body in an Adolescent with Ewing Sarcoma / *X. Nanfang, W. Feng, L. Xiaoguang, J. Liang, C. Hong, L. Zih, Y. Miao, W. Fengliang, L. Hua* // *Spine*. 2015. Vol. 41. Issue 9. P. E50-E54. DOI: 10.1097/BRS.0000000000001179.
8. The utility of 3D printing for surgical planning and patient-specific implant design for complex spinal pathologies: case report / *R.J. Mobbs, M. Coughlan, R. Thompson, C.E. Sutterlin III, K. Phan* // *Journal of Neurosurgery: Spine*. 2017. Vol. 26. Issue 4. P. 513-518. DOI: 10.3171/2016.9.SPINE16371.
9. Engineering anatomically shaped human bone grafts / *W.L. Grayson, M. Fröhlich, K. Yeager, S. Bhumiratana, M. E. Chan, C. Cannizzaro, L.Q. Wan, X.S. Liu, X.E. Guo, G. Vunjak-Novakovic* // *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2010. Vol. 107. Issue 8. P. 3299-3304. DOI: 10.1073/pnas.0905439106.
10. Engineering bone tissue substitutes from human induced pluripotent stem cells / *G. Maria de Peppo, I. Marcos-Campos, D. J. Kahler, D. Alsalman, L. Shang, G. Vunjak-Novakovic, D. Marolt* // *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2013. Vol. 110. Issue 21. P. 8680-8685. DOI: 10.1073/pnas.1301190110.
11. Implant osseointegration and the role of microroughness and nanostructures: lessons for spine implants / *R.A. Gittens, R. Olivares-Navarrete, Z. Schwartz, B.D. Boyan* // *Acta Biomaterialia*. 2014. Vol. 10. Issue 8. P. 3363-3371. DOI: 10.1016/j.actbio.2014.03.037.
12. Towards laser-textured antibacterial surfaces / *A.H.A. Lutey, L. Gemini, L. Romoli, G. Lazzini, F. Fuso, M. Faucon, R. Kling* // *Scientific Reports*. 2018. Vol. 8. Issue 1. ID 10112. DOI: 10.1038/s41598-018-28454-2.
13. *Казанский Н.Л.* Исследовательский комплекс для решения задач компьютерной оптики // *Компьютерная оптика*. 2006. № 29. С. 58-77.
14. *Borodin S.A., Volkov A.V., Kazanskii N.L.* Device for analyzing nanoroughness and contamination on a substrate from the dynamic state of a liquid drop deposited on its surface // *Journal of Optical Technology*. 2009. Vol. 76. Issue 7. P. 408-412. DOI: 10.1364/JOT.76.000408.
15. *Казанский Н.Л., Колпаков В.А.* Формирование оптического микрорельефа во внеэлектродной плазме газового разряда. М.: Радио и связь, 2009. 220 с. ISBN: 5-89776-011-X.
16. *Kazanskiy N.L., Popov S.B.* Machine vision system for singularity detection in monitoring the long process // *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)*. 2010. Vol. 19. Issue 1. P. 23-30. DOI: 10.3103/S1060992X10010042.
17. *Kazanskiy N.L., Kolpakov V.A.* Optical materials: Microstructuring surfaces with off-electrode plasma. CRC Press, 2017. 211 p. ISBN: 9781138197282.
18. *Abul'khanov S.R., Kazanskiy N.L.* Information pattern in imaging of a rough surface // *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2018. Vol. 302. ID 012068. DOI: 10.1088/1757-899X/302/1/012068.
19. *Kazanskiy N.L., Skidanov R.V.* Technological line for creation and research of diffractive optical elements // *Proceedings of SPIE*. 2019. Vol. 11146. ID 111460W. DOI: 10.1117/12.2527274.
20. Метод обработки микроизображений для анализа структур ТЛИППС / *Д.А. Белоусов, А.В. Достовалов, В.П. Корольков, С.Л. Микерин* // *Компьютерная оптика*. 2019. Т. 43. № 6. С. 936-945. DOI: 10.18287/2412-6179-2019-43-6-936-945.
21. Выбор конструкции имплантата позвонка анатомической формы / *Н.Л. Казанский, С.П. Абульханов, А.И. Кондратьев, М.Б. Сазонов, О.В. Сурков* // *Известия Самарского научного центра РАН*. 2019. Т. 21. № 1. С. 156-164.
22. *Абульханов С.П., Казанский Н.Л., Скуратов Д.Л., Стрелков Ю.С.* Имплантат позвонка. Патент RU 2592606 C1 (РФ). МКИ А61F 2/44. Опубл. 27.07.2016. Бюл. № 21.
23. *Абульханов С.П., Казанский Н.Л., Скуратов Д.Л.* Способ изготовления имплантата позвонка анатомической формы из костного материала, совместимого с иммунной системой больного. Патент RU 2726398 C2 (РФ). МКИ А61В 17/70, А61F 2/44. Опубл. 10.02.2020. Бюл. № 4.
24. Controlling osteoblast morphology and proliferation via surface micro-topographies of implant biomaterials / *K. Rabel, R.-J. Kohal, T. Steinberg, P. Tomakidi, B. Rolauuffs, E. Adolfsson, P. Palmero, T. Fürderer, B. Altmann* // *Scientific Reports*. 2020. Vol. 10. Issue 1. ID 12810. DOI: 10.1038/s41598-020-69685-6.

IMPLANT OF THE ANATOMICAL SHAPE OF THE HUMAN SPINE SPINE

© 2020 S.R. Abulkhanov¹, Yu.S. Strelkov², O.S. Surkov¹

¹ Samara National Research University, Samara, Russia

² IPSI RAS – Branch of the FSRC “Crystallography and Photonics” RAS, Samara, Russia

The article offers options for constructing anatomically shaped vertebra implants. We have created various constructions of human thoracic vertebrae implants. The 3D model of a vertebral implant structure consists of three elements that are mated along the surfaces passing through the vertebral foramen (vertebraeforamen). To ensure the rigidity of the implant structure in the assembled state, the interface surfaces of its elements were made as freeform surfaces. Fixation of the implant elements in the assembled state is carried out using fasteners, which are either removed or retained after patient rehabilitation. The interface surfaces of the implant elements, the place of installation of the fasteners, as well as its type are determined by medical indications: existing medical practice, the nature of the vertebral injury, the plan for the upcoming surgical intervention, etc. The assembled vertebral implant structure can have a cavity in the center of the structure or be integral. In the first case, the implant has a weight equal to the weight of the vertebra before it was injured. In the second case, the weight of the implant exceeds the weight of the vertebra before it was injured. In this case, the rigidity of the implant when the structure is compressed exceeds the rigidity of a healthy vertebra. On the surface of the 3D model of the vertebra implant, it is possible to perform microroughnesses of various structures. This circumstance makes it possible to simulate the modes and types of technological impact during the manufacture of an implant. The presence of microroughnesses on the surface of the implant contributes to its successful integration into adjacent anatomical structures, and also has antibacterial properties. The implant designs developed by us can be used to treat injuries of the human cervical, thoracic and lumbar vertebrae.

Key words: anatomically shaped vertebra implant, human thoracic spine vertebra, implant surface roughness, detachable design, fastening of the constituent elements of the implant structure.

DOI: 10.37313/1990-5378-2020-22-5-132-140

Stanislav Abulkhanov, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Department of Engine Production Technologies. E-mail: Abulhanov58@mail.ru

Yurii Strelkov, Researcher of IPSI RAS. E-mail: ghost_strelkov@mail.ru

Oleg Surkov, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Department of Engine Production Technologies. E-mail: ossvbm@mail.ru