

УДК 519.85:616.728.3

DOI: 10.30838/J.BPSACEA.2312.290818.46.91

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА «ЛИРА» ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ УСИЛИЙ В ПЕРЕДНЕЙ КРЕСТООБРАЗНОЙ СВЯЗКЕ

ПАНЧЕНКО С. П.¹, канд. техн. наук, доц.,

ЧАБАН А. А.², студент,

КРАСНОПЕРОВ С. Н.³, канд. мед. наук, ассистент,

ГОЛОВАХА М. Л.⁴, д-р. мед. наук, проф.

¹Кафедра строительной механики и сопротивления материалов, Государственное высшее учебное заведение «Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры», ул. Чернышевского, 24-а, 49600, Днепро, Украина, тел. +380562469822, e-mail: serpanko@mail.ru

²Государственное высшее учебное заведение «Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры», ул. Чернышевского, 24-а, 49600, Днепро, Украина, тел. +380562469822, e-mail: baranetporugay@gmail.com

³Кафедра травматологии и ортопедии, Запорожский государственный медицинский университет, просп. Маяковского, 26, Запорожье, Украина, 69035, 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

⁴Кафедра травматологии и ортопедии, Запорожский государственный медицинский университет, просп. Маяковского, 26, Запорожье, Украина, 69035, 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

Аннотация. Постановка проблемы. Повреждение передней крестообразной связки (далее ПКС) - одна из самых частых и тяжелых травм коленного сустава. Несмотря на то, что хирургическое лечение пациентов с повреждением ПКС сегодня является «золотым стандартом» в ортопедии, пациенты с данным повреждением сталкиваются с такими проблемами как длительная потеря нетрудоспособности, неполное возвращение на прежний уровень физической активности. Также очень важным фактором является раннее развитие остеоартроза коленного сустава как после хирургического вмешательства, так и при развитии хронической передней нестабильности без операции. Увеличенный кзади наклон суставной поверхности большеберцовой кости, который также называется тибиальным слопом, считается потенциальным фактором риска повреждения импланта ПКС. Биомеханические исследования коленного сустава показали, что угол тибиального слоба является важным фактором, обеспечивающим стабильность коленного сустава. **Цель** - изучение влияния различных углов наклона суставной поверхности большеберцовой кости на изменение усилий в передней крестообразной связке. **Выводы.** Полученные результаты расчетов указывают на то, что при увеличении угла наклона плато большеберцовой кости усилия в передней крестообразной связке возрастают. При исследуемых углах наклона ($\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 5^\circ$, $\alpha = 15^\circ$) рост усилий не превысил 15 %. Однако заметим, что расчет выполнялся без учета динамического воздействия, при котором приложенные нагрузки и, как следствие, усилия могут увеличиться в несколько раз. При рассмотренных вариантах нагружения усилия выше у модели без учета осевого смещения. При этом разница в приросте величин усилий выше при втором варианте нагружения примерно в 2 раза. Предварительные расчеты показали, что величины усилий зависят от множества факторов, таких как размеры модели, места крепления связок, свойства моделируемых объектов, а также схема нагружения. Учесть эти факторы можно при использовании универсальных программных комплексов.

Ключевые слова: коленный сустав; передняя крестообразная связка; тибиальное плато; программный комплекс; метод конечных элементов; расчетная схема; усилие

ЗАСТОСУВАННЯ ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ «ЛИРА» ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЗУСИЛЬ У ПЕРЕДНІЙ ХРЕСТОПОДІБНІЙ ЗВ'ЯЗЦІ

ПАНЧЕНКО С. П.¹, канд. техн. наук, доц.,

ЧАБАН А. А.², студент,

КРАСНОПЬОРОВ С. М.³, канд. мед. наук, асистент,

ГОЛОВАХА М. Л.⁴, д-р. мед. наук, проф.

¹Кафедра будівельної механіки та опору матеріалів, Державний вищий навчальний заклад «Придніпровська державна академія будівництва та архітектури», вул. Чернишевського, 24 а, 49600, Дніпро, Україна, тел. +380562469822, e-mail: serpanko@mail.ru

²Державний вищий навчальний заклад «Придніпровська державна академія будівництва та архітектури», вул. Чернишевського, 24-а, 49600, Дніпро, Україна, тел. +380562469822, e-mail: baranetporugay@gmail.com

³Кафедра травматології та ортопедії Запорізького державного медичного університету, просп. Маяковського, 26, Запоріжжя, Україна, 69035, 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

⁴Кафедра травматології та ортопедії Запорізького державного медичного університету, просп. Маяковського, 26, Запоріжжя, Україна, 69035, 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

Анотація. Постановка проблеми. Пошкодження передньої хрестоподібної зв'язки (далі ПХЗ) - одна з найбільш частих і важких травм колінного суглоба. Незважаючи на те, що хірургічне лікування пацієнтів із пошкодженням ПХЗ сьогодні стало «золотим стандартом» в ортопедії, пацієнти з цими пошкодженнями стикаються з такими проблемами як тривала втрата працездатності, неповне повернення на колишній рівень фізичної активності. Також дуже важливим фактором бачиться ранній розвиток остеоартрозу колінного суглоба як після хірургічного втручання, так і за розвитку хронічної передньої нестабільності без операції. Збільшений назад нахил суглобової поверхні великогомілкової кістки, який також називається заднім тибіальним слопом, вважається потенційним фактором ризику пошкодження імплантата ПХЗ. Біомеханічні дослідження колінного суглоба показали, що кут тибіального слопу - важливий фактор, що забезпечує стабільність колінного суглоба. **Мета** - вивчення впливу різних кутів нахилу суглобової поверхні великогомілкової кістки на зміну зусиль у передній хрестоподібній зв'язці. **Висновок.** Отримані результати розрахунків вказують, що за збільшення кута нахилу плато великогомілкової кістки зусилля в передній хрестоподібній зв'язці зростають. За досліджуваних кутів нахилу ($\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 5^\circ$, $\alpha = 15^\circ$) зростання зусиль не перевищило 15 %. Однак розрахунок виконувався без урахування динамічного впливу, за якого прикладено навантаження, і, як наслідок, зусилля можуть збільшитися в кілька разів. У розглянутих варіантах навантаження зусилля вище у моделі без урахування осьового зсуву. При цьому різниця в прирості величин зусиль вища у другому варіанті навантаження майже удвічі. Попередні розрахунки показали, що величини зусиль залежать від безлічі факторів, таких як розміри моделі, місця кріплення зв'язок, властивості модельованих об'єктів, а також схеми навантаження. Врахувати ці фактори можна за умови використання універсальних програмних комплексів.

Ключові слова: колінний суглоб; передня хрестоподібна зв'язка; нахил плато великогомілкової кістки; програмний комплекс; метод скінченних елементів; розрахункова схема; зусилля

APPLICATION OF «LIRA» SOFTWARE COMPLEX FOR RESEARCH OF ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT STRESS

PANCHENKO S. P.¹, *Cand. Sc. (Tech.), Assos. prof.*

CHABAN A. A.², *student*

KRASNOPEROV S. N.³, *Cand. Sc. (Med), Prof. assistant*

GOLOVAKHA M. L.⁴, *Dr. Sc. (Med.), Prof.*

¹ Department of building mechanics and strength of materials, State Higher Educational Establishment «Pridneprovsk Academy of Civil Engineering and Architecture», 24a Chernishevskogo str., Dnipro, Ukraine, 49600, tel. +380562469822, e-mail: serpanko@mail.ru

² State Higher Educational Establishment «Pridneprovsk Academy of Civil Engineering and Architecture», 24a Chernishevskogo str., Dnipro, Ukraine, 49600, tel. +380562469822, e-mail: baranetpopugay@gmail.com

³ Department of traumatology and orthopedics Zaporozhye state medical university, 26 Majakovskogo ave., Zaporozhye, Ukraine, 69035, tel. 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

⁴ Department of traumatology and orthopedics Zaporozhye state medical university, 26 Majakovskogo ave., Zaporozhye, Ukraine, 69035, tel. 061-224-64-69, e-mail: zsmu@zsmu.zp.ua

Abstract. Formulation of the problem. Anterior cruciate ligament injury (ACL) is one of the most frequent and severe injuries of the knee joint. Despite the fact that surgical treatment of patients with ACL rupture today is the "gold standard" in orthopedic surgery, patients with this type of trauma face such problems as long-term loss of incapacity and incomplete return to the previous level of physical activity. Another important factor is the early development of knee osteoarthritis both after ACL reconstruction and in the case of chronic anterior instability without surgery. An enlarged posterior tibial slope is considered a potential risk factor for ACL graft rupture. Biomechanical studies of the knee joint showed that the angle of the tibial plateau is an important factor that ensure stability of the knee joint. **Aim.** Analyze influence of different posterior tibial slope angles on anterior cruciate ligament stress efforts. **Conclusion.** The obtained results of calculations indicate that with an increase of posterior tibial slope the effort stress in anterior cruciate ligament also increase. At the angles of posterior tibial slope ($\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 5^\circ$, $\alpha = 15^\circ$), the increase in effort stress didn't exceed 15%. However, we note that the calculation was performed without taking into account the dynamic effect, in which the applied loads, and as a result, the forces can increase several times. With the considered load cases, the forces are higher in the model without taking into account the axial loads. In this case, the difference in the increase of the forces is higher about 2 times for the second variant of loading. Preliminary calculations have shown that the magnitude of the effort stress depends on a variety of factors, such as the size of the model, the attachment points of the ligaments,

the properties of the objects being modeled, and the loading scheme. These factors can be taken into account when using universal software packages.

Keywords: *knee joint; anterior cruciate ligament; tibial plateau; software complex; finite elements method; loading scheme; stress*

Постановка проблемы. Повреждение передней крестообразной связки (далее ПКС) - одна из самых частых и тяжелых травм коленного сустава. Несмотря на то, что хирургическое лечение пациентов с повреждением ПКС сегодня является «золотым стандартом» в ортопедии, пациенты с данным повреждением сталкиваются с такими проблемами как длительная потеря нетрудоспособности, неполное возвращение на прежний уровень физической активности. Также очень важным фактором является раннее развитие остеоартроза коленного сустава как после хирургического вмешательства, так и при развитии хронической передней нестабильности без операции.

Учитывая высокий риск неудовлетворительных результатов (до 20 %, по данным разных авторов) в виде повреждения импланта ПКС, попытки хирургов и исследователей все больше направлены на определение факторов риска развития повторной передней нестабильности. Именно определение этих факторов является важным шагом в разработке хирургического алгоритма лечения, который будет их учитывать.

На сегодняшний день определен целый ряд факторов, которые теоретически повышают риск повреждения импланта ПКС. Они разделены на две группы: модифицируемые и немодифицируемые. К первой группе относятся нейромышечный контроль человека и факторы окружающей среды, такие как применения функциональных ортезов при занятиях спортом, поверхности, на которых происходят эти занятия в послеоперационном периоде, и т. д. К немодифицируемым факторам риска относят пол, гормональный фон и анатомические особенности строения коленного сустава.

Увеличенный кзади наклон суставной поверхности большеберцовой кости,

который также называется тибиальным slope, считается потенциальным фактором риска повреждения импланта ПКС. Биомеханические исследования коленного сустава показали, что угол тибиального slope является важным фактором, обеспечивающим стабильность коленного сустава.

Анализ публикаций. Первые исследования этой проблемы показали зависимость между увеличенным наклоном суставной поверхности большеберцовой кости и увеличением переднего смещения голени под нагрузкой на трупном материале [1]. Однако последующие работы начали показывать неубедительные, а иногда и противоречивые результаты влияния увеличенного наклона тибиального плато на риск повреждения импланта ПКС и увеличение переднего смещения голени [2].

Ряд исследований, которые использовали обычные рентгенограммы для определения тибиального slope, не определили корреляционной связи между этим фактором и риском повреждения импланта ПКС, тогда как другие аналогичные работы определили эту связь только у женщин [5; 6].

Дальнейшие исследования с использованием МРТ для изолированного определения тибиального slope медиального и латерального мыщелков большеберцовой кости показали, что увеличенный наклон только лишь латерального мыщелка влияет на увеличение переднего смещения голени, тогда как наклон медиального мыщелка такого влияния не имеет [4]. Недавний метаанализ показал, что оба мыщелка влияют на риск повреждения ПКС вне зависимости от пола пациента [7].

Giffin с соавторами в своей работе также исследовали данную проблему с применением роботизированной системы для приложения комбинированных аксиальных компрессионных (200 N) и

передне-задних нагрузок (134 N), стандартно применяющихся во всех биомеханических исследованиях коленного сустава. Неожиданно для своей предполагаемой гипотезы они получили результаты, которые говорят о том, что увеличение угла наклона плато большеберцовой кости кзади не привело к увеличению нагрузки на ПКС. Свои результаты они объяснили малыми усилиями, которые они прилагали к исследуемому коленному суставу [3].

Все вышесказанное говорит о том, что на сегодняшний день нет четкого ответа, как влияет увеличенный угол наклона большеберцовой кости на нагрузку в интактной передней крестообразной связке, а также не определено влияние этой нагрузки на ее трансплантат.

Цель статьи - изучение влияния различных углов наклона суставной поверхности большеберцовой кости на изменение усилий в передней крестообразной связке.

Изложение материала. Исследование выполнялось в программном комплексе (ПК) для проектирования и расчета строительных конструкций «ЛИРА»-САПР 2013 R5 (Некоммерческая версия), основывающемся на методе конечных элементов (МКЭ).

Основной задачей исследования является определение усилий в передней крестообразной связке при различных вариантах строения коленного сустава. Рассматривая анатомию передней крестообразной связки, можно заметить, что места ее крепления находятся вблизи суставных концов. Учитывая этот факт, в данной работе кости, которые формируют сустав, в полном объеме не рассматривались, а моделировались только суставные концы бедренной и большеберцовой костей.

Построение геометрической модели коленного сустава осуществлялось с помощью ПК AUTOCAD 2016 для двух- и трёхмерных систем автоматизированного проектирования и черчения. За основу выбран правый коленный сустав

среднестатистического взрослого человека (рис. 1). Соблюдались все физиологические параметры: размеры костей, их кривизна граней и углы поворота относительно осей. Также в исследовании учитывались места крепления передней и задней крестообразных связок к бедренной и большеберцовой костям.



Рис. 1. Правый коленный сустав

Для максимального упрощения построения модели сустав был изображён в виде двух характерных плоскостей, которые соответствуют сечениям бедренной (рис. 2, а) и большеберцовой (рис. 2, б) костей на уровне крепления связок. Расстояние между этими плоскостями было определено исходя из анатомического строения коленного сустава и ПКС и соответствовало величине, равной 10 мм. При этом сечения бедренной и большеберцовой костей выполнялись в горизонтальной (сагиттальной) плоскости, но далее в зависимости от расчетных моделей угол наклона элемента большеберцовой кости менялся. В свою очередь, сечения соединялись двумя стержнями, которые моделировали крестообразные связки: переднюю (ПКС) и заднюю (ЗКС).

Учитывая тот факт, что в коленном суставе человека существует огромное количество факторов, которые могут влиять на величину усилий в связках (рост и вес человека, осевые деформации нижних конечностей, повреждения других

связочных структур коленного сустава и др.), для упрощения расчетов в работе рассматривалось только влияние угла наклона плато большеберцовой кости кзади.

Согласно литературным данным, вариация значения угла наклона плато большеберцовой кости составляет от 3° до

10° . При этом зачастую, в биомеханических исследованиях нормальным считается угол $5-7^\circ$ [Am J Knee Surg. 1999 Summer; 12(3): 165-8. Posterior tibial slope in the normal and varus knee. Matsuda S1, Miura H, Nagamine R, Urabe K, Ikenoue T, Okazaki K, Iwamoto Y.].

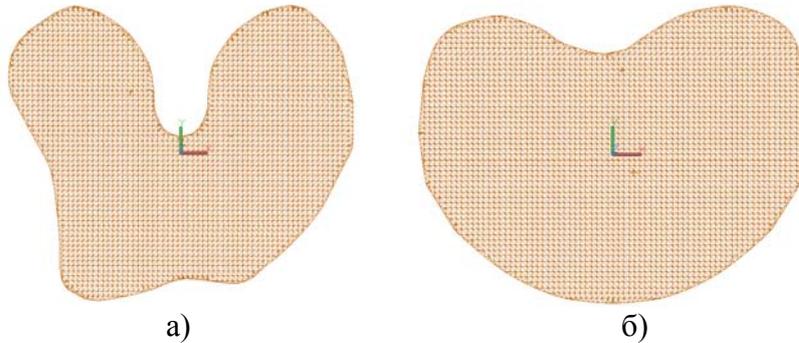


Рис. 2. Сечения бедренной (а) и большеберцовой (б) костей

Для расчетов были построены модели, которые отличались только углом наклона плато большеберцовой кости:

1) модель в норме с физиологическим наклоном 0° (базовая модель) (рис. 3, а);

2) модель в норме с физиологическим наклоном 5° (рис. 3, б);

3) модель с «условно патологическим наклоном» 15° (рис. 3, в).

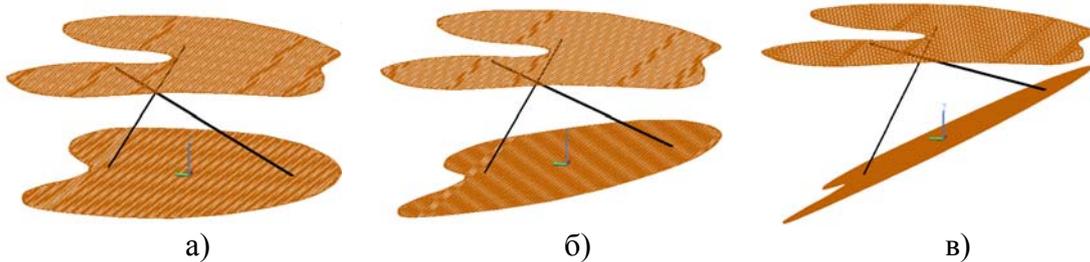


Рис. 3. Модели коленного сустава с разной величиной угла наклона плато большеберцовой кости

Для ориентации при моделировании и задании граничных условий использовалась декартова система координат с осями X , Y , Z . Плоскость XU была горизонтальной и совпадала с плоскостями сечений костей для базовой модели (рис. 4). При этом ось X направлялась слева направо, то есть находилась во фронтальной плоскости, ось Y перпендикулярна ей (вперед-назад). Ось Z была перпендикулярно плоскости XU и направлялась вертикально вверх.

Физико-механические свойства элементов моделей соответствуют действительным свойствам костей и связок рассматриваемого сустава. При этом свойства суставной поверхности

соответствуют свойствам кортикальной ткани: модуль Юнга – $E = 2 \cdot 10^4$ МПа, коэффициент Пуассона – $\nu = 0.3$. Связкам, в свою очередь, задавались такие свойства: модуль Юнга – $E = 280$ МПа, коэффициент Пуассона – $\nu = 0.3$.

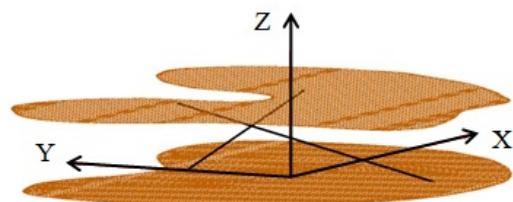


Рис. 4. Базовая модель в декартовой системе координат

Разбиение модели на конечные элементы (КЭ) выполнялось в программном комплексе. При этом для расчетов были выбраны следующие типы КЭ. Для суставной поверхности – КЭ 42. Данный КЭ предназначен для прочностного расчета тонких пологих оболочек (плит, балок-стенок и т. д.). На рисунке 5 представлено схематическое изображение КЭ 42.

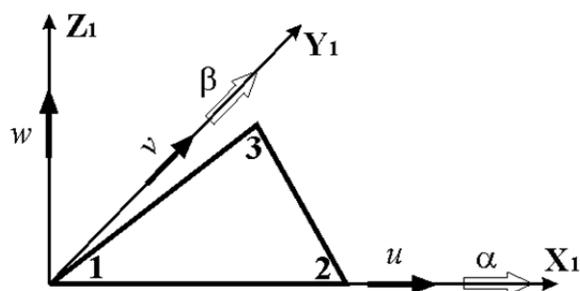


Рис. 5. Общий вид КЭ 42 и его система координат

Для моделирования связок выбран КЭ 310 (нить), который обеспечивает расчет всех видов стержневых систем с учетом геометрической нелинейности. Данный КЭ может моделировать работу нити, что дает возможность при вычислениях исключить работу на сжатие.

К элементам модели прикладывались следующие граничные условия. Плато большеберцовой кости было полностью заземлено: накладывались ограничения на вертикальные и горизонтальные перемещения во всех направлениях. Элемент бедренной кости имел запрещения по перемещениям в вертикальном направлении, а также в направлении «влево-вправо».

Нужно отметить, что при ходьбе на коленный сустав воздействуют различные силы, как вертикальная (вдоль оси нижней конечности) в зависимости от веса тела человека, так и горизонтальная, и ротационная, в зависимости от кинематики и анатомии коленного сустава. Учитывая задачи исследования, целью которого было изучить влияние угла наклона тиббиального свода, во внимание принималось не только вертикальное нагружение коленного сустава вдоль большеберцовой кости, а также и поперечная составляющая нагрузки. Поэтому на данном этапе исследования в качестве нагрузки предусматривалось кинематическое нагружение модели, ориентированное на известные величины перемещений в коленном суставе.

Предполагалось два варианта нагружения: 1) задавалось перемещение фрагмента бедренной кости в горизонтальной плоскости по направлению «вперед-назад», величина перемещения – 10 мм; 2) при выполнении условий задачи 1 задавалось также вертикальное (осевое) перемещение бедренной кости по направлению действия физиологической нагрузки, величина которого составила 5 мм.

В результате расчетов получены растягивающие усилия, возникающие в передней крестообразной связке при различных углах наклона плато большеберцовой кости. Соответствующие величины показаны в таблице для различных вариантов нагружения.

Таблица

Усилия в передней крестообразной связке в зависимости от варианта нагружения

Расчетная модель	Нагружение	
	вариант 1	вариант 2
1. $\alpha = 0^\circ$	5.71 кН	5.15 кН
2. $\alpha = 5^\circ$	5.85 кН	5.4 кН
3. $\alpha = 15^\circ$	6.1 кН	5.9 кН

Из таблицы видно, что с увеличением угла наклона плато большеберцовой кости усилия в связке возрастают как при отсутствии вертикального смещения

фрагмента бедренной кости, так и при учете его. Наименьшие из усилий возникают при угле наклона $\alpha = 0^\circ$ для обоих типов расчетов, которые составили 5.71 кН при

отсутствии смещения и 5.15 кН – с его учетом. При угле $\alpha = 5^\circ$ усилия в связке возросли на 2.45 % при отсутствии смещения (5.85 кН), и на 4.85 % – при его учете (5.4 кН). Наибольшие усилия получены у модели с углом наклона плато $\alpha = 15^\circ$, которые при первом типе расчета составили 6.1 кН, что больше на 6.83 %, чем при $\alpha = 0^\circ$, и на 4.27 %, чем при $\alpha = 5^\circ$. При учете смещения бедренной кости в модели с $\alpha = 15^\circ$ усилия возросли на 14.56 % и 9.26 % соответственно, и составили 5.9 кН.

Кроме того, из таблицы видно, что в моделях с расчетом без вертикального смещения усилия оказались выше, чем с его учетом на 10.87, 8.33 и 3.38% соответственно. Очевидно, это обусловлено тем, что в первом типе расчетов к бедренной кости прикладывается только горизонтальная нагрузка, которая растягивает связку с начала момента нагружения. При втором типе расчетов к модели прикладывается дополнительно вертикальная нагрузка, которая препятствует растяжению связки на начальном этапе нагружения. Однако рост усилий при изменении угла больше при втором типе расчетов, который для всех

углов наклона составил около 2 раз. При этом с увеличением угла снижается разница в величинах усилий, полученных при первом и втором типе расчетов.

Выводы. Полученные результаты расчетов указывают на то, что при увеличении угла наклона плато большеберцовой кости усилия в передней крестообразной связке возрастают. При исследуемых углах наклона ($\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 5^\circ$, $\alpha = 15^\circ$) рост усилий не превысил 15 %. Однако, заметим, что расчет выполнялся без учета динамического воздействия, при котором приложены нагрузки, и, как следствие, усилия могут увеличиться в несколько раз.

При рассмотренных вариантах нагружения усилия выше у модели без учета осевого смещения. При этом разница в приросте величин усилий выше при втором варианте нагружения почти в 2 раза.

Предварительные расчеты показали, что величины усилий зависят от множества факторов, таких как размеры модели, места крепления связок, свойства моделируемых объектов, а также схема нагружения. Учесть эти факторы можно при использовании универсальных программных комплексов.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ 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. – P. 901–906.
2. The effects of modified posterior tibial slope on ACL strain and knee kinematics: a human cadaveric study / S. D. Fenig, J. Kovacic, H. Kambic, S. McLean, J. Scott, A. Miniaci // *Journal of Knee Surgery*. – 2008. – Vol. 21(3). – P. 205–211.
3. Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee / J. R. Giffin, T. M. Vogrin, T. Zantop, S. L. Y. Woo, C. D. Harner // *American Journal of Sports Medicine*. – 2004. – Vol. 32, is. 2. – P. 376–382.
4. 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, B. Gill, J. R. Slaughterbeck, R. C. Jr. Schutt, E. Dabezies, B. D. Beynon // *American Journal of Sports Medicine*. – 2010. – Vol. 38. – P. 54–62.
5. Is there a correlation between posterior tibial slope and non-contact anterior cruciate ligament injuries? / E. Hohmann, A. Bryant, P. Reaburn, K. Tetsworth // *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. – 2011. – Vol. 19 (sup. 1). – P. S109–S114.
6. 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 Surg Sports Traumatol Arthrosc*. – 2008. – Vol. 16. – P. 112–117.
7. The influence of the tibial plateau slopes on injury of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis / C. Zeng, L. Cheng, J. Wei, S. G. Gao, T. B. Yang, W. Luo, Y. S. Li, M. Xu, G. H. Lei // *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. – 2014. – Vol. 22. – P. 53–65.

REFERENCES

1. Bisson L.J. and Gurske-DePerio J. *Axial and sagittal knee geometry as a risk factor for noncontact anterior cruciate ligament tear: a case-control study*. *Arthroscopy*. 2010, vol. 26, pp. 901–906.

2. Fening S.D., Kovacic J., Kambic H., McLean S., Scott J. and Miniaci A. *The effects of modified posterior tibial slope on ACL strain and knee kinematics: a human cadaveric study*. Journal of Knee Surgery. 2008, vol. 21(3), pp. 205–211.
3. Giffin J.R., Vogrin T.M., Zantop T., Woo S.L-Y. and Harner C.D. *Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee*. American Journal of Sports Medicine. 2004, vol. 32, iss. 2, pp. 376–382.
4. Hashemi J., Chandrashekar N., Mansouri H., Gill B., Slauterbeck J.R., Schutt R.C. Jr., Dabezies E. and Beynon B.D. *Shallow medial tibial plateau and steep medial and lateral tibial slopes: new risk factors for anterior cruciate ligament injuries*. American Journal of Sports Medicine. 2010, vol. 38, pp. 54–62.
5. Hohmann E., Bryant A., Reaburn P. and Tetsworth K. *Is there a correlation between posterior tibial slope and non-contact anterior cruciate ligament injuries?* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2011, vol. 19 (sup. 1), pp. S109–S114.
6. Stijak L., Herzog R.F. and Schai P. *Is there an influence of the tibial slope of the lateral condyle on the ACL lesion? A case-control study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008, vol. 16, pp. 112–117.
7. Zeng C., Cheng L., Wei J., Gao S.G., Yang T.B., Luo W., Li Y.S., Xu M. and Lei G.H. *The influence of the tibial plateau slopes on injury of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014, vol. 22, pp. 53–65.

Рецензент: Красовський В. Л., д-р техн. наук, проф.

Надійшла до редколегії: 02.02.2018 р.