- Трехточечный -7 человек (35%);
- Пятиточечный (0%).

Исходя из анализа литературы, мы можем сделать вывод о том, что турбинный наконечник в ходе работы травмирует ткани зуба. Одним из основных проявлений травмы является перегрев, который возникает при трении бора о твердые ткани. Таким образом, снизить риск воздействия повышенных температур возможно с применением системы водо-воздушного охлаждения. Наиболее щадящим для эмали является метод препарирования турбинным наконечником с трехточечным и пятиточечным режимами охлаждения. Однако самым безопасным остаётся пятиточечный режим охлаждения. Также, опираясь на результаты анкетирования, мы выяснили, что большинство врачей-стоматологов используют в своей практике турбинные наконечники с однотоочечным режимом охлаждения (65%), но применяют трехточечный режим охлаждения (35%). Встретить пятиточечный режим охлаждения во время анкетирования не удалось.

1. Боровский Е.В. Биология полости рта / Е.В. Боровский, В.К. Леонтьев. М.: Медицина, 2001. С. 5-9.
2. Шумилов Б.Р., Санеев А.В., Малыхина И. Е., Чертовских А. В. Морфологические особенности микроструктуры эмали и дентина при их препарировании ротационным инструментом (исследование *in vitro*) // Журнал анатомии и гистопатологии. - 2016. Т. 5.-№1. - С. 69-75.
3. Еремин О.В. Анатомо-гистологическое строение зубов. Особенности из развития: учебное пособие / М. В. Дубровская, К. М. Оганова. - М: Саратовский государственный медицинский университет, 2011.- С. 37 - 38.
4. Максимовская Л.Н., Григорян А. С., Золотарева О. В., Топоркова А. К. Оценка эффективности препарирования полостей с помощью алмазных боров (часть 1) // Институт стоматологии. - 2006. - №4. - С. 72-74.
5. Шумилов Б.Р. Морфологические аспекты препарирования (исследование *in vitro*): монография / А. А. Кунин. Saarbrücken, Deutschland. OmniScriptum GmbH & Co. KG. - 2015. - 84 p. ISBN: 978-3-659-60130-9.
6. Гильфанов К.Х., Салеев Р.А., Хакимуллин Л.И., Гатауллин И.Ф. Распространение тепловых волн при механической обработке твердых тканей зуба // Журнал Вестник Казанского Государственного Энергетического Университета. – 2009. - №1(1). – С. 46-52.
7. Шумилов Б.Р., Суетенков Д.Е. Состояние минерального обмена эмали в зависимости от способа препарирования твердых тканей зуба при лечении кариеса // Журнал Стоматология детского возраста и профилактика. – 2008. Т. 7. - №3. – С. 6-9.
8. Зиманков Д.А., Гуськов А.В. Факторы, влияющие на сохранение витальности пульпы, при препарировании под эстетические несъемные конструкции, требующие большого объема шлифования твердых тканей зуба // Материалы ежегодной научной конференции Рязанского Государственного Медицинского Университета имени Академика И.П. Павлова. – 2016. – С. 77-80.

Диалектова А. К., Евдокимова А.А.

К вопросу модернизации конструкции локтевого эндопротеза

СГТУ

(Россия, Саратов)

doi: 10.18411/lj-25-12-2017-14

idsp: 000001:lj-25-12-2017-14

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Эндопротезирование локтевого сустава осуществляют довольно редко и не потому, что этот сустав поражается реже других, а вследствие чрезвычайной сложности его строения и функции, что крайне затрудняет создание искусственных аналогов. Тотальный эндопротез локтевого сустава содержит локтевую и плечевую части. Ножки плечевой и локтевой частей за счет наклона своих осей относительно оси вращения суставного компонента ориентированы в вальгусном положении. Ножка плечевой части смещена максимально близко внутрь относительно оси вращения суставного компонента.

На данный момент эндопротезы данной категории изготавливают из титановых сплавов [1-4].

Цель работы: усовершенствование эндопротеза локтевого сустава путем внедрения отверстий для облегчения конструкции и замены материала.

Решение: для облегчения конструкции необходимо сделать отверстия в локтевой и плечевой ножке протеза. За счет облегчения эндопротеза процесс сгибания-разгибания станет более комфортным. При изготовлении использовался легкий и высокопрочный титановый сплав Ti-6Al-4V, поскольку он удовлетворительно обрабатывается и имеет высокие механические свойства [3], достаточные для эндопротезирования, рис 1.

Материалы и методы. Виртуальный анализ модели локтевой и плечевой ножки эндопротеза проведен в программе Fusion 360. Оценка НДС произведена при нагрузке 300 Н, рис. 2.

Результаты и обсуждение. По результатам исследования локтевой ножки выявлено максимальное напряжение 78 МПа и наибольшее смещение, составляющее 0,76 мм. Конструкция достаточно надежная, с запасом прочности 8 - 9 раз. При исследовании плечевой ножки было выявлено максимальное напряжение 67 МПа и наибольшее смещение 0,72 мм. Конструкция достаточно надежная, с запасом прочности 7 - 8 раз.

Рис.1. Конструкция эндопротеза локтевого сустава, где: а – 3D модель локтевой ножки, б – 3D модель плечевой ножки

Рис. 2. Результаты расчетов НДС локтевой ножки, где: а - напряжения по Мизесу, МПа; б - статическая деформация, отн. ед.; в - статические перемещения, мм

Рис. 3. Результаты расчетов НДС плечевой ножки, где: а - напряжения по Мизесу, МПа; б - статическая деформация, отн. ед.; в - статические перемещения, мм

Выводы: усовершенствован эндопротез локтевого сустава для замены поврежденного сустава искусственным аналогом. Использование сплава Ti-6Al-4V,

наряду с отверстиями уменьшает вес эндопротеза, при этом сохраняя необходимую прочность при более эффективной эксплуатации.

1. Эндопротезирование суставов [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.orthoscheb.com/technology/endoprotezirovanie-sustavov/>.
2. Эндопротезирование локтевого сустава [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.ortopedov.ru/zabolevaniya/loktevoy-sustav/79>.
3. Титановые сплавы в медицине [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.misrussia.ru/titanovie-splavi/>.
4. Эндопротез локтевого сустава [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.freepatent.ru/patents/2171657>.

Загибашев М.В.

Улучшение адгезионных и медико-биологических свойств межпозвоночного диска

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

doi: 10.18411/lj-25-12-2017-15

idsp: 000001:lj-25-12-2017-15

Научный руководитель: Пичхидзе С.Я.

Межпозвоночные диски составляют весомую часть всего позвоночника человека. Они выполняют функцию амортизатора, а также обеспечивают гибкость и эластичность всего позвоночника. Повреждение межпозвоночного диска может привести к ограничению или безвозвратной потере обычной жизнедеятельности человека. Это выражено в таких заболеваниях как: остеохондроз, грыжа межпозвоночного диска и прочие повреждения костной и спинномозговой тканей. Больше всего к данной травме подвержены люди, чья повседневная жизнь связана с тяжелыми нагрузками на позвоночник или получением данной патологии в результате несчастного случая. После травмы часто требуется хирургическое вмешательство.

Зачастую при успешной операции имплантат межпозвоночного диска может не удержаться на положенном месте из-за внешней нагрузки. Также существует риск отторжения имплантата организмом пациента по причине плохой приживаемости или вследствие инфекции. Поэтому необходимо обеспечить межпозвоночному диску достаточные адгезионные и медико-биологические свойства [1].

Цель работы: улучшить адгезионные и медико-биологические свойства металлической части межпозвоночного диска посредством напыления на неё сереброзамещенного гидроксиапатита Ag-ГА.

Гидроксиапатит (ГА) является одним из основных материалов, применяемых для компенсации костных дефектов. Он обладает только ему присущим преимуществом перед другими остеоинтеграционными аналогами. Химически модифицированный Ag-ГА обладает антибактериальными свойствами, внедрение в кристаллическую решетку ГА ионов серебра позволяет обеспечить приживаемость имплантата в 95% случаев [2...4].

Рис.1. 3D модель межпозвоночного диска