

УДК 616.728.3:616.758]-001-089.843:615.465]:004.942](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872018471-76>

Оценка влияния угла наклона тибиального плато на усилия в передней крестообразной связке

С. Н. Красноперов ¹, М. Л. Головаха ¹, С. П. Панченко ²

¹ Запорожский государственный медицинский университет. Украина

² ГБУЗ «Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры», Днепр. Украина

Today, a number of factors have been identified that theoretically increase the risk of anterior cruciate ligament (ACL) graft rupture. An increased posterior tibial slope is considered one of the potential risk factor. Objective: to investigate the influence of posterior tibial slope angle on the loading forces in the ACL. Methods: the research was made in the program complex for the design and calculation of building structures LIRA-SAPR 2013 R5. The main aim of our study was to determine the loading forces in the ACL according to various angles α (0° , 5° , 10° , 15°). For maximum simplification of the model, the joint was depicted as two planes that correspond to the cross-sections of femoral and tibial bones at the level of ligaments attachment. Two variants of loading were assumed: 1) the movement of the femoral fragment in the horizontal plane in the direction «forward-backward» was set, the displacement amount was 10 mm; 2) when the conditions of the 1-st task were fulfilled, vertical (axial) movement of the femur was also determined in the direction of physiological loading, with value of 5 mm. Results: with an increase of angles α , loading forces in ACL also increase both in calculations with no vertical displacement and with its account. The smallest forces were obtained at the angle $\alpha = 0^\circ$. The greatest forces were obtained in the model with a slope angle $\alpha = 15^\circ$: 6.1 kN for the first type of calculation, which is 6.83, 4.27 and 1.84 % more than at $\alpha = 0^\circ$, 5° , 10° , respectively; 5.9 kN for the second type, by 14.56, 9.26 and 4.24 %, respectively. With increase of posterior slope angle, the differences in loading forces obtained in the first and second types of calculations are reduced. Conclusions: in all angles of posterior tibial slope (0° , 5° , 10° , 15°), the increase in loading forces didn't exceed 15 %. The forces are higher in the model without axial displacement. The proposed mathematical model is quite effective in studying the loading in ACL, however, it is necessary to expand the modifiable components of this model to approach the biomechanics of the human knee. Key words: anterior cruciate ligament, finite elements method, tibial slope, mathematical modeling.

Сьогодні визначено низку чинників, які теоретично підвищують ризик пошкодження імплантата передньої скрещеної зв'язки (ПСЗ), серед яких збільшений назад нахил суглобової поверхні великогомілкової кістки. Мета: вивчити вплив кута нахилу суглобової поверхні великогомілкової кістки (кут α) на зусилля в ПСЗ. Методи: дослідження виконано в програмному комплексі для проектування та розрахунку будівельних конструкцій ЛІРА-САПР 2013 R5. Визначали зусилля в ПСЗ за різних величин кута α — 0° , 5° , 10° , 15° . Для спрощення побудови моделі суглоб зображено у вигляді двох характерних площин, які відповідають зрізам стегнової та великогомілкової кісток на рівні кріплення зв'язок. Виконано два варіанти навантаження: 1-й — задавали переміщення (10 мм) фрагмента стегнової кістки в горизонтальній площині в напрямку «вперед – назад»; 2-й — додатково до 1-го задавали вертикальне (осьове) переміщення (5 мм) у напрямку дії фізіологічного навантаження. Результати: зі збільшенням кута α зусилля в ПСЗ зростали за обох варіантів навантаження. Найменші зусилля отримані, коли кут α дорівнював 0° . Найбільшими вони були за умов величини кута α 15° : у 1-му варіанті розрахунку — 6,1 кН (на 6,83; 4,27 і 1,84 % більше ніж у разі кута α в 0° , 5° і 10° відповідно); у 2-му — 5,9 кН (14,56; 9,26 і 4,24 % відповідно). Зі збільшенням кута α назад зменшилася різниця величин зусиль, отриманих у 1 і 2-му варіантах розрахунків. Висновки: за умов величин кута α 0° , 5° , 10° і 15° зростання зусиль у ПСЗ не перевищило 15 %. Більшими виявилися зусилля в моделі без осьового переміщення. Запропонована математична модель є досить ефективною у вивченні навантаження ПСЗ, проте необхідно розширити її складові для наближення до біомеханіки колінного суглоба людини. Ключові слова: передня хрестоподібна зв'язка, метод скінченних елементів, тибіальний слоп, математичне моделювання.

Ключевые слова: передняя крестообразная связка, метод конечных элементов, тиббиальный слоп, математическое моделирование

Введение

На сегодня определен ряд факторов, которые теоретически повышают риск повреждения имплантата передней крестообразной связки (ПКС). Они разделены на две группы: модифицируемые и немодифицируемые [2]. К первой относятся нейромышечный контроль человека и факторы окружающей среды, такие как применение функциональных ортезов при занятиях спортом, свойства поверхностей, на которых происходят эти занятия в послеоперационном периоде и т. д. Немодифицируемые факторы — пол, гормональный фон и анатомические особенности строения коленного сустава [2].

Увеличенный кзади наклон суставной поверхности большеберцовой кости, который также называют тибиальным слопом, считается потенциальным фактором риска повреждения имплантата ПКС. Биомеханические исследования показали, что угол слопа является важным показателем, влияющим на стабильность коленного сустава.

В первых исследованиях по этой проблеме выявлена зависимость между увеличенным наклоном суставной поверхности большеберцовой кости и увеличением переднего смещения голени под нагрузкой на трупном материале [1]. Однако в последующих работах представлены неубедительные, а иногда и противоречивые результаты влияния увеличенного кзади наклона большеберцового плато на риск повреждения имплантата ПКС и повышение переднего смещения голени [4]. В исследовании с использованием обычных рентгенограмм для определения большеберцового слопа не обнаружено корреляционной связи между этим фактором и риском повреждения трансплантата ПКС, тогда как в других аналогичных работах указана эта связь только у женщин [7, 9]. Дальнейшие изучения с применением магнитно-резонансной томографии для изолированного определения тибиального слопа медиального и латерального мыщелков большеберцовой кости показали, что увеличенный наклон кзади только латерального влияет на увеличение переднего смещения голени, а наклон медиального такого влияния не оказывает [6]. Проведенный недавно метаанализ доказал, что оба мыщелка влияют на риск повреждения ПКС в зависимости от пола пациента [12].

J. R. Giffin и соавт. [5] исследовали данную проблему с применением роботизированной системы для приложения комбинированных аксиальных компрессионных (200 Н) и переднезадних

нагрузок (134 Н), стандартно применяющихся во всех биомеханических исследованиях коленного сустава. В отличие от предполагаемой гипотезы они неожиданно получили данные, которые говорят о том, что увеличение угла наклона плато большеберцовой кости кзади не приводит к возрастанию нагрузки на ПКС. Полученные результаты авторы объяснили малыми усилиями, которые прилагали к исследуемому коленному суставу [5].

Все сказанное свидетельствует, что на сегодня нет четкого понимания касательно влияния увеличенного кзади угла наклона большеберцовой кости на нагрузку в интактной ПКС, а также этой нагрузки на трансплантат.

Цель работы: изучить влияние угла наклона суставной поверхности большеберцовой кости на усилия в передней крестообразной связке.

Материал и методы

Исследование выполнено в программном комплексе (ПК) для проектирования и расчета строительных конструкций ЛИРА-САПР 2013 R5 (некоммерческая версия), основанном на методе конечных элементов.

Основной задачей было определение усилий в ПКС при различных вариантах строения костных структур коленного сустава, а именно различных углах наклона кзади суставной поверхности большеберцовой кости. Исходя из анатомии ПКС можно заметить, что места ее прикрепления находятся вблизи суставных концов. Учитывая этот факт, кости, которые формируют сустав, в полном объеме в нашей работе не рассматривали, а моделировали только суставные концы бедренной и большеберцовой костей.

Построение геометрической модели коленного сустава осуществляли с помощью программного комплекса AUTOCAD 2016 для дву- и трехмерных систем автоматизированного проектирования и черчения. За основу выбран правый коленный сустав среднестатистического взрослого человека. Соблюдали все физиологические параметры: размеры костей, кривизну граней и углы поворота относительно осей. Также учитывали места прикрепления передней и задней крестообразных связок к бедренной и большеберцовой костям.

Для максимального упрощения построения модели сустав был изображен в виде двух характерных плоскостей, которые соответствуют сечениям бедренной (рис. 1, а) и большеберцовой (рис. 1, б) костей на уровне прикрепления связок. Расстоянию между этими плоскостями присво-

или значение 10 мм, исходя из анатомического строения коленного сустава и ПКС. При этом сечения бедренной и большеберцовой костей выполняли в горизонтальной плоскости, но далее, в зависимости от расчетных моделей, угол наклона элемента большеберцовой кости изменяли. В свою очередь, сечения соединялись двумя стержнями, которые моделировали переднюю и заднюю крестообразные связки.

Учитывая существование множества факторов, влияющих на величину усилий в связках коленного сустава человека (рост и вес, осевые деформации нижних конечностей, повреждения других связочных структур коленного сустава и др.), для упрощения расчетов в работе рассматривали только влияние угла наклона плато большеберцовой кости кзади. Согласно данным литературы, вариация значения угла наклона плато большеберцовой кости составляет от 3° до 10° . При этом, зачастую, в биомеханических исследованиях нормальным считается угол 5° – 7° [8].

Для расчетов были построены модели, которые отличались только углом наклона кзади суставной поверхности большеберцовой кости:

- в норме с физиологическим наклоном 0° (базовая) (рис. 2, а);
- в норме с физиологическим наклоном 5° (рис. 2, б);
- с условно патологическим наклоном 10° (рис. 2, в);
- с условно патологическим наклоном 15° (рис. 2, г).

Для ориентации при моделировании и задании граничных условий использовали декартовую систему координат с осями X, Y, Z. Горизонтальная плоскость XY совпадала с плоскостями сечений костей для базовой модели (рис. 3). При этом ось X была направлена слева направо, т. е. находилась во фронтальной плоскости, ось Y — перпендикулярно ей (вперед — назад). Ось Z была перпендикулярной плоскости XY и направлялась вертикально вверх.

Рассматривая физико-механические свойства элементов построенной модели коленного сустава следует заметить, что костная ткань человека является анизотропной. Однако, т. к. расчет был направлен на определение усилий в ПКС, характер распределения свойств кости не влиял на интересующие нас результаты. Поэтому в модели костная ткань предполагалась изотропной. При этом свойства моделируемой суставной поверхности соответствовали свойствам корковой кости: модуль Юнга (E) — $2 \cdot 10^4$ МПа, коэффи-

циент Пуассона (ν) — 0,3. Связкам были заданы следующие свойства: модуль Юнга 280 МПа, коэффициент Пуассона 0,3 [11].

Разбиение модели на конечные элементы (КЭ) выполнено в программном комплексе. При этом для расчетов были выбраны следующие типы КЭ: для моделирования суставной поверхности — КЭ 42, предназначенный для прочностного расчета тонких пологих оболочек (плит, балок — стенок и т. д.) (рис. 4); связок — КЭ 310 (нить), обеспечивающий расчет всех видов стержневых систем с учетом геометрической нелинейности. КЭ 310 может моделировать работу нити, что дает возможность при вычислениях исключить сжатие.

Нужно отметить, что при ходьбе на коленный сустав воздействуют различные силы: вертикальная (вдоль оси нижней конечности) — в зависимости от веса тела человека, горизонтальная, ротационная — обусловленная кинематикой и анатомией коленного сустава. Кроме того, все эти силы могут воздействовать на связочные структуры при различных углах сгибания коленного сустава. На данном этапе исследования, который является начальным, была построена кинематическая математическая модель коленного сустава с определенными ограничениями. В частности, суставная поверхность большеберцовой кости была полностью закреплена, т. е. отсутствовали вертикальные и горизонтальные перемещения во всех направлениях. Элемент бедренной кости имел запрещения по движениям влево — вправо, а также ротационным. Учитывая задачи исследования, целью которого было изучить влияние угла наклона кзади суставной поверхности большеберцовой кости, во внимание принималось не только горизонтальное смещение бедренной, но и вертикальное нагружение коленного сустава вдоль большеберцовой. При этом предусматривалось кинематическое нагружение модели, ориентированное на известные величины перемещений в коленном суставе. Предполагалось два варианта нагружения. Во время первого задавалось перемещение в 10 мм фрагмента бедренной кости в горизонтальной плоскости по направлению назад, т. е. была создана ситуация, аналогичная переднему смещению большеберцовой кости при выполнении теста Лахмана «переднего выдвигающего ящика». Сегодня общепринятым является факт, что именно при таком передвижении возникают максимальные усилия в ПКС, являющейся первичным стабилизатором переднего смещения голени.

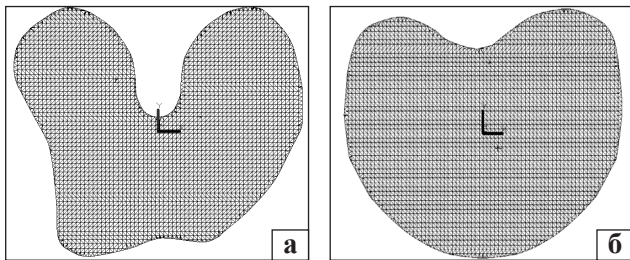


Рис. 1. Сечения бедренной (а) и большеберцовой (б) костей

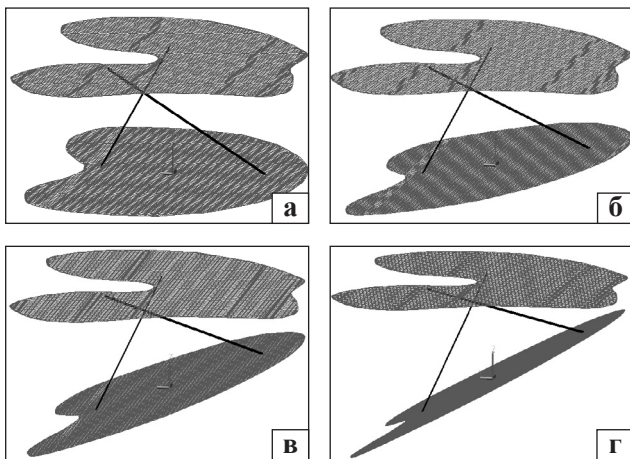


Рис. 2. Модели коленного сустава с разной величиной угла наклона кзади суставной поверхности большеберцовой кости: а) 0°; б) 5°; в) 10°; г) 15°

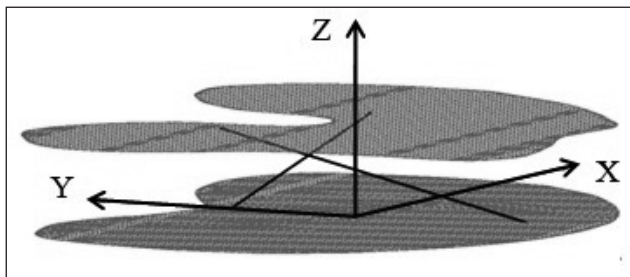


Рис. 3. Базовая модель в декартовой системе координат

При втором варианте нагружения, кроме выполнения условий первого, задавалось также вертикальное (осевое) перемещение бедренной кости в 5 мм. Следовательно, в этом случае моделировали дополнительную физиологическую нагрузку весом тела человека, при котором происходит вертикальное смещение бедренной кости в пределах 5 мм при одновременном смещении ее назад (переднее смещение голени) на 10 мм.

Результаты и их обсуждение

В результате расчетов получены растягивающие усилия, возникающие в ПКС при различных углах наклона кзади суставной поверхности большеберцовой кости (таблица).

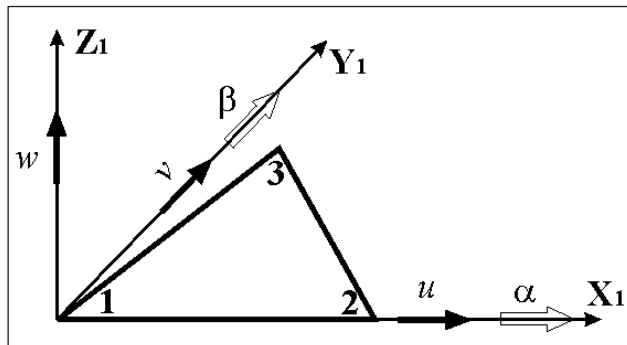


Рис. 4. Общий вид КЭ 42 и его система координат

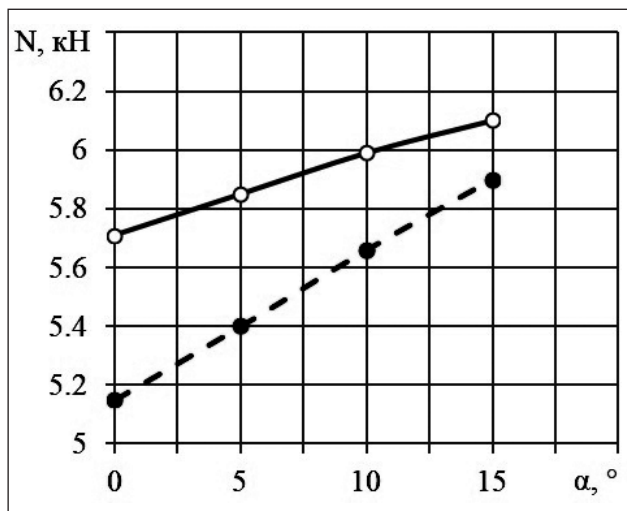


Рис. 5. Графики зависимостей усилий от угла наклона суставной поверхности большеберцовой кости. Сплошная линия соответствует первому варианту нагружения, пунктирная — второму

Таблица
Усилия в ПКС в зависимости от варианта нагружения

Угол наклона поверхности большеберцовой кости (α) в расчетной модели (град)	Величина усилий в ПКС (кН)	
	вариант 1	вариант 2
0	5,71	5,15
5	5,85	5,40
10	5,99	5,66
15	6,10	5,90

Установлено, что с его увеличением усилия в связке возрастают как в расчетах с отсутствием вертикального смещения фрагмента бедренной кости, так и с его наличием. При этом наименьшие усилия достигнуты при угле наклона α равным 0° для обоих типов расчетов: 5,71 кН — для первого варианта нагружения; 5,15 кН — для второго. При угле α в 5° у модели без вертикального смещения усилия в ПКС возросли на 2,45 % и составили 5,85 кН, и на 4,85 % — со смещением (5,4 кН). В случае увеличения угла наклона до 10°

величина усилий в ПКС возросла для первого варианта нагружения до 5,99 кН (т. е. еще на 2,39 %), и до 5,66 кН (4,81 %) — для второго. Данные величины превысили показатели, полученные в базовой модели на 4,9 и 9,9 % соответственно.

Наибольшие усилия обнаружены у модели с углом наклона плато 15°, которые при первом типе расчета составили 6,1 кН, что больше на 6,83; 4,27 и 1,84 %, чем при угле 0°, 5° и 10° соответственно. В случае дополнительного смещения бедренной кости в модели с углом 15° усилия возросли на 14,56; 9,26 и 4,24 % соответственно и составили 5,9 кН.

По результатам расчетов построены графики зависимостей усилий от величины угла наклона суставной поверхности большеберцовой кости, которые показаны на рис. 5. Здесь можно заметить, что с увеличением угла наклона снижается разница в величинах усилий, полученных при первом и втором типах расчетов. При этом во всех вариантах нагружения изменение усилий в рассматриваемой связке в случае изменения угла наклона плато кзади близко к пропорциональному.

Кроме того, из данных таблицы и рис. 5 видно, что в расчетных моделях без вертикального смещения усилия оказались выше, чем в случаях с ним на 10,87; 8,33; 5,83 и 3,38 % в зависимости от угла наклона. Очевидно, это обусловлено тем, что в первом типе расчетов к бедренной кости прикладывали только горизонтальную нагрузку, приводящую к растяжению связки с начала воздействия. При втором типе расчетов к модели прикладывали дополнительно вертикальную силу, препятствующую растяжению связки на начальном этапе и, таким образом, снижающую на нее нагрузку. При этом прирост усилий с изменением угла суставной поверхности большеберцовой кости оказался большим во втором варианте нагружения и составил около 2 раз для всех углов наклона.

Если перенести полученные в нашем исследовании данные в область практического применения, можно сказать, что предложенная математическая модель доказывает влияние увеличенного кзади наклона суставной поверхности большеберцовой кости на риск повреждения интактной ПКС, а также ее трансплантата. Наши теоретические подсчеты соответствуют представленным в специальной литературе клиническим исследованиям. Так, М. S. Todd и соавт. [10] показали, что в группе пациентов с бесконтактным механизмом повреждения ПКС угол тибияльного свода был больше, чем в группе с интактной связкой. Ана-

логичные данные получили М. L. Brandon и соавт. [2], которые сравнили 100 пациентов с повреждением ПКС и 100 — с пателлофemorальным болевым синдромом. У больных с травмированной ПКС угол наклона кзади тибияльного плато был намного больше, чем в группе без повреждения связки [2].

В экспериментальном исследовании на трупном материале доказано, что существует тенденция к увеличению переднего смещения голени при возрастании угла наклона плато большеберцовой кости кзади при недостаточности ПКС [3]. В другой работе на основе биомеханических испытаний на трупном коленном суставе обнаружено, что прирост естественного тибияльного свода на 3,5° приводит к увеличению натяжения ПКС на 4 % вследствие смещения большеберцовой кости в покое вперед [1].

В представленном исследовании рассмотрен только один фактор риска повреждения ПКС и ее трансплантата. Конечно, идея о возможности определения одной из ведущих причин, которая влияла бы на риск повреждения связки, достаточно привлекательна. Однако, на наш взгляд, проблема лежит в комплексной биомеханике коленного сустава, в котором существуют сложные взаимосвязи как статических стабилизаторов (костная анатомия бедренной и большеберцовой костей, передняя крестообразная, переднелатеральная связки, структуры заднелатерального отдела, а также медиальные связочные структуры), так и динамических (нейромышечный контроль, психологический профиль пациента). В идеале при изучении факторов риска повреждения ПКС и ее трансплантата следует учитывать все эти обстоятельства. Поэтому, несмотря на эффективность предложенной математической модели, в изучении нагружения ПКС необходимо в дальнейшем расширить ее модифицируемые составляющие для приближения к биомеханике коленного сустава человека.

Выводы

На основе изучения предложенной математической модели установлено, что увеличение угла наклона кзади суставной поверхности большеберцовой кости приводит к возрастанию усилий в ПКС. При исследуемых углах наклона (0°, 5°, 10° и 15°) прирост усилий не превысил 15 %. Однако расчет выполнен без учета динамического воздействия, при котором приложенные нагрузки и, как следствие, усилия могут увеличиться в несколько раз.

При рассмотренных вариантах нагружения усилия в ПКС выше у модели без учета осевого смещения. При этом разница в приросте величин усилий выше при втором варианте нагружения и составляет около 2 раз.

Предложенная математическая модель достаточно эффективна в изучении нагружения ПКС, однако необходимо расширение модифицируемых ее составляющих для приближения к биомеханике коленного сустава человека.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Bisson L. J. Axial and sagittal knee geometry as a risk factor for noncontact anterior cruciate ligament tear: a case-control study / L. J. Bisson, J. Gurske-DePerio // *Arthroscopy*. — 2010. — Vol. 26 (7). — P. 901–906. — DOI: 10.1016/j.arthro.2009.12.012.
2. The association between posterior-inferior tibial slope and anterior cruciate ligament insufficiency / M. L. Brandon, P. T. Haynes, J. R. Bonamo [et al.] // *Arthroscopy*. — 2006. — Vol. 22 (8). — P. 894–899. — DOI: 10.1016/j.arthro.2006.04.098.
3. Dejour H. Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared / H. Dejour, M. Bonnin // *Journal of Bone and Joint Surgery Br*. — 1994. — Vol. 76 (5). — P. 745–749.
4. The effect of modified posterior tibial slope on ACL strain and knee kinematics: a human cadaveric study / S. D. Fenning, J. Kovacic, H. Kambic [et al.] // *The Journal of Knee Surgery*. — 2008. — Vol. 21 (3). — P. 205–211.
5. Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee / J. R. Giffin, T. M. Vogrin, T. Zantop [et al.] // *The American Journal of Sports Medicine*. — 2004. — Vol. 32 (2). — P. 376–382.
6. Shallow medial tibial plateau and steep medial and lateral tibial slopes: new risk factors for anterior cruciate ligament injuries / J. Hashemi, N. Chandrashekar, H. Mansouri [et al.] // *The American Journal of Sports Medicine*. — 2010. — Vol. 38 (1). — P. 54–62. — DOI: 10.1177/0363546509349055.
7. Is there a correlation between posterior tibial slope and non-contact anterior cruciate ligament injuries? / E. Hohmann, A. Bryant, P. Reaburn [et al.] // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. — 2011. — Vol. 19 (Suppl. 1). — P. S109–S114. — DOI: 10.1007/s00167-011-1547-4.
8. Posterior tibial slope in the normal and varus knee / S. Matsuda, H. Miura, R. Nagamine [et al.] // *The American Journal of Knee Surgery*. — 1999. — Vol. 12 (3). — P. 165–168.
9. Stijak L. Is there an influence of the tibial slope of the lateral condyle on the ACL lesion? A case-control study / L. Stijak, R. F. Herzog, P. Schai // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. — 2008. — Vol. 16 (2). — P. 112–117. — DOI: 10.1007/s00167-007-0438-1.
10. The relationship between posterior tibial slope and anterior cruciate ligament injuries / M. S. Todd, S. Lalliss, E. Garcia [et al.] // *The American Journal of Sports Medicine*. — 2010. — Vol. 38 (1). — P. 63–67. — DOI: 10.1177/0363546509343198.
11. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation / S. L. Woo, J. M. Hollis, D. J. Adams [et al.] // *The American Journal of Sports Medicine*. — 1991. — Vol. 19 (3). — P. 217–225.
12. The influence of the tibial plateau slopes on injury of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis / C. Zeng, L. Cheng, J. Wei [et al.] // *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. — 2014. — Vol. 22 (1). — P. 53–65. — DOI: 10.1007/s00167-012-2277-y.

Статья поступила в редакцию 19.09.2018

INFLUENCE OF TIBIAL SLOPE ON THE FORCES IN ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT

S. N. Krasnoperov¹, M. L. Golovakha¹, S. P. Panchenko²

¹ Zaporizhzhia State Medical University. Ukraine

² SHEI «Pridneprovsk State Academy of Civil Engineering and Architecture». Dniepr. Ukraine

✉ Sergiy Krasnoperov, PhD in Traumatology and Orthopaedics: krasnoperovserg@gmail.com

✉ Maksim Golovakha, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: golovaha@ukr.net

✉ Sergiy Panchenko: serpanko@mail.ru