<i>Рис.2. Размеры протеза</i>	<i>Рис.3. Общий вид модели</i>	<i>Рис.4. Точки зажима протеза</i>	<i>Рис.5. Точки нагрузки на протез</i>

Предлагаемое решение уменьшает отечность, улучшает циркуляцию крови, так как выполняются сгибательно-разгибательные движения.

<i>Рис.6. Статическая деформация, отн. ед., Min15 max15</i>	<i>Рис.7. Напряжение по Мизесу, min 3.165 МПа, max 5.855 МПа</i>	<i>Рис.8. Смещение, min 0, max 0.001213 мм</i>

Выводы: предложено техническое решение, заключающееся в усовершенствовании конструкции протеза, увеличении срока его эксплуатации.

1. Силиконовые протезы - [электронный ресурс] - <http://www.prosthesis.com.ua/ru/produksiya/silikonovye-protezy>.
2. Эндопротезирование суставов - [электронный ресурс] - <http://www.orthoscheb.com/technology/endoprotezirovanie-sustavov/>.
3. FREEPATENT - [электронный ресурс] - Патент РФ, 2379006, Искусственные руки или кисти рук, их части, Куббер Ян де (BE), 20.01.2010.
4. Медицинский журнал - [электронный ресурс] - Кош, Р. Хирургия кисти / Р. Кош // Издательство Академии наук Венгрии. – Будапешт, 1966. – С. 186–203.
5. Протезирование конечностей при ампутации - [электронный ресурс] - <http://www.rusmedserv.com/prostheticextremities/ProstheticfingersIsrael/>.

Саргсян Х.А., Дубровина С.Э.

Исследование эндопротеза голеностопного сустава

*СГТУ им. Ю.А. Гагарина
(Россия, Саратов)*

doi: 10.18411/lj-25-12-2017-21

idsp: 000001:lj-25-12-2017-21

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Известно, что эндопротезирование сустава – это операция по замене компонентов сустава имплантатами, имеющими анатомическую форму здорового сустава и позволяющие выполнять весь объём движений. Металлические эндопротезы изготавливают из нержавеющей стальных сплавов. Они фиксируются в костном ложе по посадке с натягом или посредством клеевого соединения, представляющего собой костную муку и акриловый полимер. Эти материалы должны обладать хорошей

износостойкостью и легко поддаваться обработке, для достижения хорошего сопряжения компонентов протеза [1-5]. Известный сплав из смеси титана и золота может быть использован для изготовления надежных медицинских голеностопных имплантатов. Сплав в четыре раза прочнее чистого титана, который на сегодняшний день является основным материалом для изготовления имплантатов в медицине и стоматологии. Современные стальные голеностопные имплантаты могут служить около 10 лет, после чего изнашиваются и нуждаются в замене. Известная конструкция прототипа, рис.1, имеет недостатки: 1) высокий удельный вес, 2) поступление частиц износа приводит к металлозу и нестабильности эндопротеза.

Цель работы: 1) усовершенствование конструкции эндопротеза голеностопного сустава, 2) нанесение нового комбинированного покрытия на вживляемую в кость поверхность выбранного эндопротеза

Для изготовления эндопротеза ранее использовалась нержавеющая сталь ASTM F75 (кобальт-хром-молибдено-никелевый сплав). Нами предлагаются следующие изменения: 1) заменить металлические составные части имплантата на сплав золото-титан в пропорции 1:3; 2) нанесение диоксидциркониевого покрытия ZrO_2 на вживляемую в кость поверхность эндопротеза, рис.2.

<i>Рис. 1. Эндопротез голеностопного сустава: а- прототип</i>	<i>Рис. 2. Эндопротез голеностопного сустава б - предлагаемый</i>	<i>Рис.3. Размерный чертёж: 1- большеберцовый отдел; 2-движущийся стержень; 3- головка</i>

<i>Рис.4. Статическая деформация, отн. ед., min 15 max 15</i>	<i>Рис.5. Напряжение по Мизесу, min 0,0089МПа, max 0,4431 МПа</i>	<i>Рис.6. Смещение, min 0мм, max 6,011*10-4 мм</i>

Далее нами был проведен виртуальный анализ созданной упрощённой модели, который позволил провести оценку напряженно-деформированного состояния составных элементов эндопротеза при нагрузке 650 Н, рис.4-6. По результатам исследования НДС в элементах модели выявлено наибольшее смещение, составляющее $6.011 \cdot 10^{-4}$ мм, наибольшее напряжение по Мизесу 0,4431 МПа, наибольшая статическая деформация 15.

Выводы: усовершенствован эндопротез голеностопного сустава для замены поврежденного сустава искусственным аналогом. Сплав титан-золото и нанесенный на поверхность эндопротеза диоксид циркония делают конструкцию более прочной, тем самым увеличивая срок его службы.

2. Патент РФ № 2283069 от 10.04.2005. Голеностопный эндопротез / Кофед Хакон, Келлер Арнольд. - № 2283069, опубл. 10.06.2007.
3. Мельников В.В., Пичхидзе С.Я. Усовершенствование эндопротеза голеностопного сустава. Самара: Л-Журнал, 2016. – 3с.
4. Василенко А.А., Абдуризаков Н.С., Пичхидзе С.Я. Модернизация эндопротеза голеностопного сустава. Самара: Л-Журнал, 2017. – 2с.
5. Патент РФ № 2283069, А61F2/42. Голеностопный эндопротез / Кофед Хакон, Келлер Арнольд. - № 2283069, заявл. 10.04.2005, опубл. 10.06.2007.

Страхов А.В., Тимохин Д.К., Евстигнеев С.А., Дубровина С.Э.
Оценка прочностных характеристик акрилатных костных цемента

*СГТУ
НИИТОН СГМУ
(Россия, Саратов)*

doi: 10.18411/lj-25-12-2017-22

idsp: 000001:lj-25-12-2017-22

Научные руководители: Шпиняк С.П., Пичхидзе С.Я.

Известно [1-10], что прочность цемента при сжатии находится в интервале 10-80 МПа, что существенно ниже прочности костной ткани (300-400 МПа), а также акрилатных костных цемента (68-260 МПа). Прочностные показатели акрилатных цемента могут быть повышены введением в их состав частично стабилизированного диоксида циркония, по принципу трансформационного упрочнения. Предпринимались также попытки повышения прочности цемента использованием добавок желатина.

Цель испытаний: сравнительный анализ предела прочности при изгибе и сжатии акрилатного костного цемента для травматологии и ортопедии.

Образцы для испытаний: акрилат вакуумный и безвакуумный (акрилатный костный цемент SmartSet GHV Gentamycin) - исходный, акрилат исходный с добавками гидроксиапатита ГА: медь- и цинк-ГА.

Образцы (n=2-3 из каждого материала) изготовлены по ГОСТ 10180, 28570, 8462-85, размеры образцов приведены в табл.1, 2. Торцовые поверхности образцов из акрилата DePuy CMW обрабатывались пальцевой трехзубой фрезой диаметром 10 мм. Обработка осуществлялась на универсальном фрезерном станке типа 675.

Результаты испытаний приведены в табл.1, рис.1 и 2. В ходе испытаний получено, что цементы с добавками цинк- и медь-ГА схватывались и твердели без аномалий, как контрольный цемент. Причем на скорость схватывания влияния не было отмечено. Введением 3 и 5 вес. % медь- и цинк-ГА не удалось существенно снизить или повысить прочностные показатели цемента. Введение дополнительных компонентов в состав смеси медь- и цинк-ГА достигается повышение антимикробного эффекта цемента на фоне присутствующего гентамицина (Gentamycin). Повышение содержания цинк-ГА свыше 5 масс. % может снизить прочность. Преимуществом цемента с медь- и цинк-ГА является их пластичность, что видно по деформации и характеру их разрушения.

Таблица 1

Испытания акрилатных цемента на предел прочности при изгибе и сжатии

№ образца	Размер образца, мм	Разрушающая нагрузка при изгибе, кН	Предел прочности при изгибе, МПа	Размер образца, мм	Разрушающая нагрузка при сжатии, кН	Предел прочности при сжатии, МПа
1- безвакуум.	80x21x21	3,73	48,95	21x21x40	61,93	73,72
				21x21x40	62,07	73,89
2 - вакуумный	80x21x21	4,04	53,02	21x21x40	70,61	84,06
				21x21x40	75,17	89,49
1а -	-	-	-	20x20x20	30,62	69,44