

УДК 616.728.3:616.758]-089-22(045)

Механические характеристики кортикальных фиксаторов для реконструкции передней крестообразной связки

С. Н. Красноперов ¹, М. Л. Головаха ¹, В. А. Шаломеев ²

¹ Запорожский государственный медицинский университет. Украина

² Запорожский национальный технический университет. Украина

Reconstruction of the damaged anterior crucial ligament today is a routine surgery. Violation of graft fixation and its extension are the most frequent causes of instability. Recently acquired cortical use button latches become popular. Objective: to evaluate the possibility of using own cortical locking fixation with adaptive loop based on the study of its mechanical characteristics. Methods: using the bursting of hydraulic machines tested two types of clamps with cortical adaptive loop: 1) TightRope anterior crucial ligament (Arthrex Inc., Naples, FL) eg reverse thrust; 2) own, consisting of button plate and thread Fiberwire № 2 (Arthrex Inc., Naples, FL). To determineload extension have made constant load of 50 H for 30 s. Next applied given sinusoidal cyclic preloading from 50 to 250 H with a frequency of 2 Hz. Repeat exertion after 50, 100, 500, 1 000 and 2 000 cycles of loading has been assessed. Stretched loop extension of 1 mm/s to determine the maximum tensile strength. Results: the mean values of load extension did not differ ($p > 0.05$) in cortical locking own making (2.07 ± 0.3 mm) and commercially available (1.95 ± 0.2 mm). The difference between the total cyclic extension after 2000 loading cycles was also statistically significant — (1.1 ± 0.1) mm and factory (1.21 ± 0.13) mm in copyright holder. there is no difference overall in elongation (perednavantazhenoho and cyclic) — (3.05 ± 0.95) mm of plant holder, (3.28 ± 0.22) mm in own fixation device; maximum tensile strength — (876 ± 56) and (953 ± 48) H respectively. Conclusions: yielded similar mechanical characteristics of the studied devices such as sufficient tensile strength and elongation opportunity, allow us to recommend them for use in reconstructive surgery of anterior crucial ligament. Key words: anterior crucial ligament, cortical fiction device, mechanical strength.

Реконструкція ушкодженої передньої схрещеної зв'язки (ПСЗ) сьогодні є рутинним хірургічним втручанням. Порушення фіксації трансплантата і його подовження є найчастішими причинами розвитку нестабільності. Останнім часом використання набули кортикальні гудзикові фіксатори. Мета: оцінити можливість застосування власного кортикального фіксатора з адаптивною петлею на підставі вивчення його механічних характеристик. Методи: за допомогою розривної гідравлічної машини провели тестування двох видів кортикальних фіксаторів з адаптивною петлею: 1) TightRope ACL (Arthrex Inc., Naples, FL) зворотного натягу; 2) власного, який складається з гудзикової пластини та нитки Fiberwire № 2 (Arthrex Inc., Naples, FL). Для визначення переднавантаженого подовження докладали постійне навантаження в 50 Н протягом 30 с. Далі докладали циклічні синусоїдальні навантаження від 50 до 250 Н із частотою 2 Гц. Циклічне подовження фіксували після 50, 100, 500, 1 000 та 2 000 циклів навантаження. Розтягували петлю з подовженням 1 мм/с для визначення максимальної міцності на розрив. Результати: середні величини переднавантаженого подовження не відрізнялися ($p > 0,05$) в кортикального фіксатора власного виготовлення ($2,07 \pm 0,3$ мм) та заводського ($1,95 \pm 0,2$ мм). Різниця загального циклічного подовження після 2 000 циклів навантаження також була статистично недостовірною — ($1,1 \pm 0,1$) мм у заводського та ($1,21 \pm 0,13$) мм в авторського фіксатора. Не встановлено різниці показників загального подовження (переднавантаженого та циклічного) — ($3,05 \pm 0,95$) мм для заводського фіксатора, ($3,28 \pm 0,22$) мм для власного; максимальної міцності на розрив — (876 ± 56) і (953 ± 48) Н відповідно. Висновки: отримані аналогічні механічні характеристики досліджених пристроїв, зокрема достатня міцність на розрив та можливість подовження, дають змогу рекомендувати їх для застосування в реконструктивній хірургії ПСЗ. Ключові слова: передня схрещена зв'язка, кортикальний фіксатор, механічна міцність.

Ключевые слова: передняя крестообразная связка, кортикальный фиксатор, механическая прочность

Введение

Реконструкция поврежденной передней крестообразной связки (ПКС) сегодня является рутинным хирургическим вмешательством [1, 2]. Использование ауто- или аллотрансплантата при восстановлении ПКС требует его жесткой фиксации в бедренной и большеберцовой костях, а также минимального удлинения во время фазы ранней реабилитации для достижения его биологической перестройки. Нарушение этих требований является наиболее частой причиной развития нестабильности и, как следствие, ревизионных хирургических вмешательств в 10–15 % случаев [3–5]. Известны работы, в которых доказано, что прочность фиксации трансплантата из сухожилий «гусиной лапки» и четырехглавой мышцы бедра при помощи металлических винтов, составляющая около 400 Н, недостаточна для безопасной ранней реабилитации пациентов после реконструкции ПКС [6, 7]. Также имеются данные, которые свидетельствуют, что фиксация при помощи интерферентных винтов приводит к проскальзыванию трансплантата и его удлинению, провоцирует нарушение его натяжения и развитие нестабильности. Однако необходимо отметить, что прочность фиксации при помощи интерферентных винтов зачастую зависит от механических характеристик костной ткани [8, 9]. Учитывая полученные данные о субоптимальной прочности фиксации трансплантата при помощи интерферентных винтов, начали появляться новые методики и устройства, в частности, кортикальные пуговичные фиксаторы. Хотя на сегодня нет однозначного мнения о применении тех или иных конструкций для восстановления ПКС, все чаще появляются сообщения о механической прочности различных методов фиксации, а именно: интерферентных винтов (440 Н), кортикальных пуговичных фиксаторов (840 Н), систем «Transfix» (764 Н) [8–11]. Достаточно хорошими прочностными характеристиками (1130 Н) обладают кортикальные фиксаторы с фиксированной длиной петли (Endobutton CL), однако их недостатком является необходимость во время операции просверливания дополнительно 6 мм глубины канала в бедренной кости для разворота пуговицы [9, 10]. Следующим этапом развития методов фиксации трансплантата ПКС стало появление кортикальных фиксаторов с адаптивной длиной петли для уменьшения глубины сверления канала и, соответственно, сохранения костной массы [12, 13]. Адаптивная

петля может быть затянута во время операции, что исключает дополнительное сверление канала. Кроме того, этот тип фиксатора не требует свободного места в костном канале для разворота на кортикальном слое кости, что способствует ее сохранению. Такие устройства достаточно широко используются для реконструкции ПКС, однако до сих пор существуют сомнения относительно их механической прочности и способности к удлинению при циклических нагрузках [9, 10, 12–14]. Представлено немного работ, в которых сравниваются прочность фиксированных и адаптивных кортикальных фиксаторов, применяемых при реконструкции ПКС. Анализировали только промышленные виды фиксаторов, которые, к сожалению, не все присутствуют на рынке Украины [10, 15]. Кроме того, достаточно высокая стоимость описанных устройств натолкнула нас на идею изготовления собственной адаптивной петли во время хирургического вмешательства.

Цель работы: изучить возможности применения кортикального фиксатора с адаптивной петлей собственного изготовления на основе его механических характеристик для пластики ПКС.

Материал и методы

Исследование одобрено Комиссией по вопросам биоэтики Запорожского государственного медицинского университета (протокол № 7 от 26.10.2016). Тестировали два вида кортикальных фиксаторов с адаптивной петлей: 1) TightRope ACL (Arthrex Inc., Naples, FL) обратного натяжения (рис. 1, а); 2) собственного изготовления, который состоит из пуговичной пластины и нити Fiberwire № 2 (Arthrex Inc., Naples, FL) (рис. 1, б). Длина петли обоих фиксаторов составила 20 мм, количество фиксаторов — по 10 в каждой группе.

Кортикальный фиксатор собственного изготовления формировали во время хирургического

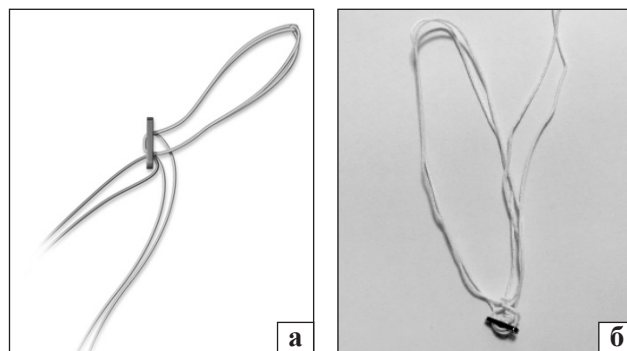


Рис. 1. Кортикальные фиксаторы с адаптивной петлей: а) фирмы Arthrex; б) собственного изготовления

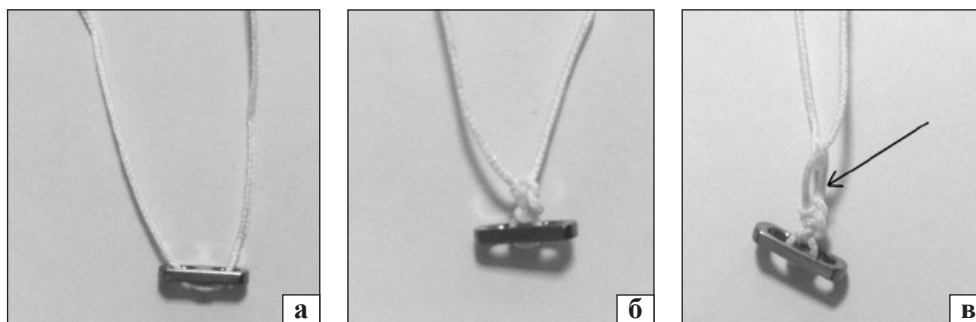


Рис. 2. Этапы формирования кортикального фиксатора собственного изготовления: а) продевание нити в отверстия пуговицы; б) завязывание трех одинарных хирургических узлов; в) формирование двух узлов, которые до конца не затягивали (стрелка)

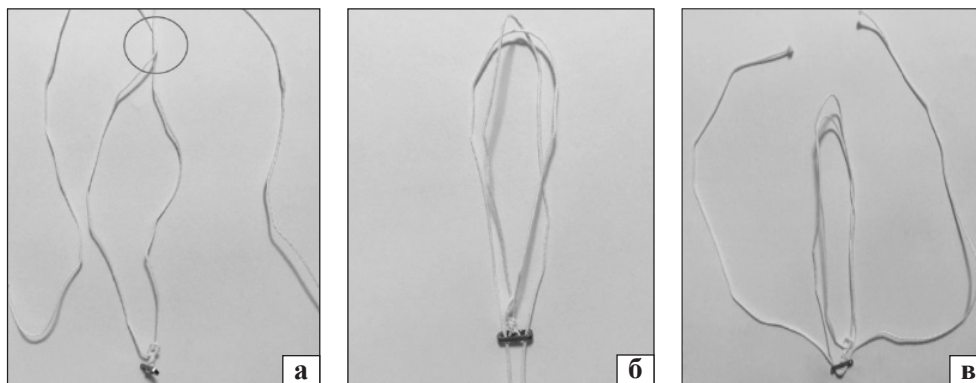


Рис. 3. Этапы формирования кортикального фиксатора собственного изготовления: а) перекрестная петля; б) проведение нитей через отверстия в пуговичном фиксаторе; в) обратное проведение нитей через противоположные отверстия в пластинке

восстановления ПКС после подготовки трансплантата следующим образом. Брали пуговичный фиксатор по типу TightRope Button, который представляет собой пластинку из титанового сплава длиной 8 мм, шириной 3 мм и толщиной 2 мм с двумя отверстиями, и нить Fiberwire № 2. Нить продевали в отверстия пуговицы (рис. 2, а) и завязывали три одинарных хирургических узла на самом пуговичной фиксаторе (рис. 2, б), затем вязали еще два узла, не дотягивая их до конца, чтобы оставалось небольшое пространство (рис. 2, в).

Далее формировали перекрестную петлю (рис. 3, а) и концы нитей проводили обратно через отверстия пуговичного фиксатора (рис. 3, б). Затем каждую из нитей повторно проводили через противоположные отверстия пластинки (рис. 3, в).

Последним этапом проводили концы обеих нитей в отверстие незавязанного до конца узла на предыдущем этапе, для их блокирования при затягивании (рис. 4).

Механическая прочность фиксатора, который используется при восстановлении ПКС, зависит от прочности нескольких структур — кости, в которой он закрепляется; трансплантата, самого фиксатора. Чтобы получить механические характеристики непосредственно фиксатора мы исключили влияние на него биологического окружения. Исследование проводили при помощи

разрывной гидравлической машины на кафедре физического материаловедения (заведующий кафедрой профессор Шаломеев В. А.) Запорожского национального технического университета. Создали две точки фиксации: первая для кортикальной пуговицы была выполнена из стальной пластины с диаметром отверстия 4 мм, вторая осуществлялась при помощи стального крюка за саму петлю (рис. 5).

Протокол нагрузок. Сначала прилагали постоянную преднагрузку размером 50 Н в течение 30 с до того, когда начальное удлинение, называемое преднагрузочным, не достигало плато. Величину преднагрузочного удлинения фиксировали. Далее прилагали циклические синусоидальные

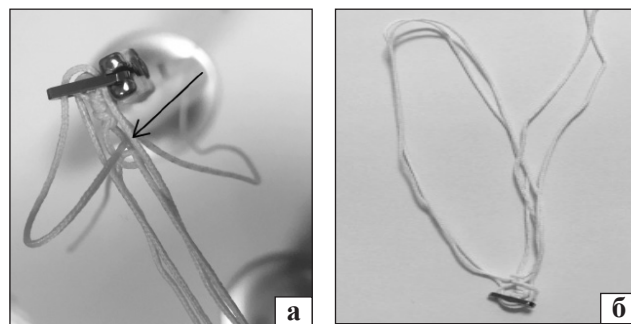


Рис. 4. Этапы формирования авторского кортикального фиксатора: а) проведение концов обеих нитей в отверстие незавязанного до конца узла (стрелка); б) окончательный вид фиксатора

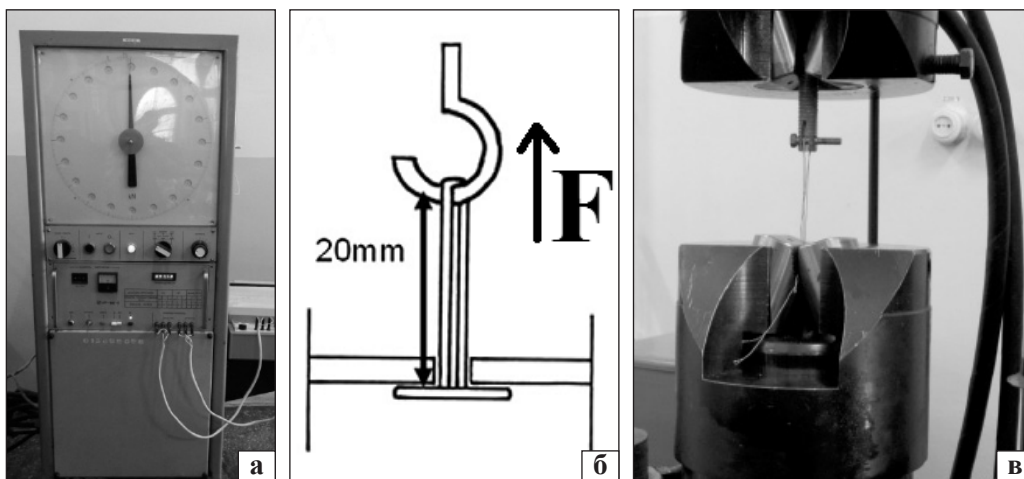


Рис. 5. Исследование механических характеристик кортикальных фиксаторов с адаптивной петлей: внешний вид разрывной гидравлической машины (а), схема (б) и фото (в) механизма закрепления фиксатора

нагрузки от 50 до 250 Н с частотой 2 Гц, количеством циклов 2 000. Циклическое удлинение фиксировали после 50, 100, 500, 1 000 и 2 000 циклов нагрузки. После приложения циклических нагрузок фиксаторы продолжали растягивать с удлинением 1 мм/с до его разрыва. Регистрировали первое видимое падение прилагаемой нагрузки, которое называется максимальной прочностью на разрыв, а также тип разрыва.

Статистический анализ результатов проводили при помощи программных пакетов Microsoft Excel XP и Statsoft Statistica 6.0. Статистическая значимость принята при $p < 0,05$.

Результаты и их обсуждение

Анализируя полученные результаты, можно отметить, что средняя величина преднагрузочного удлинения статистически достоверно не отличалась у собственного кортикального фиксатора и заводского составляла $(2,07 \pm 0,3)$ мм и $(1,95 \pm 0,2)$ мм, $p > 0,05$ (таблица). После 2 000 циклов нагрузки разница между общим циклическим удлинением заводского и авторского кортикальных фиксаторов также оказалась недостовер-

ной — $(1,1 \pm 0,1)$ и $(1,21 \pm 0,13)$ мм соответственно, $p > 0,05$ (таблица, рис. 6). Циклическое удлинение от 0 до 50 циклов нагрузки составило для заводского фиксатора $(0,82 \pm 0,11)$ мм, для авторского — $(0,95 \pm 0,12)$ мм ($p > 0,05$) (рис. 3). Кроме того, мы рассчитали среднее циклическое удлинение, начиная с 50 до 2 000 циклов нагрузок. Для заводского фиксатора эта величина составила $(0,28 \pm 0,09)$ мм, а для нашего — $(0,26 \pm 0,07)$ мм $p > 0,05$ (рис. 7). Полученная величина статистически недостоверна и значения в клинической практике не имеет.

Общее удлинение (преднагрузочное и циклическое) для заводского фиксатора составило $(3,05 \pm 0,95)$ мм, а для фиксатора собственного изготовления — $(3,28 \pm 0,22)$ мм ($p > 0,05$) (таблица).

Разница в максимальной прочности на разрыв между двумя исследованными фиксаторами также оказалась недостоверной ($p > 0,05$) и составила для заводского кортикального фиксатора (876 ± 56) Н, собственного изготовления — (953 ± 48) Н (таблица). В 100 % случаев в обеих группах типом нарушения целостности фиксатора был разрыв петли.

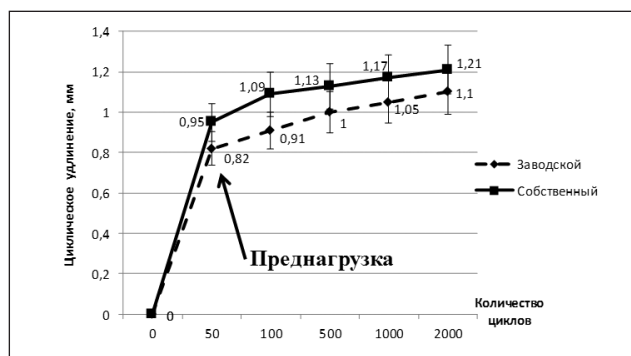


Рис. 6. Диаграмма средних значений циклического удлинения после 50, 100, 500, 1 000 и 2 000 циклов нагрузки

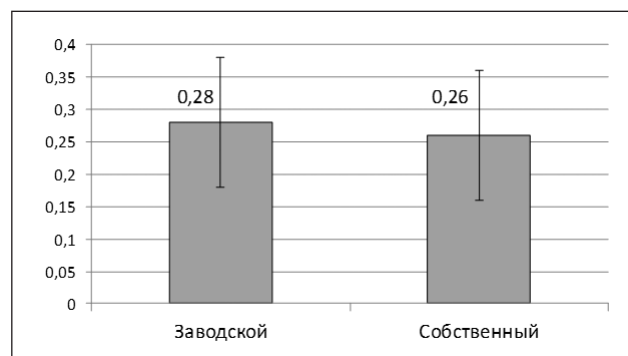


Рис. 7. Диаграмма средних смещений (мм) при нагрузках от 50 до 2 000 циклов

Таблица

Данные преднагрузочного, циклического удлинения и максимальной прочности на разрыв

Фиксатор	Удлинение (мм)			Максимальная прочность на разрыв, Н
	преднагрузочное	циклическое после 2 000 циклов	общее (преднагрузочное и циклическое)	
TightRope ACL (Arthrex Inc., Naples, FL)	1,95 ± 0,2	1,10 ± 0,1	3,05 ± 0,15	876 ± 56
Собственного изготовления	2,07 ± 0,3	1,21 ± 0,13	3,28 ± 0,22	953 ± 48

На сегодня кортикальные типы фиксаторов являются общепринятым стандартом при использовании многопучкового семи-трансплантата для реконструкции ПКС. Существует большой выбор кортикальных пуговиц с фиксированной длиной петли, которые во время биомеханических исследований показали отличные прочностные характеристики (максимальная прочность на разрыв, циклическое удлинение, жесткость конструкции) для первичной фиксации трансплантата в костном канале [16–18]. Однако из-за необходимости избыточного сверления костного канала для разворота пуговицы на кортикальном слое бедренной кости возникает микроподвижность трансплантата в костном канале. Кроме того, это противоречит принципам сохранения костной массы для потенциальных ревизионных вмешательств. S. A. Rodeo и соавт. [19] доказали, что интеграция трансплантата в канале бедренной кости обратно пропорциональна величине его микроподвижности. Авторы сделали вывод, что подвижность трансплантата в костном канале удлиняет период его интеграции и усиливает резорбцию кости благодаря активации остеокластов [19].

Все это привело к появлению кортикальных фиксаторов нового поколения с адаптивной петлей, при установке которых нет необходимости в избыточном сверлении костного канала, что соответствует современным принципам сохранения костной ткани. Сегодня известно достаточно мало работ, в которых исследовали бы механические характеристики этих фиксаторов. Так, В. М. Petre и соавт. [13] провели сравнительное исследование кортикальных пуговиц с фиксированной и адаптивной петлей. Однако, они не учитывали длину петли различных фиксаторов (15 мм — фиксированная и 8 мм — адаптивная), что, по нашему мнению, может значительно повлиять на полученные результаты. Кроме того, авторы не оценивали преднагрузочное удлинение, а измеряли общее циклическое удлинение без преднагрузки, что также может значительно изменить результаты биомеханических тестов [13].

В представленном исследовании мы сравнили механическую прочность заводского кортикального фиксатора с адаптивной петлей и фиксатора собственного изготовления, изучив такие параметры: преднагрузочное удлинение; удлинение на протяжении первых 50 и последующих 50–2 000 циклов нагрузки.

Обнаружено, что преднагрузочное удлинение у обоих фиксаторов не различалось, однако оно может иметь негативные клинические последствия, т. к. составило (2,07 ± 0,3) мм для собственного фиксатора в сравнении с (1,95 ± 0,2) мм для заводского. Удлинение на протяжении первых 50 циклов и общее циклическое удлинение также было сравнимым у обоих фиксаторов. Удлинение на протяжении от 50 до 2 000 циклов составило (0,28 ± 0,09) мм для заводского и (0,26 ± 0,07) мм для собственного фиксатора, что не является клинически значимым и вряд ли повлияет на результаты реконструкции ПКС.

Как показали результаты испытаний, общее удлинение (преднагрузочное и циклическое) для заводского фиксатора составило (3,05 ± 0,95) мм, а для собственного — (3,28 ± 1,05) (p > 0,05). Согласно данным литературы, переднее смещение голени более 3 мм по сравнению со здоровой конечностью свидетельствует о недостаточности ПКС [2, 7]. В связи с этим исследованные нами фиксаторы находятся на границе клинической эффективности восстановления ПКС.

Существует возможность уменьшить общее удлинение фиксатора за счет компонента преднагрузочного удлинения (1,95 и 2,07 мм в нашем исследовании) путем тщательной подготовки собранного комплекса «трансплантат – фиксатор» перед его имплантацией. Для этого существует большое количество специальных станций для подготовки трансплантата, где есть возможность до имплантации приложить необходимую нагрузку на подготовленный комплекс «трансплантат – фиксатор». Для изученных фиксаторов эта нагрузка составила 50 Н, что приблизительно соответствует 5 кг в течении 30 с. Если мы посмотрим на величину оставшегося удлинения, то оно составит 1,1 мм для заводского и 1,21 мм

для фиксатора собственного изготовления, что является клинически допустимым при реконструкции ПКС.

Кроме того, мы получили показатели максимальной прочности на разрыв, которая составила (876 ± 56) Н для заводского и (953 ± 48) Н для фиксатора собственного изготовления. Несмотря на то, что эти величины меньше, чем прочность на разрыв кортикальных фиксаторов с фиксированной петлей (1130 Н — Endobutton CL, Smith & Nephew Inc, Andover, Massachusetts) [16], ее достаточно для нагрузки в раннем послеоперационном периоде после реконструкции ПКС. Так, согласно К. В. Shelburne и соавт. [20, 21], которые опубликовали несколько работ по биомеханике интактной ПКС во время движений, максимальная пиковая нагрузка на эту связку во время ходьбы составляет 344 Н, что вдвое больше, чем во время упражнений, сопровождающихся поднятием прямой ноги (160 Н). Аналогичные данные получили F. Segras и соавт. [22]: нагрузка на ПКС во время ходьбы составила в их исследовании 340 Н.

Выводы

В результате исследования двух видов кортикальных фиксаторов с адаптивной петлей, мы получили данные, согласно которым общее удлинение петли составило ($3,05 \pm 0,95$) мм для заводского и ($3,28 \pm 1,05$) мм для фиксатора собственного изготовления. Общее удлинение состояло из преднагрузочного ($1,95 \pm 0,2$) мм для заводского и ($2,07 \pm 0,3$) мм для собственного) и циклического ($1,1 \pm 0,1$) и ($1,21 \pm 0,13$) мм соответственно).

Максимальная прочность на разрыв двух типов фиксаторов достоверно не отличалась (876 ± 56) Н для заводского и (953 ± 48) Н для собственного) однако была меньшей по сравнению с кортикальным фиксатором с фиксированной петлей (1 430 Н для Endobutton CL [16]).

Учитывая, что интраоперационно величину общего удлинения можно уменьшить до ($1,1 \pm 0,1$) мм для заводского и до ($1,21 \pm 0,13$) мм для собственного фиксатора за счет компонента преднагрузочного удлинения путем тщательной подготовки собранного комплекса «трансплантат – фиксатор» перед его имплантацией, можно рекомендовать оба типа фиксаторов для применения в клинической практике. Кроме того, достаточная прочность на разрыв обоих типов фиксаторов (876 ± 56) Н для заводского и (953 ± 48) Н для собственного), которая перекрывает необходимые нагрузки на трансплантат ПКС во время ходьбы (около 340 Н согласно данным литерату-

ры), позволяет рекомендовать его для широкого применения в восстановительной хирургии ПКС.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Корж Н. А. Остеоартроз — подходы к лечению / Н. А. Корж, В. А. Филиппенко, Н. В. Дедух // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2004. — № 3. — С. 37–40.
2. An international survey on anterior cruciate ligament reconstruction practices / O. Chechik, E. Amar, M. Khashan [et al.] // Int. Orthop. — 2013. — Vol. 37 (2). — P. 201–206. — DOI: 10.1007/s00264-012-1611-9.
3. Migration of «bioabsorbable» screws in ACL repair. How much do we know? A systematic review. / H. Pereira, V. M. Correlo, J. Silva-Correia [et al.] // Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. — 2013. — Vol. 21 (4). — P. 986–994. — DOI: 10.1007/s00167-013-2414-2.
4. Ramsingh V. Pre-tibial reaction to bio-interference screw in anterior cruciate ligament reconstruction / V. Ramsingh, N. Prasad, M. Lewis // Knee. — 2014. — Vol. 21 (1). — P. 91–94. — DOI: 10.1016/j.knee.2013.07.011.
5. Meta-analysis comparing bio-absorbable versus metal interference screw for adverse and clinical outcomes in anterior cruciate ligament reconstruction / P. Laupattarakasem, M. Laopaiboon, W. Kosuwon, W. Laupattarakasem // Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. — 2014. — Vol. 22 (1). — P. 142–153. — DOI: 10.1007/s00167-012-2340-8.
6. A prospective randomized study of ACL-reconstructions using bone-patellar tendon-bone grafts fixed with bio-absorbable or metal interference screws / J. O. Drogset, L. G. Straume, I. Bjorkmo [et al.] // Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. — 2011. — Vol. 19 (5). — P. 753–759. — DOI: 10.1007/s00167-010-1353-4.
7. A systematic review of randomized controlled clinical trials comparing hamstring autografts versus bone-patellar tendon-bone autografts for the reconstruction of the anterior cruciate ligament / S. Li, Y. Chen, Z. Lin [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2012. — Vol. 132 (9). — P. 1287–1297. — DOI: 10.1007/s00402-012-1532-5.
8. Mall N. A. Incidence and trends of anterior cruciate ligament reconstruction in the United States / N. A. Mall, P. N. Chalmers, M. Moric [et al.] // Am. J. Sports Med. — 2014. — Vol. 42 (10). — P. 2363–2370. — DOI: 10.1177/0363546514542796.
9. Femoral suspension devices for anterior cruciate ligament reconstruction: do adjustable loops lengthen? / A. E. Barrow, M. Pilia, T. Guda [et al.] // Am. J. Sports Med. — 2014. — Vol. 42 (2). — P. 343–349. — DOI: 10.1177/0363546513507769.
10. Mechanical properties of suspensory fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction: comparison of the fixed-length loop device versus the adjustable-length loop device / A. Eguchi, M. Ochi, N. Adachi [et al.] // Knee. — 2014. — Vol. 21 (3). — P. 743–748. — DOI: 10.1016/j.knee.2014.02.009.
11. Biomechanical evaluation of anterior cruciate ligament femoral fixation techniques / C. P. Kleweno, A. M. Jacir, T. R. Gardner [et al.] // Am. J. Sports Med. — 2009. — Vol. 37 (2). — P. 339–345. — DOI: 10.1177/0363546508326706.
12. Does adjustable-loop femoral cortical suspension loosen after anterior cruciate ligament reconstruction? A retrospective comparative study / M. J. Boyle, T. J. Vovos, C. G. Walker [et al.] // Knee. — 2015. — Vol. 22 (4). — P. 304–308. — DOI: 10.1016/j.knee.2015.04.016.
13. Femoral cortical suspension devices for soft tissue anterior cruciate ligament reconstruction: a comparative biomechanical study / B. M. Petre, S. D. Smith, K. S. Jansson [et al.] // Am. J. Sports Med. — 2013. — Vol. 41 (2). — P. 416–422. — DOI: 10.1177/0363546512469875.

14. Speirs A. Evaluation of a new femoral fixation device in a simulated anterior cruciate ligament reconstruction / A. Speirs, D. Simon, P. Lapner // *Arthroscopy*. — 2010. — Vol. 26 (3). — P. 351–357. — DOI: 10.1016/j.arthro.2009.08.016.
15. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis / G. Milano, P. D. Mulas, F. Ziranu [et al.] // *Arthroscopy*. — 2006. — Vol. 22 (6). — P. 660–668. — DOI: 10.1016/j.arthro.2006.04.082
16. In vitro comparison between cortical and cortico-cancellous femoral suspension devices for anterior cruciate ligament reconstruction: implications for mobilization / C. Rodrigues, T. E. Garcia, S. Montes [et al.] // *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* — 2015. — Vol. 23 (8). — P. 2324–2329. — DOI: 10.1007/s00167-014-3055-9.
17. Femoral fixation of hamstring tendon grafts in ACL reconstructions: the 2-year follow-up results of a prospective randomized controlled study / T. Gifstad, J. O. Drogset, T. Grontvedt, G. S. Hortemo // *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* — 2014. — Vol. 22 (3). — P. 2153–2162. — DOI: 10.1007/s00167-013-2652-3.
18. A comparison of three adjustable cortical button ACL fixation devices / M. Pasqualo, M. J. Plante, K. O. Monchik, D. B. Spenciner // *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* — 2015. — [Epub ahead of print]. — DOI: 10.1007/s00167-015-3711-8.
19. Tendon healing in a bone tunnel differs at the tunnel entrance versus the tunnel exit: an effect of graft-tunnel motion / S. A. Rodeo, S. Kawamura, H. J. Kim [et al.] // *Am. J. Sports Med.* — 2006. — Vol. 34. — P. 1790–1800.
20. Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking / K. B. Shelburne, M. G. Pandy, F. C. Anderson, M. R. Torry // *J. Biomech.* — 2004. — Vol. 37 (6). — P. 797–805.
21. Shelburne K. B. A dynamic model of the knee and lower limb for simulating rising movements / K. B. Shelburne, M. G. Pandy // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* — 2002. — Vol. 2. — P. 149–59. — DOI: 10.1080/10255840290010265
22. Serpas F. Forward-dynamics simulation of anterior cruciate ligament forces developed during isokinetic dynamometry / F. Serpas, T. Yanagawa, M. Pandy // *Comput Methods Biomech. Biomed. Engin.* — 2002. — Vol. 5 (1). — P. 33–43. — DOI: 10.1080/1025584021000001614.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872017139-45>

Статья поступила в редакцию 13.02.2017

MECHANICAL PROPERTIES OF CORTICAL FIXATORS FOR ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION

S. N. Krasnoperov¹, M. L. Golovakha¹, V. A. Shalomeev²¹ Zaporizhzhia State Medical University. Ukraine² Zaporizhzhia National Technical University. Ukraine✉ Sergey Krasnoperov, PhD: krasnoperovserg@gmail.com