

На правах рукописи

ИЛЬИН Илья Юрьевич

МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА ЧЕЛОВЕКА ПРИ  
ЭКСТРЕМАЛЬНЫХ УСЛОВИЯХ

(Специальность 01.02.08 - биомеханика)

Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Санкт-Петербург

2001

Работа выполнена в Санкт-Петербургском Государственном Техническом  
Университете

Научные руководители:	доктор технических наук, профессор Шолуха В.А.  доктор биологических наук, профессор, заслуженный работник высшей школы РФ Зинковский А.В.
Официальные оппоненты:	доктор технических наук, Уголев Д.А.  кандидат технических наук, Смольников Б.А.
Ведущая организация:	Санкт-Петербургский Государственный Электротехнический Университет

Защита состоится \_\_\_\_\_ г. в \_\_ час. на заседании диссертационного  
совета Д 212.229.13 при Санкт-Петербургском Государственном Техническом  
Университете по адресу: 195251, Санкт-Петербург, ул. Политехническая, д.29, в ауд.  
\_\_\_\_, \_\_\_\_ корп. СПбГТУ.

С диссертацией можно ознакомиться в фундаментальной библиотеке СПбГТУ  
Автореферат разослан " \_\_\_\_ " \_\_\_\_\_ г.

Ученый секретарь диссертационного Совета,  
доктор биологических наук

Зинковский А.В.

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы.** В протезировании, реабилитации, спортивной медицине необходимо оценивать нагрузки на ткани в процессе различных движений. В протезировании это необходимо в первую очередь для выбора материалов. При постоперационной реабилитации - для подбора эффективных упражнений и ускорения заживления. В спортивной медицине - для выработки рекомендаций спортсменам, как избежать травмы, а также при разработке спортивного инвентаря. С этой целью обычно используются различные экспериментальные имитаторы. Однако такие эксперименты требуют больших затрат времени и средств - сложно учесть все мышцы и связки при настройке модели и измерить все необходимые характеристики. Напротив, виртуальные имитаторы позволяют рассмотреть все необходимые компоненты колена и, быстро настраивая модель, измерять динамические нагрузки для любых компонентов в любых желаемых движениях. Имитаторы, разработанные с использованием современных средств проектирования, являются наиболее гибкими, поскольку не требуют от пользователя специальных знаний программирования для настройки модели на различные условия. Поэтому создание адекватных виртуальных имитационных моделей отдельных частей тела с глубокой детализацией является перспективным направлением современной биомеханики.

Коленный сустав в свою очередь является наиболее сложным суставом человеческого тела и в наибольшей мере подвержен травмам. В то же время он остается недостаточно изученным в силу сложностей экспериментальных измерений, а также количества элементов, которые необходимо учитывать при моделировании. Поэтому эта работа была направлена на построение морфологически адекватного виртуального имитатора коленного сустава. В приложении к коленному суставу особое внимание было уделено передней крестообразной связке (ПКС). Повреждение этой связки одна из наиболее частых и опасных спортивных травм колена, поэтому изучение механизма таких травм и выработка практических рекомендаций является одним из важнейших направлений в спортивной медицине и биомеханике.

**Цель работы.** Целью работы явилась разработка морфологически адекватной модели коленного сустава человека с помощью современных средств

автоматизированного проектирования и применение этой модели для изучения травмоопасных движений.

**Научная новизна.** В результате работы построен компьютерный имитатор, реализующий наиболее полную модель коленного сустава человека. Он может быть легко адаптирован для изучения различных движений. Разработанная имитационная динамическая модель коленного сустава превосходит по полноте, универсальности и реалистичности поведения известные аналоги. Впервые произведено численное моделирование динамических нагрузок на крестообразные связки при падении горнолыжника назад. Выявлены новые закономерности, например, зависимость максимальной нагрузки на ПКС от угла установки голенища в горнолыжном ботинке. Они позволили выработать практические рекомендации, например, уменьшение этого угла приводит к уменьшению риска травмы на 20%.

**Практическая значимость исследования.** Разработанная компьютерная имитационная модель является универсальным инструментом для изучения коленного сустава в различных движениях. Это подтверждается проведенным исследованием обычного приседания, приземления человека после прыжка и такого травмоопасного движения, как падение горнолыжника назад. Результаты, полученные при моделировании падения горнолыжника, позволили выработать практические рекомендации по минимизации риска травмы.

**Апробация работы.** Результаты работы были доложены на следующих научных и практических конференциях и семинарах:

- XVIII Congress of the International Society of Biomechanics, Zurich, July 2001
- Computer Simulation in Biomechanics - International Symposium, Milan, July 2001
- Конференция пользователей CAD-FEM, Москва, апрель 2001
- Конференция «Экстремальная робототехника», ЦНИИ РТК, апрель 2001
- 10th International Conference on Biomedical Engineering, Singapore, December 2000
- Семинар CAD-FEM в ЦНИИ РТК, октябрь 2000

**Публикации.** По теме диссертации опубликовано 6 работ, список которых приведен в конце автореферата.

**Объем и структура диссертации.** Диссертация состоит из введения, пяти глав, разбитых на параграфы, и заключения. Объем диссертации - 100 страниц. Работа иллюстрирована 30 рисунками. Список литературы содержит 79 наименований.

## КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность, новизна и практическая значимость работы, сформулирована цель исследования, а также кратко описываются основные принципы построения модели.

В первой главе рассмотрены работы в области моделирования коленного сустава человека. Здесь описываются примеры построения экспериментальных имитаторов коленного сустава, подходы к математическому моделированию, виртуальные имитаторы коленного сустава, построенные как независимо, так и на базе известных систем автоматического проектирования. Все перечисленные разработки имеют недостатки по сравнению с разрабатываемой моделью. Таким образом, обосновывается новизна и уникальность данной компьютерной имитационной модели коленного сустава. В заключение приводятся направления, в которых ведутся исследования в области моделирования коленного сустава. Это:

- Экспериментальные работы с целью измерения нагрузок на отдельные связки в процессе различных травмоопасных движений.
- Построение обобщенных компьютерных моделей человека с целью изучения травмоопасных движений.
- Построение конечно-элементных моделей отдельных связок, например, передней крестообразной, и изучение ее прочностных свойств в процессе простых движений.
- Воспроизведение движений конечностей путем моделирования сил и моментов действия мышц.

Вторая глава посвящена описанию процесса моделирования коленного сустава и содержит экспериментальные данные, найденные в литературе и используемые для задания характеристик элементов модели.

Для разработки трехмерной имитационной модели колена был выбран программный продукт ADAMS (Mechanical Dynamics, Inc., Ann Arbor, MI, USA). Это специализированный пакет, предназначенный для моделирования механики систем тел. Первая версия ADAMS была создана 20 лет назад, и по сей день этот пакет занимает ~70% мирового рынка программных продуктов для виртуального механического моделирования. Имитационная модель коленного сустава учитывает наличие менисков, всех групп мышц, участвующих в сгибании и разгибании ноги, всех основных связок, а также трение между контактными поверхностями. Данная

модель включает в себя бедренную кость, берцовые кости, коленную чашечку и мениски, взаимодействующие между собой, и достаточно точно описывает трехмерное движение коленного сустава.

Далее подробнее рассматривается применяемый математический аппарат, описываются элементы модели и экспериментальные данные, на которых они основываются.

В первом параграфе рассматривается подход к математическому описанию построенной механической модели, принятый в ADAMS, и приводится общий обзор методов численного решения полученной системы алгебраических и дифференциальных уравнений. Принципиальным моментом в моделировании является использование смешанной задачи динамики системы твердых тел в качестве базисной модели. Введем в рассмотрение следующие обозначения:  $\mathbf{p}=(x,y,z)^T$  - вектор поступательных координат,  $\boldsymbol{\varepsilon}=(\psi,\phi,\theta)^T$  - вектор угловых координат,

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} \sin\phi \sin\theta & 0 & \cos\phi \\ \cos\phi \sin\theta & 0 & -\sin\phi \\ \cos\theta & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad \mathbf{F}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, t) = \begin{bmatrix} \mathbf{f} \\ \bar{\mathbf{n}} \end{bmatrix} \in \mathbf{R}^6 \quad \mathbf{Q} = \begin{bmatrix} (\mathbf{\Pi}^P)^T \mathbf{f} \\ (\mathbf{\Pi}^R)^T \bar{\mathbf{n}} \end{bmatrix}$$

Здесь  $\mathbf{F}$  - вектор приложенных сил,  $\mathbf{Q}$  - проекция  $\mathbf{F}$  на обобщенные координаты,  $\mathbf{\Pi}$  - оператор проектирования на поступательные  $\mathbf{p}$  и угловые координаты  $\boldsymbol{\varepsilon}$ .

Тогда система уравнений движения записывается в форме уравнений Лагранжа второго рода:

$$\begin{aligned} \mathbf{M}\dot{\mathbf{u}} + \Phi_p^T \boldsymbol{\lambda} - (\mathbf{\Pi}^P)^T \mathbf{f} &= \mathbf{0} \\ \mathbf{\Gamma} - \mathbf{B}^T \bar{\mathbf{J}} \mathbf{B} \boldsymbol{\zeta} &= \mathbf{0} \\ \dot{\mathbf{\Gamma}} - \frac{\partial K}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} + \Phi_\varepsilon^T \boldsymbol{\lambda} - (\mathbf{\Pi}^R)^T \bar{\mathbf{n}} &= \mathbf{0} \\ \dot{\mathbf{p}} - \mathbf{u} &= \mathbf{0} \\ \dot{\boldsymbol{\varepsilon}} - \boldsymbol{\zeta} &= \mathbf{0} \end{aligned}$$

где  $\mathbf{M}$  - матрица масс тел системы,  $\mathbf{\Gamma}$  - момент количества вращательного движения,  $K$  - полная кинетическая энергия,  $\bar{\mathbf{J}}$  - матрица центральных моментов инерции тел,  $\Phi$  - столбец уравнений голономных связей. Эти уравнения решаются совместно с уравнениями связи:

$$\Phi(\mathbf{q}, t) = 0$$

$$\Phi_{\mathbf{q}}(\mathbf{q}, t) \cdot \dot{\mathbf{q}} = -\Phi_t(\mathbf{q}, t)$$

$$\Phi_{\mathbf{q}}(\mathbf{q}, t) \cdot \ddot{\mathbf{q}} = -(\Phi_{\mathbf{q}\dot{\mathbf{q}}})_{\mathbf{q}} \dot{\mathbf{q}} - 2\Phi_{\mathbf{q}\dot{\mathbf{q}}}\dot{\mathbf{q}} - \Phi_{tt}(\mathbf{q}, t)$$

где  $\mathbf{q} = (\mathbf{p}_1^T \ \boldsymbol{\varepsilon}_1^T \ \dots \ \mathbf{p}_n^T \ \boldsymbol{\varepsilon}_n^T)^T$  - вектор обобщенных координат для  $n$  тел системы. Для решения системы уравнений используется метод предиктора-корректора с неявным интегратором Si2. Подробнее этот метод рассмотрен в диссертации.

Рассмотрим теперь параметры модели, которые можно варьировать для того, чтобы настроить модель, например, на конкретного пациента. Так модель содержит около 100 варьируемых параметров, которые подобраны для среднестатистического человека, и которые необходимо учитывать при моделировании движения конкретного индивидуума. Для перенастройки модели на исследование другого типа движения достаточно только изменить жесткость и демпфирование мышц, а это - 8-18 параметров. Что касается степеней свободы системы, то модель имеет 16 степеней свободы.

Во втором параграфе подробно рассматривается анатомия коленного сустава, геометрия связок и контактных поверхностей, а также используемые подходы к моделированию контактных взаимодействий. Для этого сначала описывается плоская модель. Такая модель коленного сустава показана на рис.1. Предполагается, что движение, в первую очередь, происходит в сагиттальной плоскости и лимитируется, главным образом, крестообразными связками. В создании движения участвуют несколько групп мышц. Мышцы разделяются на флексоры и экстенсоры. К флексорам относятся: *semimembranosus*, *semitendinosus* и *biceps femoris*. Они соединяют таз и голень и являются основными сгибателями. Кроме того, в сгибании ноги в колене участвуют мышцы голени, соединенные с мышечками бедренной кости через подколенные сухожилия. Это - *gastrocnemius* внутренняя и внешняя мышцы. К экстенсорам относится четырехглавая мышца - *quadriceps*, соединенная с голенью через коленную чашечку.

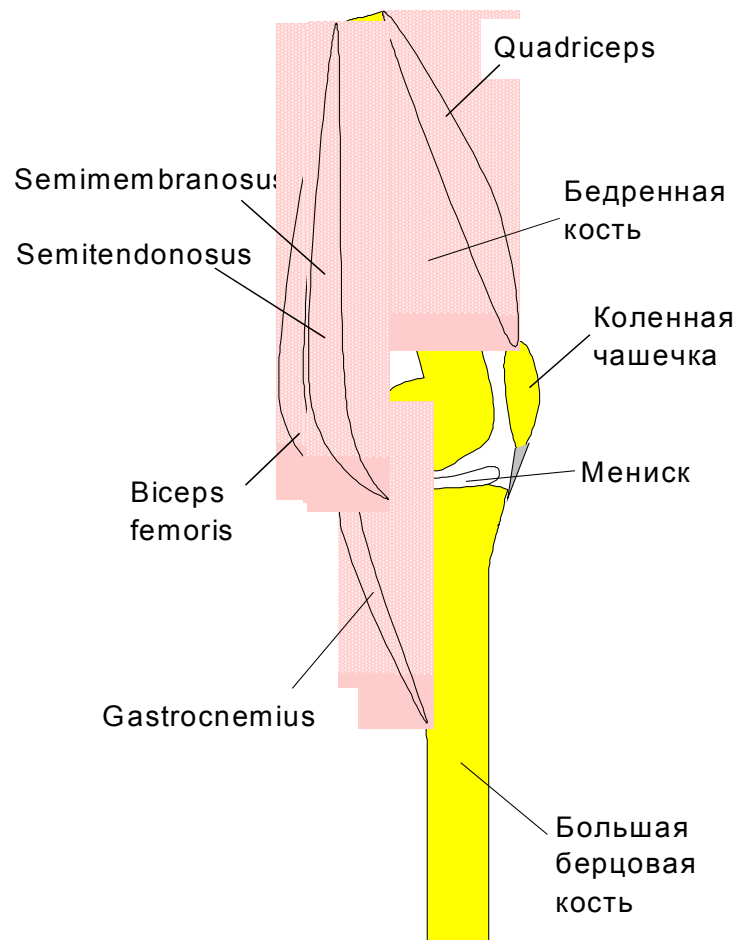


Рис. 1. Обобщенная плоская модель коленного сустава.

На рис.2 показаны основные связки коленного сустава. Здесь изображены крестообразные связки и коллатеральные связки. Крестообразные связки ограничивают движение в суставе, главным образом, в сагитальной плоскости, а коллатеральные связки ограничивают внутреннее и внешнее вращение бедра относительно голени. В реальном случае все не ограничивается плоским движением. Бедро все-таки поворачивается относительно голени латерально на ранней стадии сгибания колена из полностью выпрямленного положения, и медиально - на заключительной стадии выпрямления колена. В первом случае, внешний поворот бедренной кости уменьшает натяжение связок и освобождает сустав для дальнейшего сгибания колена. Во втором случае, крестообразные связки, наоборот, натягиваются, тем самым фиксируя сустав и обеспечивая дополнительную устойчивость. Такое поведение сустава было учтено и в нашей модели.



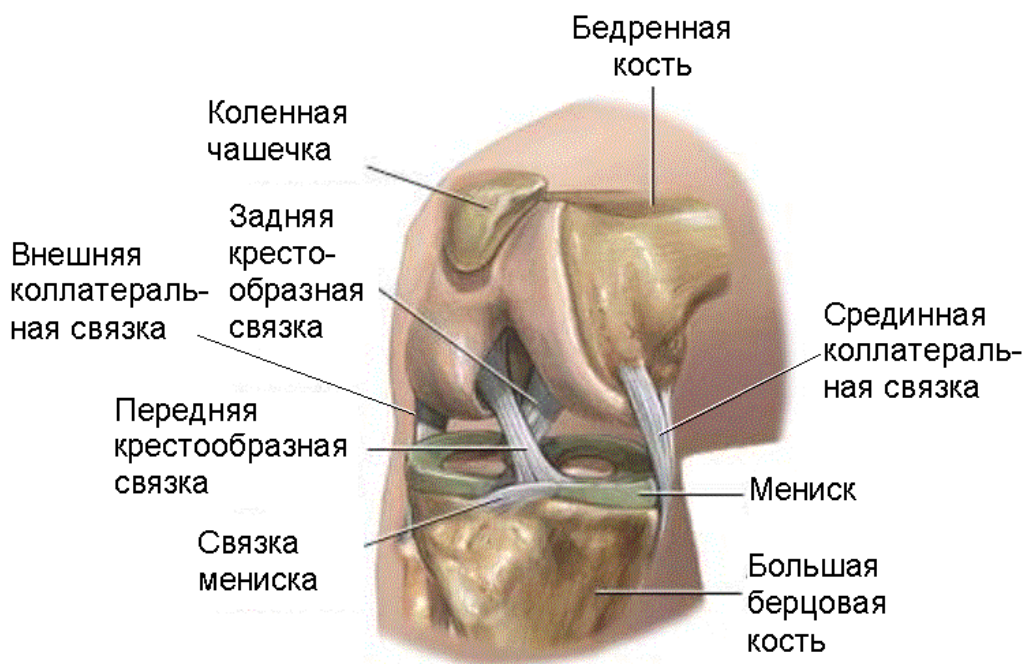


Рис. 2. Связки коленного сустава.

В процессе компьютерного моделирования было сделано несколько допущений. Во-первых, бедренная и берцовые кости заменялись цилиндрами соответствующих диаметров. Верхняя поверхность бедренной кости полагается плоской. По ней скользят мениски, закрепленные связками. Мениски представляют собой цилиндры с нижней плоской поверхностью, а верхней вогнутой сферической. Каждый мыщелок заменялся двумя шарами, вписанными в него. Контакт между двумя поверхностями - мыщелком и мениском, моделировался как точечный контакт между двумя сферами - задней сферой мыщелка и сферой, образующей верхнюю поверхность мениска. Передний шар каждого мыщелка находился в контакте с коленной чашечкой. Контакт между этими поверхностями моделировался, как контакт сферы мыщелка с плоскостью чашечки.

Кроме описанных выше контактных сил в модели учитывается трение в шарнире. Коэффициент сухого трения согласно экспериментальным данным составляет 0,07.

В третьем параграфе описываются связки коленного сустава, их биомеханические характеристики и функции. Приводятся экспериментальные данные, используемые при настройке компьютерной модели, и методы их измерения. Описывается процесс моделирования связок и сухожилий.

Связки - это плотные волокнистые соединительно-тканые структуры, которые удерживают кости вместе. Связки приспособлены для поддержания нормальной кинематики сустава. Каждая связка ориентирована в направлении, необходимом для

стабилизации сустава. Связка состоит из плотно упакованных коллагеновых волокон, расположенных продольно. Связки обладают нелинейными механическими характеристиками. Благодаря наличию складок или завитков при приложении нагрузки и увеличении деформации все больше волокон распрямляется и натягивается. Тем самым увеличивается жесткость связки в целом, и появляется похожая на экспоненциальную зависимость натяжения от деформации. При моделировании связки коленного сустава были представлены в виде нелинейных пружинных элементов. Зависимость силы от деформации была получена с помощью сплайн-аппроксимации экспериментальных данных. Максимально допустимая нагрузка на связки сильно меняется с возрастом и для передней крестообразной составляет от 734 до 1725Н. Среднее же значение для человека в возрасте от 17 до 35 лет - 1700Н. Во время моделирования достижение этих значений означало разрыв связки.

Кроме описанных механических характеристик в этом параграфе подробно рассматриваются функции различных связок коленного сустава. Эти функции учитывались при настройке компьютерной модели.

В четвертом параграфе перечислены мышцы, участвующие в сгибании и разгибании ноги в колене. Описывается подход к моделированию мышц. Группы мышц, инициирующие сгибание и разгибание колена, рассмотрены выше. Биомеханические характеристики мышц зависят от многих факторов. Управление же мышцами с целью придания им необходимых для определенного движения усилий, является самостоятельной и очень сложной задачей. Однако мышцы необходимо учесть в модели, поскольку они имеют массу, а также играют существенную роль в стабилизации сустава. В нашей модели все мышцы заменялись линейными пружинами и демпферами. Коэффициенты жесткости и демпфирования определялись из решения обратной задачи динамики при сгибании нагруженной ноги (приседании). В дальнейшем подобранные параметры использовались для моделирования других типов движений. Массы мышц учитывались при задании масс-инерционных характеристик модели.

В пятом параграфе приводятся масс-инерционные характеристики модели. Длина бедра и голени, массы, моменты инерции и положения центра масс, определялись для человека мужского пола ростом 185 см и весом 100 кг.

В третьей главе исследуется адекватность построенной имитационной модели реальному коленному суставу на примере такого хорошо изученного движения, как приседание.

Настройка модели производилась в два этапа. Сначала контролировалась функциональная адекватность. Функции различных связок коленного сустава учитывались при настройке компьютерной модели. Большая берцовая кость была жестко закреплена, а к бедренной кости прикладывался внешний момент, инициирующий ее осевое вращение. При этом контролировались силы натяжения связок. При обнаружении несоответствия между силой натяжения связки в модели и ее реальным поведением менялись места прикрепления связок в целом или их элементов.

Затем рассматривалось приседание человека на двух ногах под действием силы тяжести. Ноги сгибались в коленном суставе из полностью выпрямленного положения до угла, равного  $80^\circ$ . К верхней точке бедренной кости прикладывалась нагрузка в 500Н, равная половинному весу человеческого тела.

Сгибание колена инициировалось двигательным агентом, т.е. задавалось, что некоторая точка модели движется в горизонтальном направлении со скоростью 1см/сек. Движение начиналось из положения статического равновесия модели, которое соответствовало полностью выпрямленному колену.

В процессе движения измерялись силы натяжения частей связок – передних и задних пучков. Графики зависимости силы натяжения передней (ПКС) и задней (ЗКС) крестообразных связок от угла сгиба колена показаны на рис.3. Места прикрепления связок и их длина в расслабленном состоянии определялись так, чтобы эти графики отвечали бы экспериментальным данным других авторов.

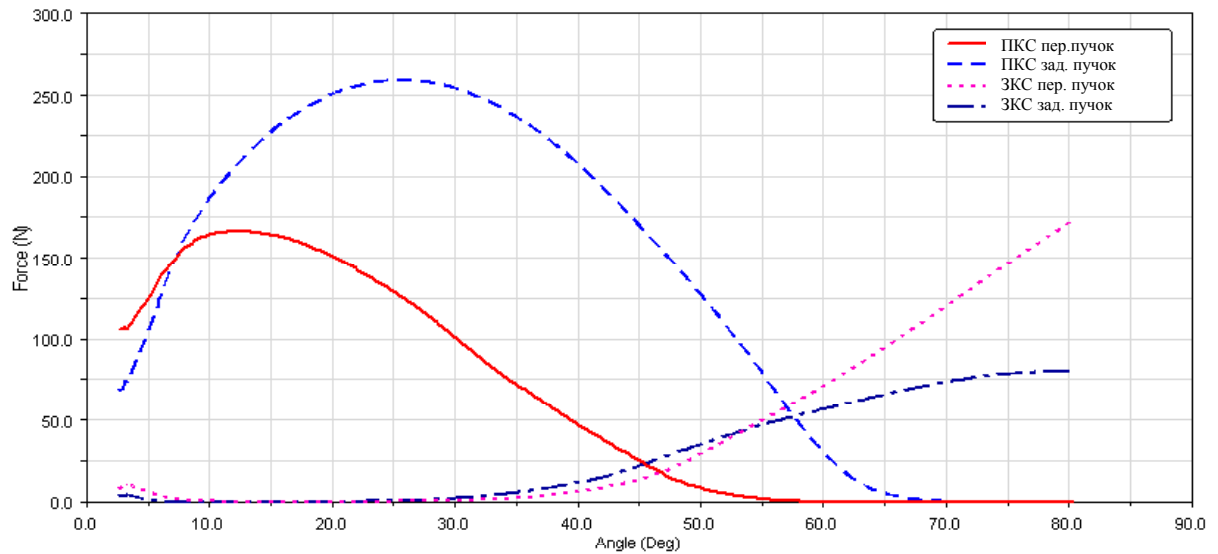


Рис. 3. График зависимости натяжения крестообразных связок от угла сгиба колена.

При моделировании приседания получалось, что бедренная кость совершает латеральный (внешний) поворот относительно поверхности большой берцовой кости, обеспечивающий расслабление крестообразных связок и освобождающий сустав для дальнейшего движения, что дополнительно указывает на адекватность модели.

В процессе сгибания ног также контролировалась сила натяжения четырехглавой мышцы. График зависимости этой силы от угла сгиба также соответствует экспериментальным результатам, представленным в литературе.

Для того, чтобы оценить чувствительность модели к изменениям внешних параметров, изменялась скорость сгибания ноги и контролировалось максимальное натяжение передней крестообразной связки. Сила натяжения ПКС слабо возрастала с увеличением скорости. Такое поведение модели без выбросов и проявлений неустойчивости подтверждает ее адекватность.

В четвертой главе описывается процесс моделирования приземления человека после прыжка на почти выпрямленные ноги, приводятся и обсуждаются результаты этого моделирования. Данное исследование было предпринято, чтобы продемонстрировать универсальность построенной модели относительно различных типов движения. Для этого рассмотренный выше имитатор приседания был адаптирован для случая свободного падения человека и приземления на ровную поверхность. В момент приземления ноги были выпрямлены и начинали слегка сгибаться с целью демпфирования ударной нагрузки. Исследовались нагрузки на

крестообразные связки при приземлении с различной высоты, на поверхности с различной жесткостью. С увеличением высоты и жесткости нагрузки на связки возрастали, оставаясь в рамках допустимых. Также рассматривались приземления на скользкую поверхность с последующим падением и не скользкую поверхность. Был продемонстрирован различный механизм натяжения связок в этих ситуациях.

В пятой главе описывается процесс моделирования падения горнолыжника назад, приводятся и обсуждаются результаты этого моделирования.

Рассмотренная имитационная модель коленного сустава была применена для изучения этого опасного для передней крестообразной связки движения. Исследования показывают, что 80% серьезных горнолыжных травм колена возникают именно в результате падений назад. В ходе моделирования получены абсолютные значения усилий на ПКС.

Построенный ранее имитатор был адаптирован для изучения падения горнолыжника назад. Для этого голень была закреплена на горизонтальной поверхности с помощью поступательного шарнира. На верхний конец бедра, с целью компенсировать влияние второй ноги, накладывалось ограничение - движение допускалось только в вертикальной плоскости. К верхнему концу бедренной кости прикладывалась вертикальная сила величиной 500Н, заменяющая половинный вес человеческого тела. Исследование производилось в пять этапов.

В первую очередь было показано, что нагрузка на ПКС достигает максимума при максимальном ускорении берцовой кости относительно бедренной. В этот момент голень вместе с лыжей и ботинком движется вперед относительно бедра, и натяжение связки возрастает, достигая своих критических значений. Если считать, что максимально допустимая нагрузка на ПКС лежит в пределах 734 - 1725 Н, то в нашем эксперименте она составляет 1350 Н, и возможен разрыв связки. Заметим, что максимум достигается при угле сгиба колена около 90 градусов.

Вторым этапом исследования было изучение зависимости максимальной силы натяжения ПКС от веса лыжи и ботинка. Моделирование показало, что максимальная нагрузка на ПКС не зависит от веса лыжи с ботинком.

Третьим этапом исследования было изучение зависимости максимальной силы натяжения ПКС от веса лыжника. При увеличении веса сила натяжения связки росла почти пропорционально.

Четвертым этапом исследования стало изучение зависимости максимальной нагрузки на ПКС от угла между голенью и горизонтальной поверхностью. Этот угол

может настраиваться в некоторых моделях горнолыжных ботинок. Поэтому определение оптимального угла установки голенища является практически полезным результатом. Для каждого из углов была получена кривая зависимости силы натяжения связки от угла сгиба колена. Было показано, что при уменьшении угла максимальная нагрузка на ПКС уменьшается на 20% (см. Таблицу 1).

Таблица 1.

Угол установки голенища горнолыжного ботинка	Максимальная нагрузка на ПКС
89°	1520 Н
80°	1350 Н
75°	1200 Н

И, наконец, пятым этапом работы было изучение зависимости максимальной нагрузки на ПКС от жесткости четырехглавой мышцы - quadriceps. Жесткость мышцы характеризуется ее напряжением, поэтому, зная как зависит натяжение связки от напряжения мышцы, можно дать рекомендации спортсмену по безопасному падению. Было показано, что увеличение напряжения quadriceps при падении назад пропорционально уменьшает максимальную нагрузку на ПКС. С практической точки зрения полученный результат означает, что при падении назад горнолыжнику нужно напрячь quadriceps как можно сильнее, тем самым существенно снизив риск травмы ПКС.

## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

В диссертации разработана трехмерная механо-математическая имитационная модель коленного сустава человека, позволяющая изучать экстремальные нагрузки в суставе.

1. Впервые предложена морфологически адекватная механо-математическая модель коленного сустава. В модели учтены все основные связки коленного сустава, мениски и все мышцы, участвующие в сгибании и разгибании ноги. С целью моделирования анизотропной структуры связок, каждая связка заменялась несколькими нелинейными упругими элементами, характеристики которых определялись исходя из реального поведения этих тканей.

2. Разработана технология морфологически адекватного имитационного динамического моделирования суставов человека, включающая адекватную структурную и параметрическую настройку модели на изучаемый класс движений и

процедуру итерационного приближения синтезированной динамики к реальным движениям человека.

3. Была доказана адекватность построенной модели реальному коленному суставу на примере хорошо изученного движения - приседания. Получены зависимости сил натяжения основных связок от угла сгибания колена.

4. Была продемонстрирована универсальность модели на примере приземления человека после прыжка и падения горнолыжника назад. Универсальность обусловлена тем, что модель позволяет исследовать все перемещения в коленном суставе, определяемые его функциональными возможностями, при различных движениях человека.

5. Разработанная модель применялась для численного моделирования нагрузок на коленный сустав при приземлении человека после прыжка. Рассматривалось приземление на скользкие и нескользкие поверхности с разной жесткостью. Такое движение приводит в момент приземления к смещению бедра относительно голени последовательно в переднем и заднем направлениях, что вызывает последовательное натяжение обеих крестообразных связок. Было показано, что:

- При приземлении на скользкую поверхность, когда ноги выскользывают из под человека, сила натяжения передней крестообразной связки вдвое превышает силу натяжения задней крестообразной связки. Такое приземление на относительно выпрямленные ноги с последующим проскальзыванием и падением назад может приводить к разрывам передней крестообразной связки при прыжке с высоты от 50 см и возрасте человека от 34 лет, когда сила ее натяжения превышает 1000 Н.
- Силы натяжения крестообразных связок пропорциональны высоте прыжка и уменьшаются при уменьшении жесткости поверхности, на которую осуществляется приземление.

6. Впервые произведено численное моделирование падения горнолыжника назад. Был проведен анализ динамических нагрузок на переднюю крестообразную связку. Выявлены следующие закономерности:

- При падении назад, голень движется вперед относительно бедра. Максимальная нагрузка на переднюю крестообразную связку соответствует максимальному горизонтальному ускорению голени, которое достигается при угле сгибания колена  $90^\circ$ .

- Уменьшение угла установки голенища в горнолыжном ботинке уменьшает риск повреждения передней крестообразной связки на 20%.
- Увеличение напряжения quadriceps при падении назад пропорционально уменьшает максимальную нагрузку на переднюю крестообразную связку. Это означает, что распределение нагрузки между четырехглавой мышцей и передней крестообразной связкой в момент максимального натяжения связки не зависит от напряжения мышцы.
- Максимальная нагрузка на переднюю крестообразную связку не зависит от веса лыжи с ботинком и пропорционально увеличивается с увеличением веса лыжника.

Таким образом, разработан универсальный инструмент для исследования различных типов травмоопасных движений с целью определения экстремальных нагрузок на ткани колена, а также для определения кинематических характеристик сустава.

#### СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Ilyin I., V. Sholukha, A. Zinkovsky. Computer modeling of knee joint motion// Computer Simulation in Biomechanics, edited by F. Casolo, et al., Proceedings of ISCSB 2001, Milan, pp.71-74.
2. Ilyin I., V. Sholukha, A. Zinkovsky. Assessment of the internal knee joint loads by computer dynamical modeling// Proceedings of ISB 2001, Zurich, Switzerland, p.99.
3. Ильин И.Ю., В.А. Шолуха, А.В. Зинковский. Компьютерное моделирование движений в коленном суставе// 12-я научно-технической конференции "Экстремальная робототехника", ЦНИИ РТК. Тезисы докладов. -С.Пб., 2001.
4. Зинковский А.В., А.А. Иванов, И.Ю. Ильин, К.-Я. Ван Цвиетен. Модели формирования целенаправленного движения опорного двигательного аппарата// 12-я научно-технической конференции "Экстремальная робототехника", ЦНИИ РТК. Тезисы докладов. -С.Пб., 2001.
5. И. Ю. Ильин, В. А. Шолуха, А. В. Зинковский. Компьютерное моделирование движений в коленном суставе// Материалы конференции пользователей CAD-FEM. -М., апрель 2001 ([www.cadfem.ru](http://www.cadfem.ru)).
6. Ilyin I., V. Sholukha, A. Zinkovsky. Computer knee joint modeling// Proceedings of 10 ICVME, Singapore, December 2000.