

4. Прочность, устойчивость, колебания. Справочник в трёх томах. Том 1. Под ред. И.А. Биргера и Я.Г. Пановко. – М.: Машиностроение, 1968. – 831с.

5. Овсенко А. Н. Технологические остаточные деформации и методы их снижения // Вестник машиностроения. – М.: Машиностроение, 1991. № 2. – С. 58–61.

6. Смирнов Г.В. Совершенствование технологии окончательной электрохимической размерной обработки лопаток ГТД с учётом технологической наследственности: монография. – СНЦ РАН. – Самара, 2004. – 112 с.

УДК 617.3 617-089.844

*А.С. Букатый, Д.К. Задорожний, О. Ефименко,
В.Н. Бородецкий, Д.С. Чуриков*

РАЗРАБОТКА БИОМЕХАНИЧЕСКИХ КОНСТРУКЦИЙ С УЛУЧШЕННОЙ ОСТЕОИНТЕГРАЦИЕЙ

Введение. В области челюстно-лицевой хирургии компьютерная томография (КТ) является основным методом визуализации при опухолевых поражениях челюстно-лицевой области [1]. На основе данных компьютерной томографии, как правило, осуществляется разработка и проектирование имплантатов [2, 3], однако, одним из наиболее важных вопросов является прочность изделия. Челюсти человека способны развивать существенные усилия, в результате чего зачастую наблюдается усталостное разрушение имплантатов и взаимосвязанные с этим осложнения. Целью исследований, представленных в данной работе, является разработка индивидуальных челюстных имплантатов, обеспечивающих улучшенную остеointegrацию и прочность конструкции.

Актуальность исследования. Работы по обеспечению прочности проводились в процессе разработки имплантата для пациента, у которого в результате онкологического заболевания возникло поражение костных тканей нижней челюсти. В ходе хирургического вмешательства был удалён поражённый участок челюсти. В процессе проектирования рассматривалась возможность изготовления изделия из материалов ВТ-6 и РЕЕК. Титановые сплавы находят широкое применение в области проектирова-

ния биомеханических конструкций, при этом большую популярность также приобретают композитные материалы, обладающие хорошей биосовместимостью и открывающие широкие возможности для изготовления биомеханических конструкций с применением прогрессивных технологических процессов [4]. Одним из таких материалов является ПEEK, в общем случае, наряду с биосовместимостью и остеоинтеграцией, обеспечивающий хорошие прочностные свойства изделий.

Результаты исследования. Проектирование челюстного имплантата осуществлялось на основе разработанной ранее технологии оперативного проектирования [5]. Особенностью проведенной работы по проектированию имплантата, замещающего удалённый участок нижней челюсти, является его проектирование не только с учётом сохранения индивидуальной формы лица, но и с учётом прочностной оценки имплантата. В результате проведенных итераций и корректировок окончательный вид имплантата принял вид, показанный на рис. 1.

Анализ прочности выполнялся на основе метода конечных элементов в системе ANSYS. С целью прочностной оценки для каждой конструктивной итерации имплантата разрабатывалась конечно-элементная модель, состоящая из фрагментов нижней челюсти и самого имплантата. Конечно-элементная модель для проведения расчётов на прочность представлена на рис. 1.

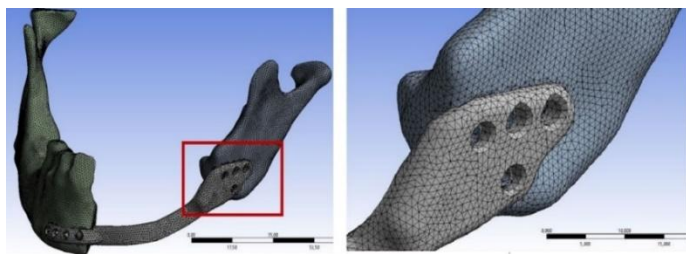


Рис. 1. Конечно-элементная модель имплантата и нижней челюсти

Распределение напряжений в тканях нижней челюсти с имплантатами, изготовленными из титанового сплава BT-6 и ПEEK представлены на рис. 2, 3.

Результаты анализа челюстного имплантата на прочность представлены в табл. 1.

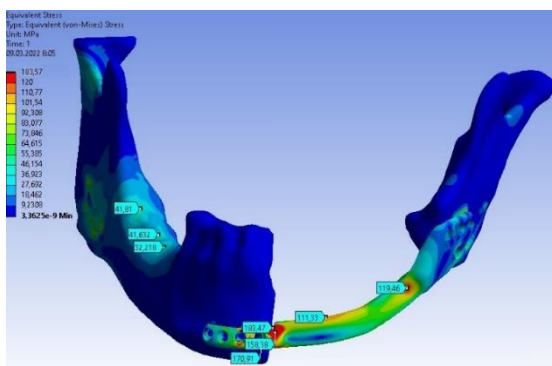


Рис. 2. Распределение напряжений в костных тканях и имплантате, выполненном из сплава ВТ-6

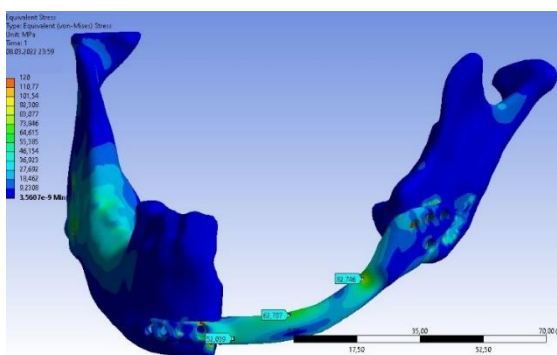


Рис. 3. Распределение напряжений в костных тканях и имплантате, выполненном из материала PEEK

Табл. 1

	Величина максимальных эквивалентных напряжений при изготовлении имплантата из титанового сплава ВТ-6	Коэффициент запаса по допускаемым напряжениям (расчёт с имплантатом из ВТ-6)	Величина максимальных эквивалентных напряжений при изготовлении имплантата из материала PEEK	Коэффициент запаса по допускаемым напряжениям (расчёт с имплантатом из PEEK)

Костные ткани	42 МПа (возможные пиковые значения в концентраторах напряжений (креплёжные отверстия) 54 МПа	2,4 – 1,9	50,6 МПа (возможные пиковые значения в концентраторах напряжений (креплёжные отверстия) 64 МПа	2,0 – 1,6
Имплантат	183,5 МПа	3,9	82,7 МПа	1,2

По результатам расчётов было принято решение изготавливать имплантат из сплава ВТ-6. Данный выбор обусловлен недостаточными коэффициентами запаса и отсутствием возможности увеличения поперечного сечения и размеров крепёжных элементов имплантата в случае его изготовления из материала РЕЕК. Итоговый вариант имплантации нижней челюсти представлен на рис. 4.

Полученная в результате проведения настоящих работ биомеханическая конструкция позволяет не только обеспечить требуемую прочность изделия, но и обладает достаточным запасом по прочности, позволяющим в случае операционной необходимости уменьшить размеры имплантата. Таким операционным случаем, как правило, является дефицит мягких тканей пациента.



Рис. 4. Имплантат нижней челюсти из сплава ВТ-6

Заключение. Применение имплантата, выполненного из титанового сплава ВТ-6 способствует снижению уровня напряжений в костных тканях нижней челюсти, по сравнению со случаем, где применяется имплантат, выполненный из материала РЕЕК. Объясняется это прежде всего тем, что модуль упругости материала РЕЕК отличается на порядок от модуля упругости титанового сплава. Эффект снижения уровня напряжений в костных тканях возможно оценить при помощи коэффициента k , который для геометрии имплантата, представленного на рис. 2 составил 1,2. То есть применение имплантата, выполненного из титанового сплава ВТ-6 увеличивает совокупную жёсткость нижней челюсти.

Применение имплантата, выполненного из материала РЕЕК, с одной стороны обеспечивает минимум по прочности нижней челюсти, однако существует ряд ограничений. Коэффициент запаса по прочности, полученный в результате проведённого в настоящей работе анализа составил 1,2. На основе опыта эксплуатации пациентами имплантатов, установленных из серии универсальных стандартных изделий, известно, что такие факторы, как углы нагружения нижней челюсти в процессе пережёвывания пищи, твёрдость пищи, прочие эксплуатационные нагрузки способны приводить к разрушению конструкций. Таким образом, с целью увеличения прочности изделия, в случае его изготовления из материала РЕЕК, следует несколько увеличить габариты его поперечного сечения и крепёжных элементов с целью увеличения коэффициента запаса по прочности до значения 1,5, однако в данном случае этот вариант был исключён по медицинским показаниям.

Имплантат, выполненный из титанового сплава, имеет значительный коэффициент запаса по прочности, достигающий значения в 3,9. Это особенно важно, поскольку при возможной операционной необходимости (например, в случае дефицита мягких тканей), габаритные размеры имплантата могут быть значительно уменьшены.

Список использованных источников

1. Алейников, А.С. Эпидемиологическая характеристика основных стоматологических заболеваний / А.С. Алейников // Современное общество: проблемы, идеи, инновации. – 2014. – Т.2, № 3. – с.11 – 15.
2. Байриков, И.М. Ортодонтическое лечение с использованием имплантатов в условиях сочетания неблагоприятных факторов / И.М. Бай-

риков, С.С. Комлев, М.В. Щербаков // Институт стоматологии. – 2017. – №1 (74). – с. 84 – 85.

3. Замещение дефектов нижней челюсти с помощью биоинженерной конструкции / И.М. Байриков, П.Ю. Столяренко, Д.Н. Дедиков // Научное пространство России: генезис и трансформация в условиях реализации целей устойчивого развития. – 2020. – С.32 – 6.

4. Skardal, A., and A. Atala. Biomaterials for integration with 3-D bioprinting. *Ann. Biomed. Eng.* 43:730–746, 2015.

5. Разработка процесса оперативного проектирования индивидуальных нижне-челюстных имплантатов у больных с онкологическими заболеваниями / И.М. Байриков, А.И. Байриков, А.Н. Николаенко, А.С. Букатый, А.С. Селиванов, И.А. Скрипачев, О.В. Шилов, А.А. Ушаков, А.В. Колсанов // Саркомы костей, мягких тканей и опухолей кожи. – 2021. – №4, Том 13. – С. 16–20.

УДК 617.3 617-089.844

*А.С. Букатый, Д.К. Задорожний, О. Ефименко,
В.Н. Бородецкий, И.В. Богданова*

ОБЕСПЕЧЕНИЕ ПРОЧНОСТИ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ КОНСТРУКЦИЙ, ИЗГОТАВЛИВАЕМЫХ С ПРИМЕНЕНИЕМ АДДИТИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРОИЗВОДСТВА

Введение. В области челюстно-лицевой хирургии (ЧЛХ) при проектировании биомеханических конструкций большое значение имеет выбор материала. В настоящее время в связи с развитием аддитивных технологий широкое распространение получает материал РЕЕК [1]. Peek – это полуфабрикат из полиарилэфиркетона, относится к группе частично кристаллических термопластов из ряда высокотемпературоустойчивых искусственных материалов, является искусственным материалом бежевого цвета с высокой прочностью, упругостью, теплостойкостью к формоизменению и низким коэффициентом трения. По прочности и упругости Peek превосходит большинство технических искусственных материалов, особенно при высоких температурах.

Проведение исследований образцов из материала Peek. В настоящей работе проведены исследования механических свойств материа-