

616-092.4:612.766:611.728.3

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОЦЕНКА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМ «БЕДРЕННАЯ КОСТЬ – ЭНДОПРОТЕЗ / ТРАНСПЛАНТАТ – БОЛЬШЕБЕРЦОВАЯ КОСТЬ» ПРИ РАЗЛИЧНЫХ СПОСОБАХ ПЛАСТИКИ ПЕРЕДНЕЙ КРЕСТООБРАЗНОЙ СВЯЗКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА

А. М. ШОРМАНОВ¹, В. Ю. УЛЬЯНОВ^{1,2}, А. А. ГОЛЯДКИНА³, Н. Х. БАХТЕЕВА⁴, И. А. НОРКИН^{1,4}

¹Научно-исследовательский институт травматологии, ортопедии и нейрохирургии
ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России

²Кафедра хирургических болезней филиала частного учреждения образовательной организации
высшего образования «Медицинский университет «Реавиз» в городе Саратов

³Образовательно-научный институт наноструктур и биосистем ФГБОУ ВО «Саратовский национальный
исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского» Минобрнауки России

⁴Кафедра травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России

Информация об авторах:

Шорманов Анзор Магомедович – врач травматолог-ортопед травматолого-ортопедического отделения №1, НИИТОН СГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, г. Саратов, e-mail: shormanov_a@mail.ru

Ульянов Владимир Юрьевич – д.м.н., заведующий кабинетом эндоскопии, старший научный сотрудник НИИТОН СГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, профессор кафедры хирургических болезней Саратовского медицинского университета «Реавиз», г. Саратов, e-mail: v.u.ulyanov@gmail.com

Голядкина Анастасия Александровна – к.ф.-м.н., начальник отдела компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении ОНИ наноструктур и биосистем ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского» Минобрнауки России, г. Саратов, e-mail: aagramakova@mail.ru

Бахтеева Нэлли Хасяновна – д.м.н. профессор кафедры травматологии и ортопедии СГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, г. Саратов, e-mail: meduniv@sgmu.ru

Норкин Игорь Алексеевич – д.м.н. профессор, директор НИИТОН СГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, заведующий кафедрой травматологии и ортопедии СГМУ им. В.И. Разумовского Минздрава России, г. Саратов, e-mail: meduniv@sgmu.ru, sarniito@yandex.ru

Приведены результаты экспериментальной оценки напряженно-деформированного состояния систем «бедренная кость – эндопротез / трансплантат – большеберцовая кость» при различных способах пластики передней крестообразной связки. В качестве экспериментальной модели использованы 30 кадаверных коленных суставов туш свиней-молодняка. Объектом исследования явились охлажденный трансплантат из сухожилий полусухожильной и нежной мышц (ST) и синтетический эндопротез крестообразной связки коленного сустава «ДОНА-М». Исследования осуществляли на настольной одноколонной испытательной машине. Методом выбора с точки зрения прочности и эластичности материала является пластика трансплантатом сухожилий полусухожильной и нежной мышц (ST) по сравнению с методикой одно- и двухпучковой пластики передней крестообразной связки.

Ключевые слова: эксперимент; анимальные модели; пластика; передняя крестообразная связка; биомеханика; система «бедренная кость – эндопротез / трансплантат – большеберцовая кость».

Введение

Роль главного пассивного статического стабилизатора коленного сустава играет передняя крестообразная связка (ПКС), которая ограничивает переднее смещение голени по отношению к бедру при флексии, а также препятствует внутренней ротации голени и гиперэкстензии нижней конечности [1, 2].

С позиции теории биомеханики ПКС представлена линейными тяжами неодинаковой протяженности, составляющими силовой треугольник с суставной поверхностью большеберцовой кости, в котором ПКС и задняя крестообразная связка образуют эластичные грани, а основание большеберцовой кости – жесткое плато. Высоты данного треугольника формируют жесткие мышечки бедра. Некоторые волокна ПКС не имеют параллельного хода, часто скручиваясь относительно друг друга,

и последовательно участвуют в процессе движения, меняя длину и натяжение. Растяжение ПКС до 5-5,5 мм носит обратимый характер за счет ликвидации деформации и удлинения волокон коллагена. При этом расстояние между входом на большеберцовую кость и наружным мышечком бедренной кости остается неизменным во всем спектре движений в коленном суставе [3, 4].

ПКС характеризуется некоторыми предельными значениями параметров механической прочности, так при направлении оси тяги «ПКС – большеберцовая кость» разрушающая нагрузка для ПКС достигает в среднем 1954 ± 187 Н, жесткость 292 ± 28 Н/мм, энергия, поглощаемая при разрыве 8470 ± 950 Н·м, средняя статистическая нагрузка – 400 Н [5, 6].

Флексия коленного сустава наряду с внутренней ротацией в условиях воздействия разрушающей нагрузки, превышающей

1954±187 Н, наряду с незначительной конгруэнтностью суставных поверхностей и высокой степенью свободы при движении, ведут к травматическим разрывам ПКС.

С точки зрения биомеханики предел конечной прочности ПКС, изменяющийся в зависимости от возраста пациентов, определяет вероятность ее полного разрыва, последний может появляться на протяжении в виде «концов швабры», с булавовидным расширением и укорочением волокон дистальной части ПКС, быть интрасиновиальным, а также в форме костных отрывов ПКС от большеберцовой кости с фрагментом межмышечкового возвышения, проксимальных разрывов или отрывов от бедренной кости с культей, фиксированной к задней крестообразной связке, повреждений ПКС, при которых ее волокна полностью отсутствуют [7- 9].

Таким образом, ПКС является биомеханически важным анатомическим образованием коленного сустава человека, определяющим его кинематическую функцию. Знание кинематических свойств коленного сустава, обусловленных функционированием ПКС, а также исследование ее деформационно-прочностных свойств обуславливает развитие научных исследований, направленных на разработку новых пластических материалов и способов пластики, не только реставрирующих анатомическую структуру, но и повышающих прочность фиксации.

Цель исследования

Определить некоторые биомеханические показатели, характеризующие напряженно-деформированное состояние системы «бедренная кость – трансплантат – большеберцовая кость» при пластике ПКС сухожилиями полусухожильной и нежной мышц (ST) и систем «бедренная кость – эндопротез – большеберцовая кость» при одно- и двухпучковой пластике ПКС коленного сустава синтетическим эндопротезом «ДОНА-М».

Материалы и методы

Для оценки напряженно-деформированного состояния биомеханических систем «бедренная кость – эндопротез / трансплантат – большеберцовая кость» на анимальных моделях 36 изолированных и охлажденных кадаверных коленных суставов 18 туш свиней-молодняка (свинок и боровков) второй категории с массой от 52 до 113 кг в шкуре, взятых в течение первых 12 часов с момента убоя животных, были имитированы различные способы пластики ПКС коленного сустава.

Имитация пластики ПКС с использованием сухожилий полусухожильной и нежной мышц (ST) была осуществлена на 10 анимальных моделях систем «бедренная кость - трансплантат из сухожилий полусухожильной и нежной мышц (ST) – большеберцовая кость», тесты на разрыв выполнялись при скорости 50 мм/мин (5 наблюдений) и 500 мм/мин (5 наблюдений).

Имитация однопучковой пластики ПКС синтетическим материалом была выполнена на 10 анимальных моделях систем «бедренная кость – эндопротез крестообразной связки коленного сустава «ДОНА-М» – большеберцовая кость», тесты на разрыв также выполнялись при скорости 50 мм/мин (5 наблюдений) и 500 мм/мин (5 наблюдений).

Имитация двухпучковой пластики ПКС синтетическим материалом была выполнена на 10 анимальных моделях систем «бедренная кость – эндопротез крестообразной связки коленного сустава «ДОНА-М» – большеберцовая кость», тесты на разрыв также выполнялись при скорости 50 мм/мин (5 наблюдений) и 500 мм/мин (5 наблюдений).

Определение напряженно-деформированного состояния исследуемых биомеханических систем осуществляли на настольной одноколонной испытательной машине Instron 5944 (зарег. в Государственном Реестре РФ, № 43602-10) с нагрузочной ячейкой в 2000 Н, которая давала возможность осуществления эксперимента на растяжение и сжатие в одном направлении. Испытание на растяжение выполняли в пределах максимального усилия нагрузочной рамы. Контрлатеральные концы образцов располагали между зажимами испытательной машины; определяли геометрию образцов и снимали размеры (длина; ширина, толщина или радиус); задавали скорость перемещения траверсы. После запуска испытания, траверса с верхним зажимом перемещалась с заданной скоростью, растягивая образец. При деформации в нем возникало сопротивление (усилие). Испытание заканчивалось при разрушении материала. Во время растяжения информация об удлинении образца, скорости перемещения траверсы и испытанного образцом сопротивления контролировалась и записывалась.

В результате эксперимента были получены графики зависимостей нагрузка-перемещение и напряжение-деформация для указанных выше систем и способов пластики ПКС при двух скоростях нагружения (указаны медианы).

Статистическую обработку полученных данных осуществляли при помощи пакета программ Statistical Package for the Social Science (IBM SPSS 20 Statistics). Полученные данные не соответствовали закону нормального распределения, поэтому для сравнения значений использовали непараметрический U-критерий Манна-Уитни и показатель достоверности (p).

Результаты

На 5 анимальных моделях пластики ПКС коленного сустава трансплантатом из сухожилий полусухожильной и нежной мышц (ST) при скорости нагружения 50 мм/мин показатели нагрузки (Н) и скорости перемещения траверсы (мм/мин) демонстрировали удлинение системы «бедренная кость – трансплантат – большеберцовая кость» в среднем на 15% по сравнению с исходными величинами длинника (мм) при передвижении траверсы со скоростью 0-22,5 мм/мин при максимальной нагрузке в пределах 0-395,58 Н (p<0,05), а при достижении скорости перемещения траверсы 25 мм/мин происходило разрушающее удлинение образца при максимальной нагрузке 402,29 Н (p<0,05) (рис. 1). Разрушающее напряжение в системе «бедренная кость – трансплантат – большеберцовая кость» составило 0,42 МПа при максимальной деформации 0,15 мм/мм (p<0,05) (рис. 2).

На 5 анимальных моделях при скорости нагружения 500 мм/мин также происходило удлинение системы «бедренная кость – трансплантат – большеберцовая кость» в среднем на 10% по сравнению с исходными величинами длинника (мм) при перемещении траверсы со скоростью 0-27 мм/мин при максимальной нагрузке в пределах 0-504,89 Н (p<0,05), а при

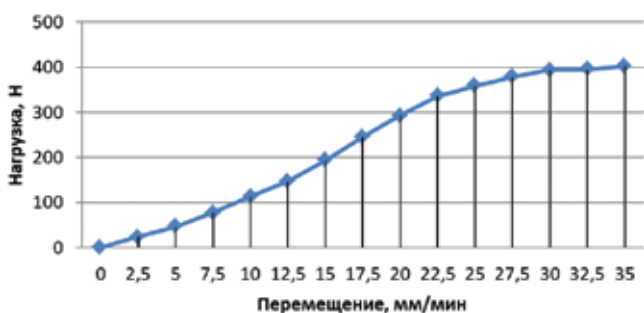


Рис. 1. График зависимостей нагрузка-перемещение при скорости перемещения траверсы 50 мм/мин

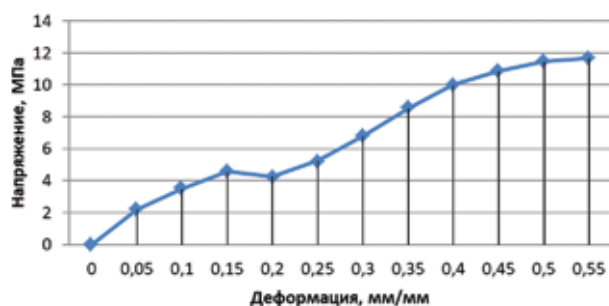


Рис. 2/ График зависимостей напряжение-деформация при скорости перемещения траверсы 50 мм/мин

достижении скорости перемещения траверсы 30 мм/мин происходило разрушающее удлинение образца при максимальной нагрузке 545,54 Н ($p < 0,05$) (рис. 3). Разрушающее напряжение в системе «бедренная кость – трансплантат – большеберцовая кость» составило 0,56 МПа при максимальной деформации 0,10 мм/мм ($p < 0,05$) (рис. 4).

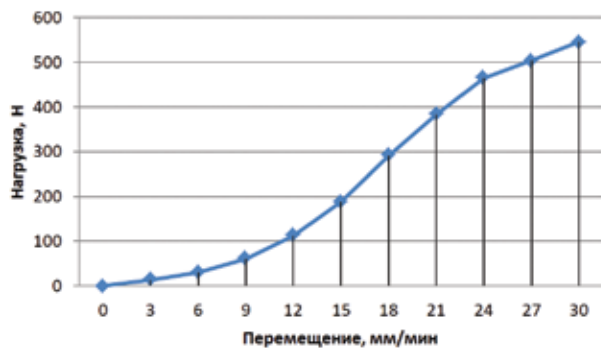


Рис. 3. График зависимостей нагрузка-перемещение при скорости перемещения траверсы 500 мм/мин



Рис. 4. График зависимостей напряжение-деформация при скорости перемещения траверсы 500 мм/мин

На 5 анимальных моделях однопучковой пластики ПКС коленного сустава при скорости нагружения 50 мм/мин показатели нагрузки (Н) и скорости перемещения траверсы (мм/мин) демонстрировали удлинение системы «бедренная кость – эндопротез – большеберцовая кость» в среднем на 84% по сравнению с исходными величинами длинника (мм) при передвижении траверсы со скоростью 0-22,5 мм/мин при максимальной нагрузке в пределах 0-232,61 Н ($p < 0,05$), а при достижении скорости перемещения траверсы 25 мм/мин происходило разрушающее удлинение образца при максимальной нагрузке 260,86 Н ($p < 0,05$) (рис. 5). Разрушающее напряжение в системе «бедренная кость – эндопротез – большеберцовая кость» составило 5,18 МПа при максимальной деформации 0,80 мм/мм ($p < 0,05$) (рис. 6).

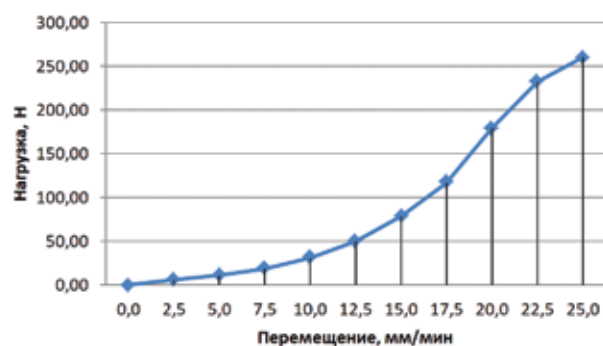


Рис. 5. График зависимостей нагрузка-перемещение при скорости перемещения траверсы 50 мм/мин

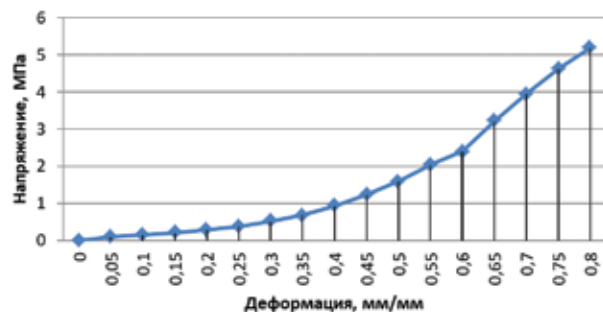


Рис. 6. График зависимостей напряжение-деформация при скорости перемещения траверсы 50 мм/мин

На 5 анимальных моделях при скорости нагружения 500 мм/мин также происходило удлинение системы «бедренная кость – эндопротез – большеберцовая кость» в среднем на 62% по сравнению с исходными величинами длинника (мм) при перемещении траверсы со скоростью 0-15 мм/мин при максимальной нагрузке в пределах 0-377,24 Н ($p < 0,05$), а при достижении скорости перемещения траверсы до 18 мм/мин происходило разрушающее удлинение образца при максимальной нагрузке 428,16 Н ($p < 0,05$) (рис. 7). Разрушающее напряжение в системе «бедренная кость – эндопротез – большеберцовая кость» составило 8,51 МПа при максимальной деформации 0,62 мм/мм ($p < 0,05$) (рис. 8).

На 5 анимальных моделях двухпучковой пластики ПКС коленного сустава при скорости нагружения 50 мм/мин показатели нагрузки (Н) и скорости перемещения траверсы

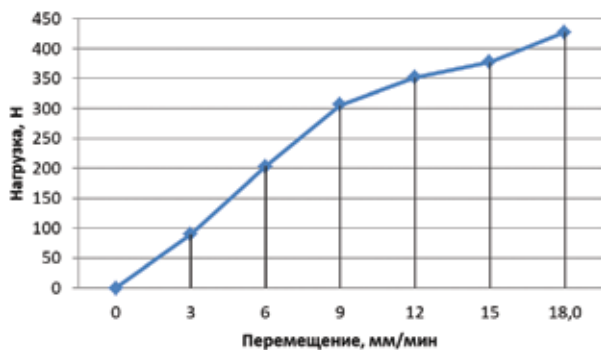


Рис. 7. График зависимостей нагрузка-перемещение при скорости перемещения траверсы 500 мм/мин

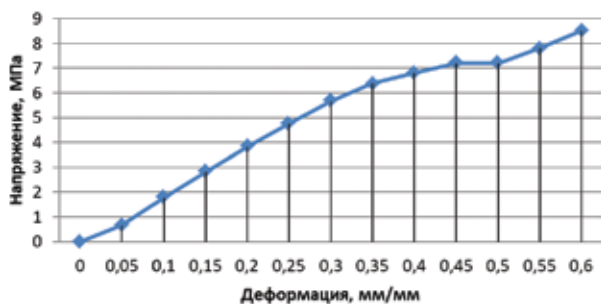


Рис. 8. График зависимостей напряжение-деформация при скорости перемещения траверсы 500 мм/мин

(мм/мин) демонстрировали удлинение системы «бедренная кость – эндопротез – большеберцовая кость» в среднем на 55% по сравнению с исходными величинами длинника (мм) при перемещении траверсы со скоростью 0-15 мм/мин при максимальной нагрузке в пределах 0-546,50 Н ($p < 0,05$), а при достижении скорости перемещения траверсы 17,5 мм/мин происходило разрушающее удлинение образца при максимальной нагрузке 583,39 Н ($p < 0,05$) (рис. 9). Разрушающее напряжение в системе «бедренная кость – эндопротез – большеберцовая кость» составило 11,67 МПа при максимальной деформации 0,55 мм/мм ($p < 0,05$) (рис. 10).

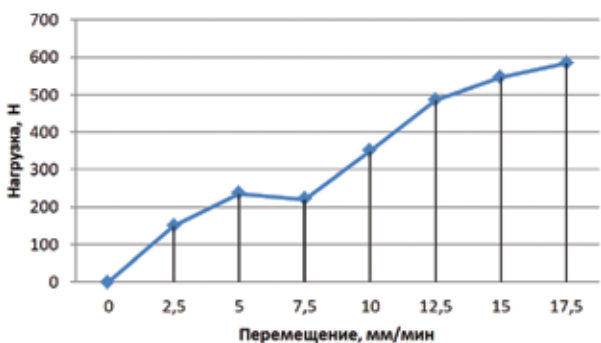


Рис. 9. График зависимостей нагрузка-перемещение при скорости перемещения траверсы 50 мм/мин

На 5 анимальных моделях при скорости нагружения 500 мм/мин показатели нагрузки (Н) и скорости перемещения траверсы (мм/мин) демонстрировали удлинение системы «бедренная кость – эндопротез – большеберцовая кость» в среднем на 40% по сравнению с исходными величинами длинника (мм)

при перемещении траверсы со скоростью 0-24 мм/мин при максимальной нагрузке в пределах 0-703,07 Н ($p < 0,05$), а при достижении скорости перемещения траверсы 27 мм/мин происходило разрушающее удлинение образца при максимальной нагрузке 769,44 Н ($p < 0,05$) (рис. 11). Разрушающее напряжение в системе «бедренная кость – эндопротез – большеберцовая кость» составило 5,16 МПа при максимальной деформации 0,40 мм/мм ($p < 0,05$) (рис. 12).

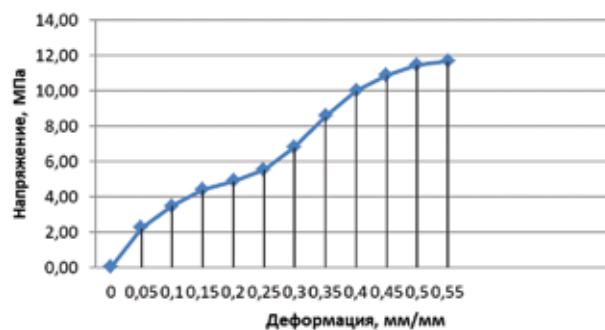


Рис. 10. График зависимостей напряжение-деформация при скорости перемещения траверсы 50 мм/мин

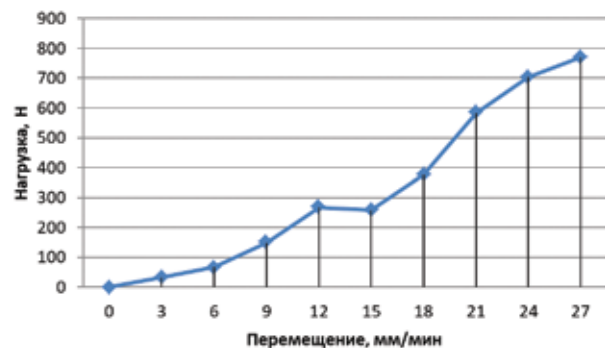


Рис. 11. График зависимостей нагрузка-перемещение при скорости перемещения траверсы 500 мм/мин

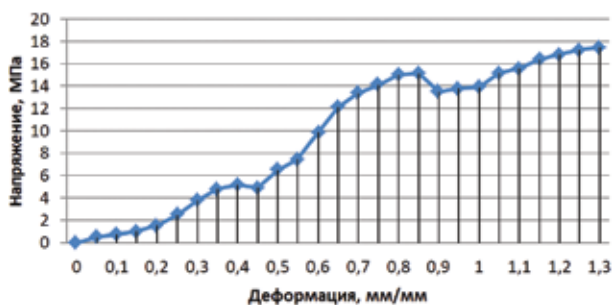


Рис. 12. График зависимостей напряжение-деформация при скорости перемещения траверсы 500 мм/мин

Обсуждение

Коленный сустав с точки зрения биомеханики является самым напряженным ввиду своей функциональной сложности, поэтому для определения рационального способа лечения повреждений его связочного аппарата, в том числе и ПКС, важно знание всех особенностей его суставного соединения и соответствующих их изменений в процессе движения. Однако, до

настоящего времени до конца не изученными остаются некоторые механические функции отдельных анатомических образований коленного сустава, а именно внутрисуставных структур, и их «поведения» как в реальных физиологических условиях, так и после пластики ПКС.

Возможность восстановления функции коленного сустава определяется не только видом пластики ПКС, но и биомеханическими свойствами трансплантатов, зависящими от прочностных (конечная прочность), структурных (жесткость) и материальных (свойства биологической ткани, синтетического материала) характеристик, а также от скоростей нагрузок, при которых трансплантаты претерпевают избыточное растяжение [10, 11].

Согласно литературным данным в случае неравномерного натяжения трансплантата из сухожилий тонкой и нежной мышц (ST) его предельная прочность составляет 2830 ± 538 Н, а жесткость 455 ± 39 Н/мм; в случаях же равномерного натяжения предельная прочность составляет 4590 ± 674 Н, а жесткость 871 ± 186 Н/мм. По этой причине анатомическая реконструкция ПКС улучшает кинематику коленного сустава и адаптирует ее ближе к той биомеханической модели, которая характерна для суставов с интактной ПКС. Наряду с этим, силы, возникающие в анатомически восстановленной ПКС, ближе по величине к силам, развивающимся в таковой при отсутствии повреждений [12].

Синтетические эндопротезы также обладают высокой прочностью, однако они имеют более высокие, по сравнению с трансплантатами из сухожилий полусухожильной и нежной мышц, показатели жесткости, являясь при этом неэластичными, что даже при незначительном смещении топографии трансоссальных каналов приводит к разрежению костной ткани и разрывам трансплантатов [13, 14].

Полученные нами данные не противоречат существующим в литературе сведениям о высокой прочности как синтетических эндопротезов, так и трансплантатов из собственных тканей, применяемых для пластики ПКС. Однако, они вскрывают достоверные различия показателей напряженно-деформированного состояния имитируемых биомеханических систем, что подтверждается наибольшими значениями показателей нагрузки при меньших значениях деформации.

Вывод

Методом выбора с точки зрения прочности фиксации коленного сустава, а также эластичности используемого материала является пластика ПКС трансплантатом сухожилий полусухожильной и нежной мышц (ST) по сравнению с методиками одно- и двухпучковой ее пластики синтетическими материалами.

Сопоставимая прочность фиксации среди всех исследуемых методик пластики ПКС и применяемых с этой целью различных пластических материалов, а также более высокая жесткость и более низкая эластичность синтетических материалов, применяемых при одно- и двухпучковой пластике, диктует необходимость точного интраоперационного позиционирования трансоссальных каналов для снижения величины разрушающего напряжения при нарастании деформации, а также

ограничивает использование данных методик только лишь по узким показаниям.

Конфликт интересов

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

Список литературы / References

1. Попов, Г.И. Биомеханика двигательной деятельности / Г.И. Попов, А.В. Самсонова. Москва: Академия, 2013. 320 с.
2. Popov, G.I. Biomekhanika dvigatel'noi deyatel'nosti / G.I. Popov, A.V. Samsonova. Moskva: Akademiya, 2013. 320 p
3. McCarty, L.P. Anatomy, biology and biomechanics of patellar tendon autograft anterior cruciate ligament reconstruction / L.P. McCarty, B.R. Bach // Techniques in Orthopaedics. 2005. Vol.20. no.4. P. 342-352.
4. Назаров, Е.А. Метод стабилотрии в оценке функции опоры при ортопедической патологии суставов нижних конечностей / Е.А. Назаров, А.В. Селезнев // VIII Съезд травматологов-ортопедов России: Сб. тез. Самара, 2006. С. 273-274.
5. Nazarov, E.A. Metod stabilometrii v otsenke funktsii opory pri ortopedicheskoi patologii sustavov nizhnikh konechnostei / E.A. Nazarov, A.V. Seleznev // VIII S»ezd travmatologov-ortopedov Rossii: Sb. tez. Samara, 2006. P. 273-274.
6. Привес, М.Г. Анатомия человека: Учебник / М.Г. Привес, Н.К. Лысенков, В.И. Бушкович. – СПб.: Издательский дом СПБМАПО, 2011. 720 с.
7. Prives, M.G. Anatomiya cheloveka: Uchebnik / M.G. Prives, N.K. Lysenkov, V.I. Bushkovich. – SPb.: Izdatel'skii dom SPBMAPO, 2011. 720p
8. Няшин, Ю.И. Основы биомеханики / Ю.И. Няшин, В.А. Лохов. – Пермь: Изд-во Пермского гос. тех. ун-та, 2007. 210 с.
9. Nyashin, Yu.I. Osnovy biomekhaniki / Yu.I. Nyashin, V.A. Lokhov. – Perm': Izd-vo Permskogo gos. tekhn. un-ta, 2007. 210 p
10. Woo, S.L. Biomechanics of knee ligaments / S.L. Woo, R.E. Debeski, J.D. Withrow // Am. J. Sports. Med. 1999. no.4. P. 533-543.
11. Зазирный, И.М. Факторы риска повреждения передней крестообразной связки / И.М. Зазирный // Вестник ортопедии, травматологии и протезирования. 2014. №3. С. 80-86.
12. Zazirnyi, I.M. Faktory riska povrezhdeniya perednei krestooobraznoi svyazki / I.M. Zazirnyi // Vestnik ortopedii, travmatologii i protezirovaniya. 2014. №3. S. 80-86.
13. Миронов, С.П. Повреждения связок коленного сустава / С.П. Миронов, А.К. Орлецкий, М.Б. Цыкунов. Москва: Лесар, 1999. 208 с.
14. Mironov, S.P. Povrezhdeniya svyazok kolennogo sustava / S.P. Mironov, A.K. Orletskii, M.B. Tsykunov. Moskva: Lesar, 1999. 208 p
15. Трачук, А.П. Причины несостоятельности передней крестообразной связки / А.П. Трачук, Р.М. Тихилов, Т.В. Серебряк, О.Е. Богопольский // VII Конгресс Российского Артроскопического Общества: Сб. мат. Москва, 2007. С.27-28.
16. Trachuk, A.P. Prichiny nesostoyatel'nosti perednei krestooobraznoi svyazki / A.P. Trachuk, R.M. Tikhilov, T.V. Serebryak,

- О.Е. Bogopol'skii // VII Kongress Rossiiskogo Artroskopicheskogo Obshchestva: Sb. mat. Moskva, 2007. P.27-28.
10. Джонсон, Г.Д. Оперативная артроскопия / Г.Д. Джонсон, А. Амэндола, Ф.А. Барбер, Л.Д. Филд [и др.]. Москва: Изд-во Панфилова, 2015. 560 с.
- Dzhonson, G.D. Operativnaya artroskopiya / G.D. Dzhonson, A. Amendola, F.A. Barber, L.D. Fild [i dr.]. Moskva: Izd-vo Panfilova, 2015. 560 p*
11. Дубровский, В.И. Биомеханика / В.И. Дубровский, В.Н. Федорова. – Москва: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. 672 с.
- Dubrovskii, V.I. Biomekhanika / V.I. Dubrovskii, V.N. Fedorova. – Moskva: Izd-vo VLADOS-PRESS, 2003. 672 p*
12. Зацюрский, В.М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Зацюрский, А.С. Аруин, В.Н. Селуянов. – Москва: Физкультура и спорт, 1981. 143 с. // URL: klex.ru/h92 (дата обращения: 22.07.2016).
- Zatsiorskii, V.M. Biomekhanika dvigatel'nogo apparata cheloveka / V.M. Zatsiorskii, A.S. Aruin, V.N. Seluyanov. – Moskva: Fizkul'tura i sport, 1981.*
13. Котельников, Г.П. Нестабильность коленного сустава / Г.П. Котельников, А.П. Чернов, С.Н. Измаков. Самара: Самарский Дом печати, 2001. 229 с.
- Kotel'nikov, G.P. Nestabil'nost' kolennogo sustava / G.P. Kotel'nikov, A.P. Chernov, S.N. Izmalkov. Samara: Samarskii Dom pečhati, 2001. 229 p*
14. Няшин, Ю.И. Экспериментальные методы в биомеханике / Ю.И. Няшин, Р.М. Подгайц. – Пермь: Изд-во Пермского гос. тех. ун-та, 2008. 400 с.
- Nyashin, Yu.I. Eksperimental'nye metody v biomekhanike / Yu.I. Nyashin, R.M. Podgaits. – Perm': Izd-vo Permskogo gos. tekhn. un-ta, 2008. 400 p*

EXPERIMENTAL ASSESSMENT OF STRAIN-DEFORMING STATE OF SYSTEMS «FEMURAL BONE-ENDOPROSTHESIS/TRANSPLANT-TIBIAL BONE» IN DIFFERENT TYPES OF KNEE JOINT ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT PLASTICS

A. M. SHORMANOV¹, V. YU. UL'YANOV^{1,2}, A. A. GOLYADKINA³, N. KH. BAKHTEEVA⁴, I. A. NORKIN^{1,4}

¹*Research Institute of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery of Saratov State Medical University n.a. V.I. Razumovsky of the Ministry of Health of Russia*

²*Surgical Pathology Chair of Saratov Medical University REAVIZ*

³*Education and Research Institute of Nanostructures and Biosystems of Saratov State University of the Ministry of Education and Science of Russian Federation*

⁴*Traumatology and Orthopedics Chair of Saratov State Medical University n.a. V.I. Razumovsky of the Ministry of Health of Russian Federation*

The results of experimental assessment of strain-deforming state of systems 'femural bone-endoprosthesis/transplant-tibial bone' in different types of knee joint anterior cruciate ligament plastics have been presented in the article. 30 postmortem knee joints of pig youngsters were used for an experimental model. Refrigerated transplant of semitendinosus and gracilis tendons (ST) and synthetic endoprosthesis of knee joint cruciate ligament "DONA-M" were the objects of the study. The investigations were conducted on a desk single-string tester. The semitendinosus and gracilis tendon transplant plastics (ST) were the method of choice compared to the single-beam and double-beam synthetic endoprosthetic anterior cruciate ligament plastics.

Key words: experiment; animal models; plastics; anterior cruciate ligament; biomechanics; system «femoral bone-endoprosthesis/transplant-tibial bone».