

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-

ла Vestakeep i4 3DF. В исходном состоянии материал представляет нить диаметром 1,75 мм. Для испытаний изготавливали 5 шт стандартных образцов в соответствии с ГОСТ 1497-84 (рис. 1). Размеры образцов приведены в табл. 1.

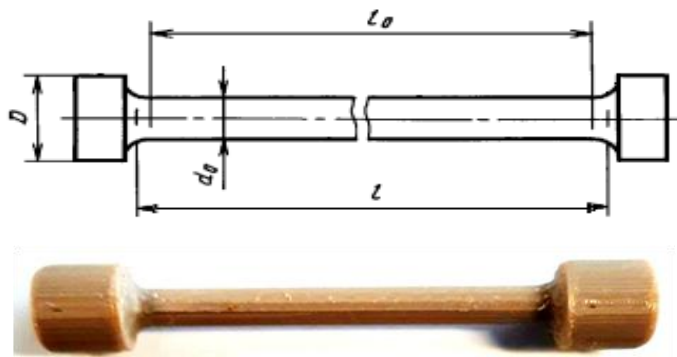


Рис. 1. Образцы для испытаний на растяжение

Табл. 1. Размеры образцов для испытаний на растяжение

d_0 , мм	l_0 , мм	l , мм	D , мм
5	25	45,5	10

Изготовление образцов осуществлялось методом печати на 3D принтере Arrium m220 (рис. 2) с рабочей камерой 130x130x120 мм. При этом ставилась задача исследовать анизотропию прочностных свойств материала в зависимости от способа изготовления: при продольном и поперечном направлениях нанесения слоёв материала. Характеристики режима печати приведены в табл. 2.

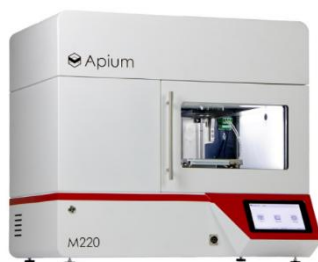


Рис. 2. Принтер Arrium M220 для 3D печати изделий из материала Peek

Табл. 2. Характеристики режима печати

Характеристики режима печати	Единицы измерения	Значение
infill (заполнение)	%	100%
температура экструдера	град	475
толщина слоя	мм	0,2
диаметр сопла, мм	мм	0,4
угол поддержки, град	град	> 45
отступ поддержки от детали	мм	0,4
скорость печати принтера	мм/мин	1600

Испытания образцов проводили на сертифицированной установке двухколонного напольного исполнения «УТС 110М-200 0-У», УХЛ 4.2 ТУ 4271-003-99369822-08 с точностью измерения $\pm 0,5$ % от измеряемой нагрузки (группа 0-У по ГОСТ 28840-90). Результаты испытаний представлены в табл. 3. На рис. 3 и 4 показан вид диаграмм растяжения.

Табл. 3. Результаты статистической обработки результатов испытаний на растяжение образцов из материала Vestakeep i4 3DF при $\alpha = 0,05$; $P = 0,95$; критерий Стьюдента $t_{\alpha,k} = 2,571$

Нанесение слоёв	Средняя величина предела текучести $\sigma_{0,2 \text{ cp}}$, МПа	Доверительный интервал для предела текучести $\pm \Delta \sigma$, МПа	Средняя величина предела прочности σ_B , МПа	Доверительный интервал для предела прочности $\pm \Delta \sigma$, МПа	Средняя величина модуля упругости E , МПа
продольное	340	59168	22828	36340... 81996	4,56038... 4,91379
поперечное	366	38830	10731	28099... 49561	4,44869... 4,69514

Анализ механических свойств материала Peek показал, что прочностные свойства конечного изделия значительно зависят от направления

печати. При продольном направлении волокон Peek средняя величина предела прочности σ_b составляет ~ 22828 МПа, а при поперечном направлении волокон средняя величина предела прочности σ_b составляет ~ 10731 МПа. Таким образом, в зависимости от направления печати изменение предела прочности составляет 53%.

Столь существенная разница в прочностных свойствах одного и того же материала, зависящая от направления печати, свидетельствует о том, что проектирование биомеханических конструкций из данного материала должно быть весьма ограничено и требует разработки специальных методик и норм. Это заключение обусловлено тем, что особо ответственные биомеханические конструкции, например, элементы суставов, конструкции челюстно-лицевой хирургии, подвергаются различного рода нагрузкам, формирующим объёмное напряжённое состояние. При этом классические типовые расчёты на прочность, как правило, предполагают условную изотропность механических свойств материалов. Исследования, проведённые в данной работе, показывают, что эти условия хорошо применимы к конструкциям, изготавливаемым из титановых сплавов и сталей, но для материала Peek не пригодны ввиду существенной анизотропии свойств, получаемых вследствие применения метода 3D печати.

Также важным фактором при проектировании биомеханических конструкций является способность материалов пластически деформироваться. На рис. 3 представлена диаграмма растяжения опытных образцов из материала Peek, напечатанного в поперечном направлении. Анализ диаграммы деформирования образца показывает полное отсутствие площадки текучести, а разрушение носит хрупкий характер без какого-либо утончения диаметра образца в области разрушения.

Диаграмма (рис. 4) получена в результате испытаний образцов на растяжение в случае применения продольного направления печати. На графике присутствует ярко выраженная площадка текучести, а предел прочности $\sim$ в 2 раза выше, чем в случае растяжения образца, напечатанного в поперечном направлении печати. Изложенные факторы являются ключевыми при выполнении расчётов на прочность биомеханических конструкций, изготовленных из Peek, и обуславливают необходимость моделирования анизотропии механических свойств в зависимости от направления печати.

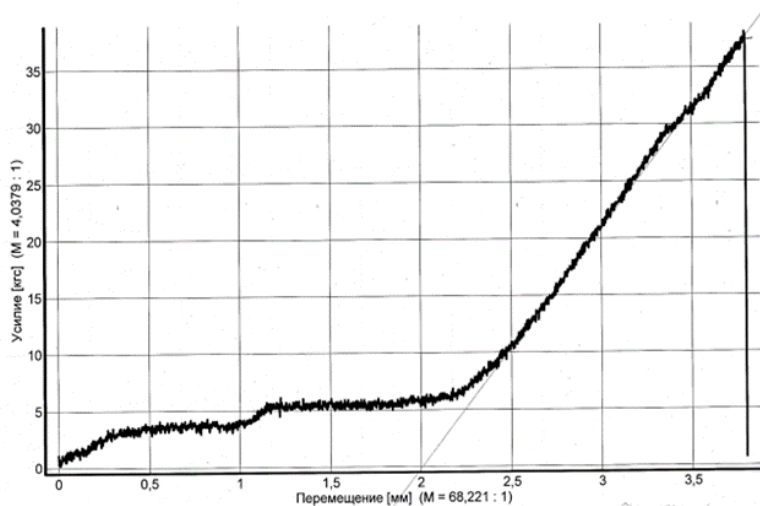


Рис. 3. Диаграмма растяжения опытных образцов из материала Peek, поперечное направление печати

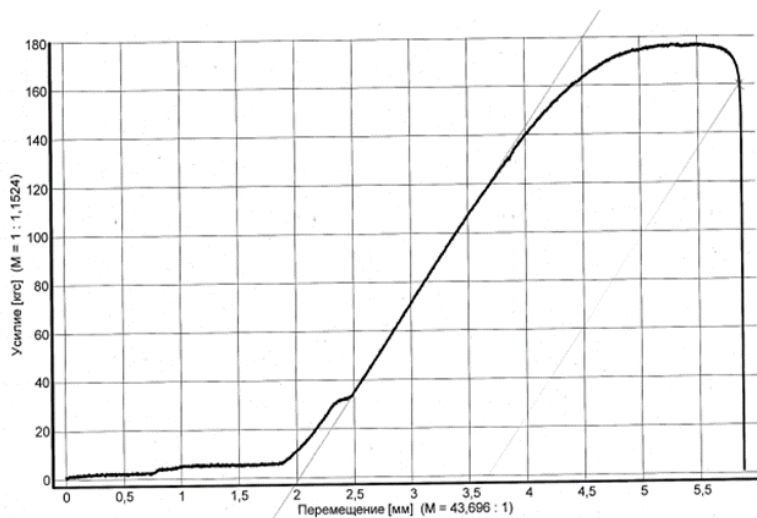


Рис. 4. Диаграмма растяжения опытных образцов из материала Peek, продольное направление печати

В расчётах типовых биомеханических конструкций на прочность в большинстве случаев значительные объёмы материала деталей, составляющих имплантат, приводят к увеличенным запасам по прочности, в результате чего детальные расчёты на прочность становятся излишни. Но в случае применения материала Реек, при разработке высоконагруженных конструкций, таких как челюстной имплантат, оснащённый зубными имплантами, геометрические размеры и форма детали уже не способны обеспечить требуемые запасы по прочности.

Сложная трёхмерная геометрическая форма изделия приводит к тому, что области с малым поперечным сечением изготавливаются исключительно в поперечном направлении печати, в результате чего в данном направлении не обеспечивается требуемая прочность и, как следствие, изделие становится непригодно к применению.

Примером может служить элемент челюсти, изображённый на рис. 5.

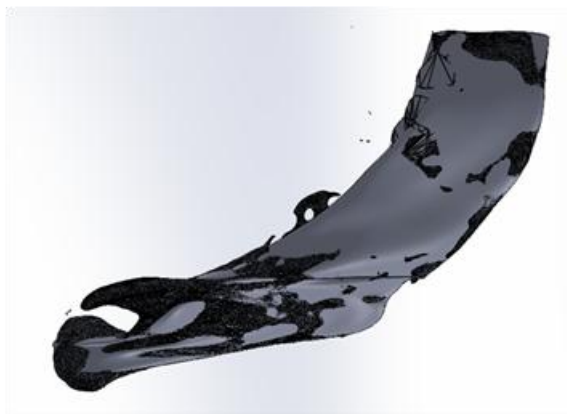


Рис. 5. Элемент челюсти, полученный по результатам компьютерной томографии

Представленная область нижней челюсти подлежала резекции, в результате чего была поставлена задача спроектировать и изготовить имплантат. Проектирование осуществлялось по методикам [2, 3]. В результате процесса оперативного проектирования был создан имплантат (рис. 6). Одним из основных вопросов в процессе проектирования являлся выбор материала имплантата. Вследствие относительно простой геометри-

ческой формы одним из рассматриваемых вариантов являлось применение материала Peek.

Расчёты проводились двумя способами. 1 способ – с применением изотропных механических свойств. В этом варианте расчёта требования по прочности выполнялись, как в случае использования свойств Peek, так и при использовании свойств титанового сплава ВТ-6. Однако, в случае применения изотропных свойств Peek этот вариант предполагает изготовление имплантата методом фрезерной обработки на ЧПУ из заготовки в виде бруска. В рассматриваемом случае это экономически не целесообразно, поэтому дополнительные расчёты проводились 2 способом – с моделированием анизотропии механических свойств, то есть фактических свойств материала, получаемых в результате 3D печати материалом Peek.

В результате расчётов были выявлены 2 взаимноперпендикулярные плоскости (рис. 6), соответствующие двум возможным вариантам направления печати. Вследствие значительного (~53%) снижения предела прочности при поперечном направлении печати, в каждом из направлений одна из зон являлась ослабленной и не отвечающей требованиям по прочности. Даже увеличение поперечного сечения имплантата в плоскости 1 увеличивало прочность незначительно, в результате чего было принято решение осуществлять изготовление имплантата из титанового сплава.

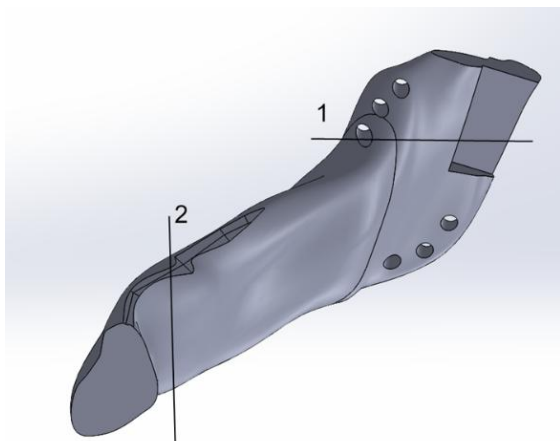


Рис. 6. Элемент челюсти, полученный по результатам компьютерной томографии

Результаты исследований, проведённых в рамках данной работы показали, что импланты, изготавливаемые из материала Peek должны иметь предпочтительно простую геометрическую форму с целью приближения напряжённого состояния импланта под нагрузкой – к одноосному, в направлении формирования волокон при печати. Даже в этом случае выполнение расчётов на прочность обязательно.

Заключение. Механические свойства материала Peek в случае применения 3D печати значительно (предел прочности снижается ~ на 50%) ухудшаются в случае поперечного направления печати, а также теряют пластические свойства. Эти факторы являются неприемлемыми для высоконагруженных имплантатов, например, в области челюстно-лицевой хирургии.

Применение материала Peek в случае изготовления методом 3D печати целесообразно для ненагруженных имплантов, либо имплантов простой геометрической формы с направлением нагрузок вдоль волокон материала.

При изготовлении из материала Peek методом 3D печати деталей сложной геометрической формы, воспринимающих даже минимальные значимые нагрузки, следует осуществлять моделирование анизотропии механических свойств материала Peek и проводить соответствующие расчёты имплантов на прочность.

Список использованных источников

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

2. Разработка процесса оперативного проектирования индивидуальных нижне-челюстных имплантатов у больных с онкологическими заболеваниями / И.М. Байриков, А.И. Байриков, А.Н. Николаенко, А.С. Бука-тый, 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.

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.