

# Содержание

Введение .....	5
1. Краткий исторический экскурс в биомеханику суставов .....	8
2. Общие вопросы биомеханики коленного сустава.....	20
3. Биомеханика двигательной функции коленного сустава .....	45
4. Биомеханика опорной функции коленного сустава .....	69
5. Биомеханика активных стабилизирующих элементов.....	89
5.1. Общие вопросы биомеханики мышц .....	89
5.2. Биомеханика статической функции активных стабилизирующих элементов .....	98
5.3. Биомеханика динамической функции активных стабилизирующих элементов .....	106
5.4. Биомеханика блокирующей функции активных стабилизирующих элементов .....	127
5.5. Биомеханика противоударной функции активных стабилизирующих элементов КС .....	131
6. Биомеханика пассивных стабилизирующих элементов .....	140
6.1. Биомеханика капсульно-связочного аппарата КС .....	140
6.2. Биомеханика пассивных стабилизирующих элементов КС во фронтальной плоскости .....	151
6.3. Биомеханика пассивных стабилизирующих элементов КС в сагиттальной плоскости.....	157
6.4. Биомеханика менисков коленного сустава.....	168
6.5. Векторное моделирование функции пассивных стабилизирующих элементов .....	186
6.6. Биомеханическое обоснование протезирования связок коленного сустава .....	199
7. Биомеханика повреждений коленного сустава .....	207
7.1. Общие вопросы биомеханики повреждений коленного сустава.....	207
7.1.1. Биомеханика непрямого механизма травмы КС .....	209
7.1.2. Биомеханика прямого механизма повреждений КС .....	215
8. Биомеханическая характеристика основных травматогенных спортивных поз.....	218
8.1. Биомеханические характеристики позы бегуна (футболиста).....	218
8.2. Биомеханическая характеристика позы прыгуна.....	223
8.3. Биомеханическая характеристика позы парашютиста .....	225

8.4. Биомеханическая характеристика позы горнолыжника .....	233
8.5. Биомеханическая характеристика позы штангиста .....	243
<b>9. Биомеханика внутрисуставных переломов мыщелков бедра и большеберцовой кости .....</b>	<b>252</b>
9.1. Математическая модель внутрисуставного перелома в области КС .....	252
9.2. Сравнительная механическая прочность мыщелков бедра и большеберцовой кости .....	259
9.3. Математическое моделирование остеосинтеза внутрисуставных переломов мыщелков бедра и большеберцовой кости .....	277
<b>Заключение.....</b>	<b>290</b>
<b>Литература .....</b>	<b>322</b>

### 3. Биомеханика двигательной функции коленного сустава

Коленный сустав (КС) – сложная биомеханическая система опорно – двигательного аппарата, функция которой подчиняется закону костного рычага и включает сочетание опоры и движения.

С биомеханической точки зрения коленный сустав (КС) относится к кинематическим замкнутым парам, работающим по принципу блоковидного шарнирного соединения, но в нем происходит и силовое замыкание под действием массы тела.

Функция КС осуществляется по биомеханическому закону костного рычага, который реализуется на основе кибернетического и реципрокного принципов равновесия сил и моментов системы [50]. Кибернетический принцип основан на уравнивании момента силы веса тела активным моментом силы мышц и пассивным моментом силы связок, а реципрокный принцип основан на уравнивании моментов мышц антагонистов (разгибателей и сгибателей). То есть равновесие костного рычага нижней конечности всегда поддерживается двумя парами сил: парой противоположно направленных сил и парой однонаправленных сил с их равнодействующей.

Биомеханические особенности КС следующие: 1) первичная анатомическая и функциональная асимметрия; 2) сложный центр вращения в сагиттальной плоскости; 3) два опорных центра во фронтальной плоскости с асимметричной нагрузкой; 4) большая разница нагрузки в статике и в динамике; 5) условно постоянная нестабильность; 6) условно постоянная не конгруэнтность; 7) действие на костный рычаг нижней конечности всегда пары сил; 8) неустойчивое равновесие всех сил и моментов.

Все биомеханические особенности КС взаимосвязаны между собой и одна следует из другой, или вызывает возникновение другой, а в целом, все биомеханические особенности являются факторами, predisposing к повреждениям.

Опора и движение в КС происходят всегда одновременно в условиях постоянной анатомической и функциональной асимметрии, возникающей из-за особенностей его строения.

Сложная форма мыщелков бедра является причиной того, что мгновенная ось вращения КС при сгибании – разгибании описывает в пространстве сложную линейчатую поверхность – аксоид [27,136]. Известно, что для любого движения твердого тела можно построить два аксоида (подвижный и неподвижный), находящиеся соответственно в

подвижной части (связанной с подвижным звеном КС) и неподвижной зоне (связанной с неподвижным звеном КС) в системах декартовых координат  $(x,y,z)$ . Если рассматривать движение голени относительно бедра как плоское, то линия пересечения аксоида с плоскостью движения есть центроида – геометрическое место мгновенных центров вращения относительно движения КС как сложной шарнирной системы.

Относительное (возможное) движение в КС, чаще всего рассматривают как движение голени относительно неподвижного бедра, которое может иметь в декартовой системе координат  $(x,y,z)$  максимально 6 степеней свободы: три поступательных и три вращательных.

Приводим на рис. 16 биомеханическую схему возможных степеней свободы движений коленного сустава в системе декартовых координат  $(x,y,z)$ .

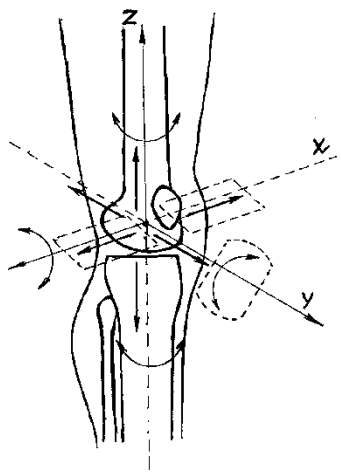


Рис. 16. Биомеханическая схема возможных степеней свободы движений коленного сустава в системе координат  $(x,y,z)$ : ось  $x$  во фронтальной плоскости, ось  $y$  в сагиттальной плоскости, ось  $z$  в горизонтальной плоскости

Для оценки числа степеней свободы движений суставов, существует следующая структурная формула пространственного механизма:  $n = 6N - \sum_{i=1}^5 i P_i$ , где  $N$  – число подвижных костей,  $i$  – число ограничения степеней свободы сустава,  $P_i$  – число соединений с данным количеством ограничений.

Однако, из-за особой формы строения суставных поверхностей мыщелков бедра (эллипс – шар), и благодаря наличию блокировки кап-

сульно – связочно аппаратом, подвижность КС ограничена. Возможны только два поступательных (по осям  $y$  и  $z$ ) и два вращательных (вокруг осей  $x$  и  $z$ ) движения. Следовательно, заблокированы вращательное движение вокруг оси  $y$  и поступательное движение по оси  $x$ . Поэтому в КС возможны в сагиттальной плоскости вокруг оси  $x$  сгибание – разгибание от  $-12^\circ$  до  $+135^\circ$  и происходящее во время этого движения смещение мыщелков бедра по оси  $z$  вверх – вниз и по оси  $y$  вперед – назад [20,21]. Также возможны небольшие ротационные движения голени активно на  $10^\circ - 15^\circ$ . пассивно на  $30^\circ - 35^\circ$  вокруг оси  $z$ : при разгибании КС происходит поворот голени кнаружи, а при сгибании – внутрь [189]. Некоторые считают, что в норме в КС в зависимости от распределения нагрузки (на вальгус или варус) за счет эластичности боковых связок при расслабленных мышцах в небольших пределах ( $3^\circ - 5^\circ$ ) возможны отведение – приведение: поступательное движение по оси  $x$  во фронтальной плоскости [189].

Приводим на рис.17 схемы возможных движений в коленном суставе.

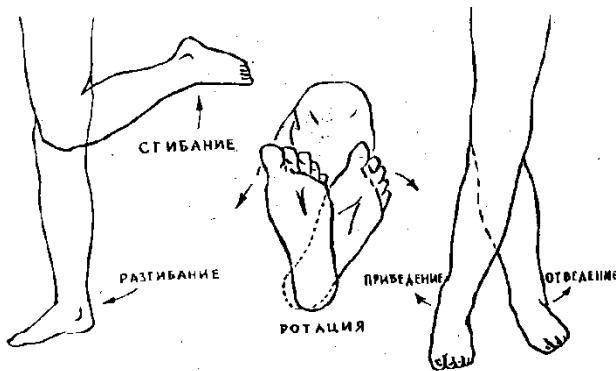


Рис. 17. Схемы возможных движений в коленном суставе

Знание положения траекторий мгновенных осей вращения КС (центроиды) необходимо как для оценки его нормальной функции, так и для диагностики повреждений [101, 202, 303].

Некоторые ученые при исследовании кинематики КС, основываясь на анатомических данных, считают, что центроида его движения совпадает с эволютой контуров мыщелков бедра в сагиттальной плоскости [20, 186,190,309].

Многие исследователи биомеханики КС для нахождения мгновенных центров вращения применяли метод срединных перпендикуля-

ров Шарля – Бернули [139], или метод Rouleaux [174]. Суть метода Шарля – Бернули состоит в том, что центр вращения при конечном плоском движении твердого тела лежит на пересечении перпендикуляров, восстановленных из середин отрезков, соединяющих последовательные положения проекций КС на плоскость движения двух фиксированных точек (маркеров).

Приводим на рис.18 биомеханическую схему определения центра конечного вращения КС методом срединных перпендикуляров Шарля – Бернули.

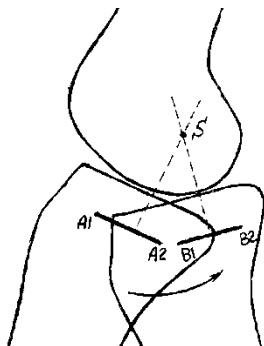


Рис. 18. Определение центра конечного вращения КС методом срединных перпендикуляров Шарля – Бернули. Где: A1, A2 и B1, B2 – последовательные положения точек А и В (маркеров) на большеберцовой кости, S – центр конечного вращения

Для поиска центроид движения коленного сустава были созданы специальные устройства – центрографы [167,168,171,179]. Однако полученные после измерений результаты показали, что во всех случаях возникает большая ошибка в нахождении мгновенной оси вращения КС, так как центроиды бедра и большеберцовой кости никогда не совпадают [303].

На основании биомеханического анализа геометрической формы мышечков бедра в сагиттальной плоскости, мы (В.И.Евсеев) пришли к выводу, что никаких центроидов движения бедра и большеберцовой кости нет: при условии постоянной конгруэнтности существует только один геометрический центр вращения КС (О). Расположение этого геометрического центра определяется по геометрическим параметрам мышечков бедра и большеберцовой кости в сагиттальной плоскости.

Приводим на рис.19 биомеханическую схему определения геометрического центра вращения КС при условии постоянной конгруэнтности по методу В.И Евсеева.

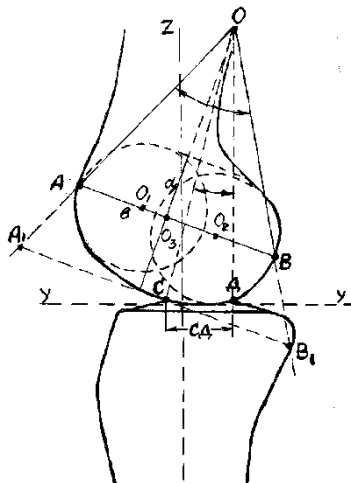


Рис. 19. Биомеханическая схема определения геометрического центра вращения КС в сагиттальной плоскости при условии постоянной конгруэнтности по методу В.И.Евсеева. Где:  $O$  – геометрический центр вращения КС;  $O_1$  и  $O_2$  – центры шаровидных поверхностей,  $O_3$  – центр эллиптической поверхности,  $a$ ,  $b$  – полуоси эллипса,  $A$ ,  $B$  – крайние точки эллиптической поверхности бедра,  $C$ ,  $D$  – крайние контактные точки суставной поверхности большеберцовой кости,  $A_1OB_1$  – осевой угол бедра,  $СОД$  – осевой угол большеберцовой кости

Геометрическая форма суставной поверхности бедра в сагиттальной плоскости имеет форму эллипса с центром  $O_3$  и полуосями  $a$  и  $b$ , в которую легко вписываются две окружности (передняя и задняя) с центрами  $O_1$  и  $O_2$ . Все три центра  $O_1$ ,  $O_2$ ,  $O_3$  находятся на продольной оси эллипса  $AB$ , которая проводится как одна прямая линия. Тогда центр вращения бедра  $O$  находится на перпендикуляре к поперечной оси эллипса  $AB$  из центра  $O_3$  и пересечении прямых  $A_1AO$  и  $B_1BO$ .

Затем находят расстояния между контактными точками  $C$  и  $D$  на опорной суставной поверхности большеберцовой кости и центром вращения бедра  $O$ , которые, независимо от положения мышечков бедра с осью  $AB$ , при сохранении конгруэнтности КС всегда будут постоянными, так как вращение происходит по типу скольжения – качения без потери контакта суставных поверхностей.

В этом случае образуется два треугольника:  $AOB$  – неподвижный осевой треугольник бедра, величина которого определяется параметрами мышечков бедра, и подвижный осевой треугольник  $СОД$  с

центром вращения О на бедре, параметры которого определяются размерами суставной поверхности большеберцовой кости.

Как видно из приведенной биомеханической схемы, при условии постоянного контакта суставных поверхностей бедра и большеберцовой кости, всегда имеются два треугольника: неподвижный треугольник АОВ и подвижный треугольник СОД с одним общим центром О на их вершине, который является одновременно центром вращения КС, относительно которого происходит перемещение подвижного треугольника СОД при сгибании и разгибании КС.

Тогда, используя аналитический метод, по полученным биомеханическим параметрам можно определить величину возможного флекссионного угла КС по формуле, предложенной В.И.Евсеевым [55]:

$$\angle F = 2 \arcsin \cdot \left[ \frac{(AB+CD)(AB-CD)}{AB \cdot CD} \right].$$

Приводим пример расчета возможного флекссионного угла КС при условии постоянной конгруэнтности при следующих параметрах мышечков бедра и большеберцовой кости: АВ = 75 мм, СД = 25 мм, arc sin 90° =  $\frac{\pi}{2} = 1,57$ .

$$\angle F = 2 \arcsin [(AB + CD) \cdot (AB - CD) / AB \cdot CD] = 2 \arcsin [75 + 25] \cdot (75-25) / 75 \cdot 25] = 2 \arcsin 2,66 = 2 \cdot 76^\circ = 152^\circ.$$

Таким образом, при этих биомеханических параметрах коленного сустава (АВ = 75мм, СД = 25 мм) максимальная возможная величина сгибания – разгибания при условии сохранения полной конгруэнтности КС может составлять 152°.

Получается, что бедро как бы неподвижно подвешено в виде жесткого треугольника АОВ с центром О, расположенным на его задней поверхности, с возможностью раскачивания по типу маятника относительно подвижного треугольника СОД за счет скольжения и качения мышечков по суставной поверхности большеберцовой кости. Или, наоборот, голень подвешена в общем центре О за счет подвижного треугольника СОД с возможностью раскачивания относительно неподвижного треугольника АОВ по типу маятника вперед (разгибание) и назад (сгибание). Также возможно одновременное раскачивание обоих треугольников в разные стороны (АОВ вперед, СОД назад), когда нет костно – связочной блокировки суставных поверхностей, то есть при потере стабильности КС.

Следовательно, предложенная нами методика определения по геометрическим параметрам коленного сустава в сагиттальной плоскости центра вращения КС является биомеханически обоснованной и



может применяться при проведении расчетов биомеханических векторных моделей.

Костно-суставная блокировка (КСБ) – основной биомеханический фактор многоплоскостной стабилизации КС, ограничивающий избыточную подвижность блоковидного коленного шарнира. КСБ обеспечивается активными и пассивными стабилизирующими элементами КС. Активные стабилизирующие элементы – мышцы бедра и голени, сила тяги которых уравнивает силу веса тела. Пассивные стабилизирующие элементы – капсульно-связочный аппарата (биологический футляр коленного шарнира) и мениски с фиксирующим аппаратом, упругие свойства которых также противодействуют вертикальной и горизонтальной составляющим сил веса тела и тяги мышц.

В пассивной стабилизации КС определенную роль играет сила трения (покоя, скольжения, качения и верчения), которая ограничивает одну степень свободы вращения вокруг нормали контакта, и стремится удержать суставные поверхности мыщелков бедра и большеберцовой кости при их взаимном перемещении в плотном соприкосновении. Но роль силы трения двоякая: удержание мыщелков в плотном контакте затрудняет и даже частично блокирует сгибание – разгибание в КС, и, одновременно, усиливает контактные напряжения в суставном хряще. Силу трения в коленном суставе в 20 раз снижает синовиальная жидкость, которая выполняет функцию смазки суставных поверхностей и вырабатывается по реципрокному принципу: чем выше сила трения, тем больше должно быть синовиальной жидкости [100, 171].

Рассмотрим теоретические аспекты трения, которые необходимо учитывать при анализе биомеханики КС. Внешним трением называется способность контактирующих поверхностей звеньев кинематической (подвижной) пары сопротивляться их относительному движению [12]. Трение обусловлено неидеальным состоянием контактирующих поверхностей (микронеровности, шероховатости, отсутствие смазки), а также возникающими при движении силами межмолекулярного сцепления. Трение в кинематических парах характеризуется силами трения и моментами трения. Силой трения называется касательная тангенциальная составляющая к реакции нагрузки в кинематической паре (составляющая направлена по касательной к контактирующим поверхностям). Сила трения всегда направлена вдоль поверхности соприкосновения мыщелков и противоположно вектору силы, приводящему в движение кинематическую пару.

Различают следующие виды трения в кинематических парах:

1) **трение покоя** (статическое трение) – появляется в тот момент, когда два тела, находящихся в состоянии относительного покоя, начи-

нают относительное движение, состоящее в смещении контактирующих точек соприкасающихся поверхностей. Существующую касательную составляющую, действующую до возникновения относительного движения, называют **силой сцепления**, она всегда меньше силы трения покоя, но максимальная величина силы сцепления считается равной силе трения покоя;

2) **трение скольжения** – появляется в кинематической паре при наличии относительного движения звеньев, причем в большинстве случаев трения скольжение меньше трения покоя;

3) **трение качения** – появляется в высших кинематических парах при наличии относительного вращательного движения звеньев вокруг оси или точки контакта;

4) **трение верчения** – возникает при взаимодействии контактирующих между собой торцовых поверхностей звеньев вращающихся кинематических пар.

В КС, как высшей кинематической паре, при сгибании и разгибании одновременно возникают трение скольжения и трение качения, то есть, нет чистого скольжения, или чистого качения. Если бы было чистое скольжение, то задняя часть суставной поверхности мыщелка бедра была бы слишком длинной. Если бы было чистое качение, то суставная поверхность большеберцовой кости была бы слишком короткой. Следовательно, одновременное наличие сил трения скольжения и трения качения при движении в КС обеспечивает баланс сопротивления избыточной подвижности суставных поверхностей при различных нагрузках и является своеобразным биологическим тормозом.

Расстроим на биомеханической векторной модели КС взаимодействие суставных поверхностей бедра и большеберцовой кости в контактной зоне при статической нагрузке без сгибания – разгибания. Будем считать, что на коленный сустав действует усилие веса тела  $P$  и уравновешивающая сила тяги мышц  $F$  с сохранением равновесия сил и моментов ( $\sum M = 0$ ).

Приводим на рис.20 биомеханическую векторную модель статической функции КС без сгибания – разгибания и отклонении оси бедра от вертикальной оси  $z$  на определенный угол  $\phi$ .

Будем считать, что статическая нагрузка КС в сагиттальной плоскости обусловлена действием силы веса тела  $P$ , но с возможным поворотом бедра на угол  $\phi$  относительно неподвижной голени вокруг центральной оси вращения, расположенной в точке  $O$ . Согласно положению теоретической механики при таком силовом контакте движущихся пар возникают статическая сила трения покоя и момент силы трения [12].

## 4. Биомеханика опорной функции коленного сустава

КС представляет сложную, прочную и упругую биомеханическую систему, напряжения и деформации в которой возникают под действием статических и динамических нагрузок сжатия и растяжения от массы тела и силы тяги мышц. При нормальной функции КС, когда нагрузки сжатия и растяжения не превышают критических, в биомеханической системе КС сохраняется устойчивое равновесие сил и моментов по закону костного рычага. Если же нагрузка превышает критическую, то равновесие сил и моментов в биомеханической системе КС нарушается, напряжения и деформации становятся также критическими и приводят к повреждениям опорных тканей (переломам, разрывам связок).

Основной нагрузкой КС при опорной функции является масса тела человека, которая в виде вектора силы веса тела  $P$  распределяется на сочленяющиеся суставные поверхности бедра и большеберцовой кости в виде сил сжатия и растяжения. Вектор силы веса тела  $P$  под действием сил гравитации всегда направлен вертикально вниз по оси  $z$ , перпендикулярно опорной поверхности, и относительно продольных осей костного рычага нижней конечности, и образует две составляющие: вертикальную составляющую силу  $P_1$ , которая направлена по продольной костной оси и формирует опорную нагрузку сжатия, и горизонтальную составляющую  $P_2$ , которая направлена перпендикулярно продольной костной оси, образуя нагрузки изгиба, растяжения и сдвига. Опорная нагрузка сжатия, образованная вертикальной составляющей силой  $P_1$ , уравнивается деформативно – прочностными свойствами опорных тканей мышечков бедра и большеберцовой кости. Горизонтальная составляющая сила  $P_2$  уравнивается активными (мышцами) и пассивными (связками) стабилизирующими элементами. Следовательно, равновесие сил и моментов в биомеханической системе КС при действии нагрузок возможно только при выполнении закона костного рычага и при оптимальных соотношениях всех биомеханических параметров (силы веса тела, прочности связок, силы тяги мышц и т.д.)

При массе тела 70 кг относительная опорная нагрузка сжатия коленного сустава в статике при односторонней опоре без массы опорной конечности (голени и стопы) составляет 94,28% силы веса тела  $P$ , или 646,9 Н (В.А.Петров, Ю.А.Гагин, 1974).

Опорная нагрузка сжатия от вертикальной составляющей  $P_1$ , направленная по костной оси, создаёт силу трения сцепления в зонах контакта суставных поверхностей бедра и большеберцовой кости, то есть повышает стабильность КС. Также опорная нагрузка сжатия от силы  $P_1$  создаёт собственное внутреннее напряженное состояние в биологическом каркасе мышечков бедра и большеберцовой кости, которое играет роль биологического демпфера – гасителя толчков при ударных нагрузках.

Приводим на рис.26 биомеханическую схему формирования опорной нагрузки сжатия в сагиттальной плоскости от вертикальной составляющей силы  $P_1$  веса тела  $P$  относительно костных рычагов бедра АВ и большеберцовой кости АС на примере приседания при сгибании в КС на угол  $\alpha$ .

Как видно из приведенной на рис.26 биомеханической схемы, в зависимости от угла  $\alpha$  сгибания в КС, сила веса тела  $P$  распределяется на две составляющие: вертикальную составляющую силу  $P_1 = P \cos \alpha$ , направленную по костным осям бедра и большеберцовой кости на сжатие, и горизонтальную составляющую силу  $P_2 = P \sin \alpha$ , направленную перпендикулярно костным осям, образующую сгибающий момент и сближающую ось бедра АВ с осью большеберцовой кости АС.

Первой особенностью распределения опорной нагрузки силы веса тела  $P$  является то, что на уровне коленного подвижного соединения в точке А направление горизонтальной составляющей силы веса тела  $P_2$  меняется на обратное: если на уровне костного рычага бедра АВ в точке В сила  $P_2$  направлена назад на опускание оси бедра АВ вниз, то на уровне КС в точке А сила  $P_2$  направлена вперед на опускание оси большеберцовой кости АС.

Второй особенностью распределения опорной нагрузки силы веса тела  $P$  является то, что при проведении математических расчетов нужно делить угол  $\alpha$  сгибания в КС пополам, так как силы  $P_1$  и  $P_2$  распределяются каждая относительно своей костной оси: бедра АВ и большеберцовой кости АС. Поэтому при расчёте величины составляющих сил берут половину угла  $\alpha$ : то есть синус, косинус не  $160^\circ$  и  $20^\circ$ , а  $80^\circ$  и  $10^\circ$ .

В начале приседания при сгибании КС на угол  $\alpha = 160^\circ$  (рис.26 а), при массе тела 70 кг, распределение силы веса тела  $P$  на составляющие будет следующее:

$$P_1 = P \cos \alpha/2 = 646,9 \text{ Н} \cdot 0,9848 = 637,06 \text{ Н}; P_2 = P \sin \alpha = 646,9 \text{ Н} \cdot 0,1736 = 112,3 \text{ Н}.$$

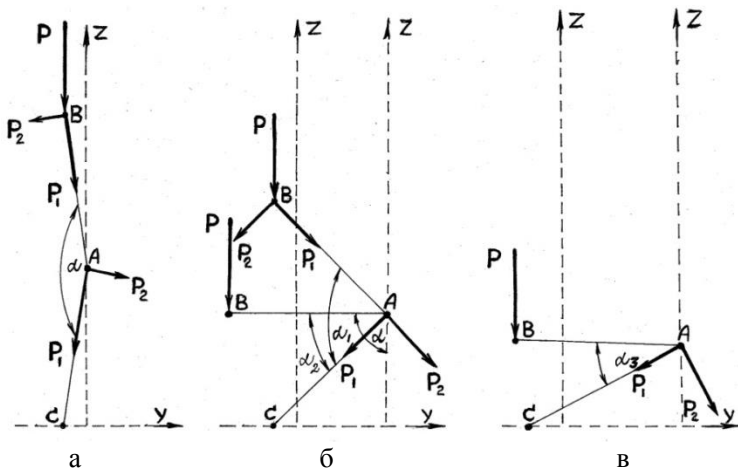


Рис. 26. Биомеханическая схема формирования опорной нагрузки сжатия в сагиттальной плоскости от вертикальной составляющей силы  $P_1$  веса тела  $P$  относительно костных рычагов бедра  $AB$  и большеберцовой кости  $AC$  на примере приседания при сгибании в  $KC$  на угол  $\alpha$ : а – на начальный угол  $\alpha = 160^\circ$ ; б – на углы  $\alpha_1 = 90^\circ$  и  $\alpha_2 = 45^\circ$ ; в – на угол  $\alpha_3 = 30\text{--}35^\circ$ . Где:  $AB$  – костный рычаг бедра;  $AC$  – костный рычаг большеберцовой кости;  $\alpha$  – углы сгибания в  $KC$ ;  $P$  – опорная нагрузка силы веса тела;  $P_1$  – вертикальная составляющая силы веса тела  $P$ ;  $P_2$  – горизонтальная составляющая силы веса тела  $P$ ;  $z$ ,  $y$  – оси координат в сагиттальной плоскости.

При приседании на угол сгибания  $KC$  между осями бедра  $AB$  и большеберцовой кости  $AC$  на угол  $\alpha_1 = 90^\circ$  (рис.26 б), при массе тела  $70\text{ кг}$ , распределение силы веса тела  $P$  на составляющие будет следующее:

$$P_1 = P \cos \alpha_1 = 646,9 \text{ Н} \cdot 0,7 = 452,83 \text{ Н}, P_2 = P \sin \alpha_1/2 = 646,9 \text{ Н} \cdot 0,7 = 452,83 \text{ Н}.$$

При приседании на угол  $\alpha_2 = 45^\circ$  костная ось бедра  $AB$  будет расположена параллельно оси  $y$  и образует с осью  $z$  прямой угол ( $\alpha = 90^\circ$ ), тогда относительно костной оси бедра  $AB$  сила  $P_1 = P \cos \alpha$ , сила  $P_2 = P \sin \alpha$ ,  $\cos 90^\circ = 0$ ,  $\sin 90^\circ = 1$ . Следовательно, при приседании, когда угол между осью бедра  $AB$  и осью большеберцовой кости  $\alpha_2 = 45^\circ$ , вертикальная составляющая  $P_1 = 0$ , а горизонтальная составляющая  $P_2 = P \sin 90^\circ = 646,9 \text{ Н}$ , то есть вся сила веса тела  $P = 100\%$  приложена к костной оси бедра и действует в виде горизонтальной составляющей.

При приседании на угол  $\alpha_2 = 45^\circ$  относительно костной оси большеберцовой кости АС вертикальная составляющая и горизонтальная составляющая равны друг другу:  $P_1 = P \sin \alpha_2 = P_2 \cos \alpha_2 = 646,9 \text{ Н} \cdot 0,7 = 452,83 \text{ Н}$ , так как  $\cos 45^\circ = 0,7$  и  $\sin 45^\circ = 0,7$ .

При глубоком приседании (если амплитуда сгибания  $\alpha = 150^\circ$ ) на максимально возможный угол сгибания в КС равный  $\alpha_3 = 30^\circ$ , относительно костной оси бедра АВ и большеберцовой кости АС, на костную ось бедра АВ также будет действовать только вся сила веса тела  $P = 696,9 \text{ Н}$  (рис.26 в). На уровне суставных поверхностей бедра и большеберцовой кости на костную ось большеберцовой кости АС сила веса тела  $P$  распределяется в виде двух составляющих: вертикальной  $P_1 = P \sin 30^\circ = 646,9 \text{ Н} \cdot 0,5 = 323,45 \text{ Н}$ ; и горизонтальной  $P_2 = P \cos 30^\circ = 646,9 \text{ Н} \cdot 0,8660 = 560,21 \text{ Н}$ .

Таким образом, нами получено, что величина вертикальной составляющей силы  $P_1$ , определяющая опорную нагрузку сжатия КС, зависит от величины силы веса тела  $P$  и от функционального положения костных рычагов бедра АВ и большеберцовой кости АС. При сгибании в КС до прямого угла, осевая сила  $P_1$  уменьшается ( $637,06 \rightarrow 452,83 \rightarrow 323,45$ ), и при максимальном возможном угле сгибания становится равной 50% силы веса тела  $P$ . Поэтому при расчетах напряжений и деформаций в поперечном сечении КС от опорной нагрузки при нормальной функции мы использовали эти значения вертикальной составляющей. При моделировании повреждений КС, например, падения с высоты, величина вертикальной составляющей с учётом ускорения будет увеличиваться до критических и максимально возможных величин ( $P_{\text{кр}}$  и  $P_{\text{max}}$ ).

Рассмотрим напряжения и деформации КС, как сложной биомеханической системы, во фронтальной плоскости в условиях равновесия при опорной нагрузке сжатия силой веса тела  $P$  не превышающей критическую ( $P < P_{\text{кр}}$ ).

Для изучения устойчивости форм равновесия КС нами принята биомеханическая векторная модель КС во фронтальной плоскости  $z - x$  в виде стойки (рис.27).

Как видно из приведенной биомеханической схемы, величина вертикальной составляющей силы веса тела  $P$  зависит от угла  $\gamma$ , отклонения оси бедра АВ от вертикальной оси  $z$ , который увеличивается при приближения оси бедра АВ к оси большеберцовой АС [54]

При построении биомеханической векторной модели КС ввели следующие упрощения: 1) условно считали, что бедро абсолютно твердое тело, опирающееся на два условно деформируемых опорных тела –

мышцелки бедра и большеберцовой кости, материал которых неоднородный и имеет различные биомеханические характеристики; 2) во фронтальной плоскости по оси  $x$  бедро может отклоняться от неподвижной оси большеберцовой кости кнаружи (вальгус) и внутрь (варус) на определенный угол  $\gamma$ ; 3) костная ось большеберцовой кости всегда совпадает с вертикальной осью  $Z$  и перпендикулярна опорной поверхности.

Представим, что бедро длиной  $\ell$  нагружено начальной сжимающей силой  $P$  с возможностью отклонения костной оси от вертикальной оси  $Z$  на угол  $\gamma$  ( $\gamma_1$  – начальная погибь,  $\gamma_2$  – конечная погибь), а анатомическая костная ось большеберцовой кости всегда совпадает с осью  $Z$ . Тогда здесь  $h$  – высота мышцелков бедра (большеберцовой кости), в сечении которых определяется напряженное состояние,  $a$  – ширина поперечного сечения мышцелков во фронтальной плоскости  $z - x$ ,  $P_1$  и  $P_2$  – распределенные сжимающие усилия в мышцелках.

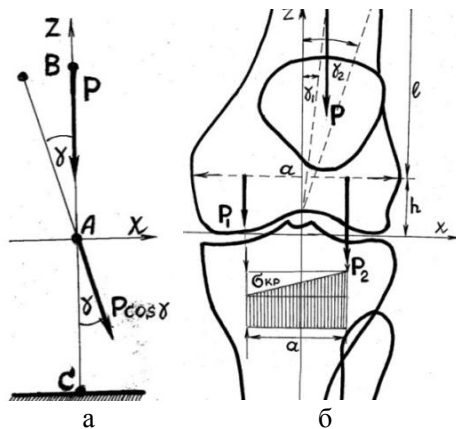


Рис. 27. Биомеханическая векторная модель КС во фронтальной плоскости  $z - x$  в виде стойки: а – направление вектора вертикальной составляющей  $P \cos \gamma$ , б – схема биомеханической векторной модели. Где:  $\gamma_1$  – начальная погибь,  $\gamma_2$  – конечная погибь,  $P$  – сила веса тела,  $P_1$  – сила сжатия внутренних мышцелков,  $P_2$  – сила сжатия наружных мышцелков,  $\ell$  – длина оси бедра,  $h$  – высота мышцелков,  $a$  – ширина мышцелков,  $\sigma_{кр}$  – эпюра критических напряжений при асимметричной нагрузке сжатия ( $P_2 > P_1$ )

При отсутствии начальной погиби ( $\gamma = 0$ ) и одинаковой ширине наружного и внутреннего мышцелков ( $a/2 + a/2 = a$ ), опорная нагрузка

ка сжатия  $P$  направлена по костной оси бедра и равномерно распределяется на оба мышцелка:

$$\frac{a/2}{P_1} = \frac{a/2}{P_2} = \frac{a}{P}. P_1 = P_2 = 1/2 P.$$

Рассмотрим на предложенной векторной биомеханической модели КС в виде стойки асимметричное нагружение КС при отклонении костной оси бедра от вертикальной оси  $Z$  на угол  $\gamma$  ( $\gamma_1$  – начальная погибь,  $\gamma_2$  – конечная погибь). Известно, что физиологическое вальгусное отклонение костной оси бедра от оси  $Z$  на угол  $\gamma$  составляет не более  $1-5^\circ$ , поэтому для проведения расчётов биомеханической векторной модели КС в норме взяли крайний вариант погиби  $\gamma = 5^\circ$ .

Вследствие отклонения костной оси бедра от неподвижной оси большеберцовой кости на угол  $\gamma = 5^\circ$  возникает асимметричное нагружение суставных поверхностей КС опорной нагрузкой силы веса тела  $P$ : усилия и напряжения сжатия в наружных мышцелках бедра и большеберцовой кости ( $P_2$ ) с самого начала будут несколько выше, чем во внутренних мышцелках ( $P_1$ ):

$$- P_1 = P/2 (1 - 2 \cos \gamma \ell/a); + P_2 = P/2 (1 + 2 \cos \gamma \ell/a), - \sigma_1 = \frac{P_1}{S}, + \sigma_2 = \frac{P_2}{S}. \text{ Знак } + \text{ в формулах означает сжатие, а знак } - \text{ растяжение.}$$

При силе весе тела  $P = 646,9$  Н, угле  $\gamma = 5^\circ$ ,  $\ell = 0,5$  м,  $a = 0,09$  м,  $S = 0,004239$  м<sup>2</sup>, имеем следующее:

$$- P_1 = P/2 (1 - 2 \cos \gamma \ell/a) = 312,5 \text{ Н.} \quad - \sigma_1 = 0.0368 \text{ МПа.}$$

$$+ P_2 = P/2 (1 + 2 \cos \gamma \ell/a) = 386,4 \text{ Н.} \quad + \sigma_2 = 0,0455 \text{ МПа.}$$

Следовательно, при физиологическом вальгусе оси КС ( $\gamma = 5^\circ$ ), напряжения и деформации в наружных мышцелках будут расти быстрее, чем во внутренних мышцелках:  $\sigma_2 > \sigma_1$  в 1,24 раза. Вследствие этого по мере увеличения угла погиби  $\gamma$ , асимметрия опорной нагрузки биомеханической системы КС также будет усиливаться, и скорость деформации обоих мышцелков будет возрастать. В этом и состоит явление потери устойчивости КС во фронтальной плоскости, как биомеханической системы опорно – двигательного аппарата.

Дополнительные усилия сжатия в мышцелках бедра и большеберцовой кости при асимметричной опорной нагрузке равны:  $\Delta P_1 = - E \cdot S/h \cdot \gamma \cdot a/2$ ;  $\Delta P_2 = + E \cdot S/h \cdot \gamma \cdot a/2$ .

Для сохранения равновесия в биомеханической системе КС сумма моментов сил относительно нейтральной точки опоры должна равняться моменту силы опорной нагрузки:  $P_1 \cos \gamma \cdot \ell + P_2 \cos \gamma \cdot \ell - P \cdot \ell \cdot \gamma = 0$ ;  $\Sigma M = 0$ .



На основании равенства моментов сил можно вычислить критическую Эйлерову силу  $P_{кр}$  и критические напряжения  $\sigma_{кр}$  в поперечном сечении мыщелков бедра и большеберцовой кости, при которых неизбежно произойдет разрушение с потерей равновесия в биомеханической системе КС:  $P_{кр} = \frac{E S a^2}{2 h \ell}$ ,  $\sigma_{кр} = \frac{P_{кр}}{S}$ .

Для вычисления величины критической Эйлеровой силы в поперечном сечении мыщелков взяли следующие параметры: сила веса тела  $P = 700$  Н, длина бедра (голени)  $\ell = 0,5$  м; высота мыщелков бедра  $h = 0,07$  м, высота мыщелков большеберцовой кости  $h = 0,05$  м, ширина мыщелков бедра  $a = 0,09$  м, ширина мыщелков большеберцовой кости  $a = 0,085$  м, площадь поперечного сечения мыщелков бедра  $S = 0,004239$  м<sup>2</sup>, площадь поперечного сечения мыщелков большеберцовой кости  $S = 0,0040055$  м<sup>2</sup>.

Модуль упругости костной ткани ( $E$ ) по И.В.Кнетсу с соавт.[76] составляет для кортикальной кости на сжатие 10200 МПа, на растяжение 22400 МПа; для губчатой кости  $E = 200\text{--}500$  МПа; предел прочности компактной кости на сжатие равен 147 МПа, на растяжение 98 МПа. С учетом анизотропии костной ткани модуль упругости компактной костной ткани равен 18,35 ГПа [165]. По S.A.Olson [206] модуль упругости губчатой кости вдоль волокон равен 600–1050 МПа, а поперек волокон 375–600 МПа. По данным других авторов модуль упругости компактной кости колеблется от 427 МПа до 22 ГПа [4,5,6]. Учитывая, что имеется такой разброс по величинам модуля упругости компактной и губчатой кости, целесообразно брать для математических расчетов средние арифметические данные: для компактной кости  $(10200 + 18350 + 22000)/3 = 16850$  МПа; для губчатой кости  $(200 + 500 + 600 + 1050 + 600)/5 = 590$  МПа. Коэффициент перерасчета предела прочности кости на сжатие с модуля упругости Юнга равен:  $k = 0,011$  [76], потому можно считать с учетом средних арифметических данных предел прочности компактной кости равным 106,36 МПа, а губчатой кости 6,49 МПа.

Мы определили теоретические значения критической Эйлеровской силы сжатия в поперечном сечении мыщелков бедра и большеберцовой кости ( $P_{кр}$ ), критического напряжения ( $\sigma_{кр}$ ) и критической деформации ( $\varepsilon_{кр}$ ) при модуле упругости Юнга губчатой кости  $E = 590$  МПа, 500 МПа и 200 МПа (таблица 3).

Как видно из таблицы 3, величина полученного теоретически возможного критического разрушающего напряжения сжатия в поперечном сечении мыщелков бедра больше предела прочности губчатой костной ткани ( $\sigma_{пр} = 6,49$  МПа) в 3,5–10,5 раза при одинаковой критической деформации разрушения ( $\varepsilon = 1,16\%$ ).

**Критическая разрушающая сила ( $P_{кр}$ ), критическое напряжение сжатия ( $\sigma_{кр}$ ) и критическая деформация ( $\varepsilon_{кр}$ ) в поперечном сечении мышелков бедра при различной величине модуля упругости губчатой кости ( $E$ )**

Величина модуля упругости губчатой кости $E$ (МПа)	Критическая разрушающая сила $P_{кр}$ (Н)	Критическое разрушающее напряжение $\sigma_{кр}$ (МПа)	Критическая разрушающая деформация $\varepsilon_{кр}$ (%)
590 МПа	289402,58 Н	68,27 МПа	1,16%
500 МПа	245256,43 Н	57,85 МПа	1,16%
200 МПа	98102,57 Н	23,14 МПа	1,16%

Однако, если принять биомеханическую модель КС как подкрепленную оболочку, то характеристика его деформативно – прочностных параметров должна учитывать слоистость подкрепленной оболочки и распределение основных параметров ( $E$ ,  $\sigma$ ,  $\varepsilon$ ,  $G$ ,  $\mu$ ) по её слоям. Поэтому мы взяли для проведения математических расчетов следующие биомеханические параметры КС, как подкрепленной оболочки [76,165]: 1) суставного хряща в центральной части  $E = 5,0$  МПа,  $\sigma = 25,5$  МПа,  $\varepsilon = 0,051\%$ ,  $G = 4,1$  МПа,  $\mu = 0,5\%$ , на периферической части суставного хряща  $E = 2,3$  МПа,  $\sigma = 9,82$  МПа,  $\varepsilon = 0,0426\%$ ,  $G = 0,4$  МПа,  $\mu = 0,5\%$ ; 2) субхондрального слоя губчатой кости в центральной части  $E = 15,42$  МПа,  $\sigma = 6,49$  МПа,  $\varepsilon = 2,8\%$ ; на периферической части  $E = 15,41$  МПа,  $\sigma = 3,7$  МПа,  $\varepsilon = 24\%$ ; 3) центральной части губчатой кости (ядра)  $E = 590$  МПа,  $\sigma = 11,4$  МПа,  $\varepsilon = 1,93\%$ ; 4) кортикальной кости  $E = 16850$  МПа,  $\sigma = 106,3$  МПа,  $\varepsilon = 0,613\%$ ,  $G = 4,91$  МПа,  $\mu = 0,307\%$ . На границе перехода суставного хряща в кортикальную кость модуль сдвига  $G$  почти одинаковый (4,91 МПа и 4,1 МПа), так как суставной хрящ мало деформируемый материал ( $\varepsilon = 0,0426–0,051\%$ ). В центральной части суставного хряща и субхондральной кости его прочностные характеристики значительно выше, чем на периферической части. Центральная часть (ядро) губчатой кости мышелков наиболее прочная и наименее деформируемая часть подкрепленной оболочки. Следовательно, такое рассмотрение деформативно – прочностных характеристик КС, как подкрепленной оболочки, является биомеханически обоснованным.

Для определения величины критической Эйлеровой силы, напряжений и деформаций в области мышелков бедра и большеберцовой кости при опорной нагрузке массой тела  $P$ , необходимо знать площадь ( $S$ ) поперечного сечения на различных уровнях поперечных сечений подкрепленной оболочки КС.

Сочленяющиеся поверхности КС (мышцелки бедра и большеберцовой кости) не соответствуют друг другу, то есть они первично не конгруэнтны. Внутренние мышцелки бедра и большеберцовой кости всегда несколько больше наружных мышцелков по всем размерам, а геометрическая форма суставного конца бедра в сагиттальной плоскости разная: по передней – нижней поверхности соответствует фигуре эллипса, а по задней поверхности шара.

Приводим на рис.28 пространственные геометрические схемы поперечных сечений коленного сустава.

Как видно из представленных геометрических схем, в нижней трети бедра и в верхней трети большеберцовой кости поперечное сечение кости может быть представлено в виде цилиндрической оболочки, а на уровне мышцелков бедра и большеберцовой кости в виде эллипсов, ориентированных короткой полуосью ( $x - x$ ) во фронтальной плоскости (рис.28 а). В сагиттальной плоскости с длинной полуосью ( $y - y$ ) суставные опорные поверхности мышцелков бедра имеют две геометрические формы: передне-нижняя поверхность в виде эллипса, а задне-нижняя – в виде шара (рис.28 б).

Ввиду того, что каждый слой подкрепленной оболочки КС имеет свои деформативно-прочностные характеристики, распределение опорной нагрузки вертикальной составляющей силы веса тела  $P$  относительно площади поперечного сечения будет происходить различно. Учитывая эти обстоятельства, мы разделили поперечные сечения мышцелков бедра и большеберцовой кости во фронтальной и сагиттальной плоскости на 14 секторов (7 в мышцелках бедра и 7 в мышцелках большеберцовой кости) и составили биомеханическую карту деформативно – прочностных характеристик площади поперечного сечения каждого сектора.

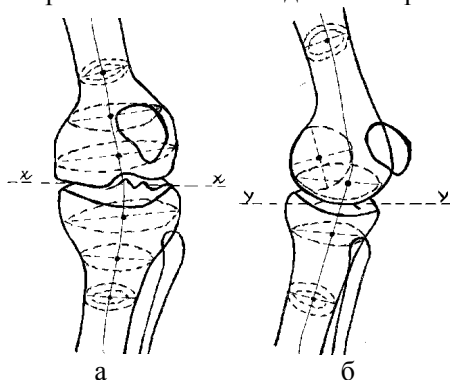


Рис. 28. Пространственные геометрические схемы поперечных сечений коленного сустава: а – фронтальная плоскость ( $x - x$ ), б – сагиттальная плоскость ( $y - y$ ). Точками обозначены центры поперечных сечений.

Приводим на рис.29 биомеханическую секторную схему определения площади поперечного сечения КС как подкрепленной оболочки с учетом деформативно – прочностных характеристик мышечков бедра и большеберцовой кости.

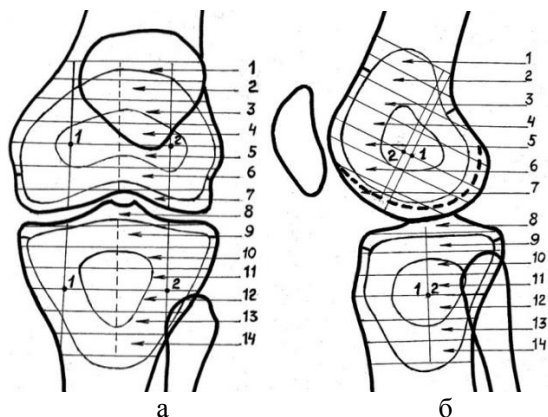


Рис. 29. Биомеханическая секторная схема определения площади поперечного сечения КС как подкрепленной оболочки: а – во фронтальной плоскости, б – в сагиттальной плоскости (описание в тексте). Где: 1–14 – сектора поперечных сечений мышечков, 1 – центры внутренних мышечков, 2 – центры наружных мышечков.

Как видно из приведенной биомеханической схемы, сектора 1.7 и 2.7 мышечков бедра и сектора 1.8 и 2,8 мышечков большеберцовой кости соответствуют центральной зоне суставного хряща со следующими деформативно – прочностными характеристиками:  $E = 5,0 \text{ МПа}$ ,  $\sigma = 25,5 \text{ МПа}$ ,  $\epsilon = 0,051\%$ ,  $G = 4.1 \text{ МПа}$ ,  $\mu = 0,5\%$ .

Сектора 1.6 и 2.6 мышечков бедра и сектора 1.9 и 2.9 мышечков большеберцовой кости соответствуют центральной зоне субхондрального слоя губчатой кости, деформативно – прочностные характеристики которой следующие:  $E = 15,41 \text{ МПа}$ ,  $\sigma = 3,7 \text{ МПа}$ ,  $\epsilon = 24\%$ .

В центре слоёв 1.3, 1.4, 1.5 и 2.3, 2.4, 2.5 мышечков бедра и 1.10, 1.11, 1.12 и половина 1.13, и 2.10, 2.11, 2.12 и половина 2.13 мышечков большеберцовой кости, находится центральная часть губчатой кости (ядро), деформативно – прочностные характеристики которой следующие:  $E = 590 \text{ МПа}$ ,  $\sigma = 11,4 \text{ МПа}$ ,  $\epsilon = 1,93\%$ .

В секторах 1.1, 1.2, 2.1, 2.2, половине секторов 1, 3, 1.4, 1.5 1.6, 2.3, 2.4, 2.5, 2.6 мышечков бедра, а также в секторах 1.14, , 2.14, половинах секторов 1.13, 1.12, 1.11, 1.10, 2.13, 2.12, 2.11, 2.10 мышечков большеберцовой кости находится периферическая часть суставного

## **6. Биомеханика пассивных стабилизирующих элементов**

### **6.1. Биомеханика капсульно-связочного аппарата КС**

Биомеханическое назначение пассивных стабилизирующих элементов КС состоит в удержании суставных концов бедра и большеберцовой кости в постоянном контакте при различных нагрузках (статических, динамических) и функциональных позах (ходьбе, беге, приседании, выполнении физических упражнений и т.д.). Благодаря своей эластичности пассивные стабилизирующие элементы блокируют возможную избыточную подвижность КС, то есть стабилизируют соосность мышечков бедра и большеберцовой кости и одновременно гасят инерцию массы тела, то есть выполняют функцию своеобразного биологического тормоза – демпфера – амортизатора.

Исходя из этого, выделяют три биомеханических функции пассивных стабилизирующих элементов: фиксирующую, блокирующую и амортизирующую.

Фиксирующая функция пассивных стабилизирующих элементов состоит в удержании суставных концов бедра и большеберцовой кости в постоянном контакте, то есть в сохранении конгруэнтности КС.

Блокирующая функция пассивных стабилизирующих элементов состоит в сохранении стабильности КС, то есть в противодействии смещающим силам и моментам при усиленной и предельной допустимой статико – динамической нагрузке.

Амортизирующая функция пассивных стабилизирующих элементов КС состоит в смягчении сил толчков и ударов на суставной хрящ при резком переходе от покоя к движению и наоборот.

Некоторые авторы все связки подразделяют на первичные и вторичные стабилизаторы [194, 202]. Однако такое подразделение не всегда оправдано, так как в статике связки и мышцы работают всегда одновременно, но мышцы всегда являются первичными активными стабилизаторами равновесия, а связки вторичными пассивными. В динамике мышцы антагонисты являются «активными» связками, блокируя избыточную подвижность мышечков от активных мышц, выполняя роль пассивных связок. Поэтому, с биомеханической точки зрения, более правильно называть связки пассивными стабилизирующими элементами с собственным усилием противодействия.

Пассивные стабилизирующие элементы КС включают следующие анатомические образования: переднюю крестообразную связку,

заднюю крестообразную связку, внутреннюю боковую связку, наружную боковую связку, задний отдел капсулы, собственную связку надколенника, внутренний и наружный мениски и капсулу.

Рассмотрим анатомо – биомеханические особенности каждого пассивного стабилизирующего элемента.

Капсула КС, как самостоятельный биомеханический элемент, не обладает достаточными деформативно – прочностными свойствами и представляет собой соединительно – тканый тонкий футляр, состоящий из коллагеновых и эластических волокон, являющийся только каркасом для связок и мышц [201].

С передней поверхности боковые отделы капсулы укрепляют расположенные парapatellarно связки ретинакулум (*retinaculum patelle mediale, laterale*), вплетающиеся в капсулу надколенника.

Спереди капсулу укрепляет собственная связка надколенника (*lig. patelle*), под которой находится жировое тело (*corpus adiposum infrapatellare*), выполняющее функцию переднего амортизатора разгибательного аппарата КС.

С внутренней поверхности капсулу укрепляет внутренняя боковая связка (*lig. collaterale tibiale*), стабилизирующая КС к вальгусному отклонению большеберцовой кости.

С наружной поверхности капсулу укрепляет группа связок, образующих связочный комплекс, основную роль в котором играет наружная боковая связка (*lig. collaterale fibulare*), стабилизирующая КС к варусному отклонению большеберцовой кости.

Задний отдел капсулы КС укрепляют две связки: косая (*lig. popliteum obliquum*) и дугообразная (*lig. popliteum arcuatum*).

Следовательно, все связки, укрепляющие капсулу КС снаружи, являются внесуставными стабилизирующими элементами.

К внутрисуставным стабилизирующим элементам КС относятся две связки: передняя крестообразная связка (*lig. cruciatum anterius*) и задняя крестообразная связка (*lig. cruciatum posterius*), образующие крестообразный связочный комплекс.

Известна работа А. Menschik [203], который предложил исследовать кинематику КС на основе крестообразного четырехсуставного механизма (рис.46).

Главное значение в работе крестообразных связок А. Menschik придаёт местам прикрепления их к бедру и большеберцовой кости. Он считает, что суставные поверхности бедра действуют как оберточные плоскости относительно суставных поверхностей большеберцовой кости, движение которых определено механикой крестообразного четы-

рехугольника. При полном разгибании (переразгибании) в КС передняя крестообразная связка располагается параллельно крыше межкондиллярной ямки, а при полном сгибании – задняя крестообразная. То есть увеличение угла переразгибания в КС натягивает до предела переднюю крестообразную связку, и, наоборот, полное предельное сгибание – заднюю крестообразную связку.

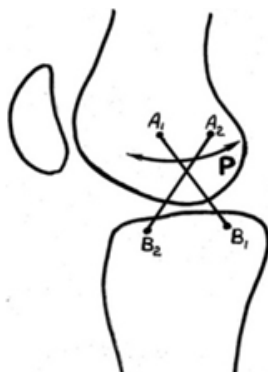


Рис.46. Крестообразный четырехсуставной механизм, стимулирующий функцию крестообразных связок в сагиттальной плоскости по А. Menschik [203]. Где:  $A_1B_1$  – точки прикрепления передней крестообразной связки,  $A_2B_2$  – точки прикрепления задней крестообразной связки,  $P$  – движение суставных поверхностей.

J. Valenta [307] считает, что в средней части амплитуды суставной подвижности и в лимитирующих позициях, крестообразные связки выполняют роль механических «башмачков», тормозя движение и усиливая силу суставного трение.

Рассмотрим общие биомеханические характеристики связки, как пассивного стабилизирующего элемента КС.

Связка состоит из волокнистого (прочного) белка коллагена ( $\approx 20\%$ ) и растяжимого белка эластина ( $\approx 80\%$ ). Модуль упругости Юнга белка коллагена  $E = 10$  Па, а белка эластина  $E = 6110$  Па. Модуль упругости коллагеновых волокон связки  $E = 600\text{--}1000$  МПа, прочность на растяжение  $\sigma_{кр} = 50\text{--}100$  МПа, а эластических волокон  $E = 0,4\text{--}0,6$  МПа,  $\sigma_{кр} = 4\text{--}10$  МПа, то есть в 100 раз меньше (V.Fung, 1981). Следовательно, так как в связках больше эластических волокон, чем коллагеновых, то они менее прочные, но в большей степени способны к упругим деформациям. Эластические волокна в связках расположены вдоль длины связки параллельно друг другу, поэтому при нагрузке

растяжения могут предельно растягиваться, допуская деформацию  $\epsilon = 200\text{--}300\%$ .

По В.И. Савельеву [127] площадь поперечного сечения связок КС следующая: передняя крестообразная  $36\text{ мм}^2$ , задняя крестообразная  $55\text{ мм}^2$ , внутренняя боковая  $33\text{ мм}^2$ , наружная боковая  $28\text{ мм}^2$ , задний отдел капсулы  $40\text{ мм}^2$ .

В.К.Калнберз и Х.А.Янсон в статье [69] указывают, что модуль упругости связок равен:  $E = 0,12\text{ МПа}$ .

М.А. Малыгина [99] в докторской диссертации приводит следующие данные о прочности и деформации передней крестообразной связки, полученные в эксперименте: неразрушающая нагрузка в  $200\text{ Н}$  удлиняет связку на  $3,7\text{ мм}$  ( $\Delta\epsilon = 11,2\%$ ), предельная неразрушающая нагрузка  $500\text{ Н}$  удлиняет связку на  $6,2\text{--}8,8\text{ мм}$  ( $\Delta\epsilon = 19,2\%$ ), разрушающая нагрузка  $P_{\max} = 968\text{ Н}$  вызывает удлинение связки больше чем на  $8,8\text{ мм}$  ( $\Delta\epsilon = 26,6\%$ ).

При моделировании динамики КС человека на трехмерной имитационной модели колена в экстремальных условиях, на основе программного продукта ADAMS (Mechanical Dynamics, Ing., Ann Arbor, MI, USA) получено, что максимальная допустимая теоретическая нагрузка на переднюю крестообразную связку ( $C_{\max}$ ) составляет от  $734$  до  $1725\text{ Н}$ , а среднее значение для человека массой  $70\text{ кг}$  составляет от  $1735$  до  $1700\text{ Н}$  [65].

Приводим в таблице 29 сводные литературные данные величины относительной продольной деформации ( $\epsilon$ ) и предела прочности ( $\sigma_{\max}$ ) связок КС [7, 28, 72, 82, 127, 183, 191, 202, 203, 309].

При предельном натяжении передней крестообразной связки силой  $C_{\max} = 1725\text{ Н}$ , при площади поперечного сечения  $36\text{ мм}^2$  и при модуле упругости  $E = 1,64\text{ МПа}$ , предельное напряжение прочности будет равно  $\sigma_{\max} = 48,19\text{ МПа}$ , а предельная деформация составит  $\epsilon_{\max} = 29,4\%$ .

Таблица 29

**Относительная продольная деформация ( $\epsilon$ ) и предел прочности ( $\sigma_{\text{кр}}$ ) связок КС по данным литературы**

Название связки КС	Относительная продольная деформация ( $\epsilon = \%$ )	Предел прочности ( $\sigma_{\max} = \text{МПа}$ )
Связка надколенника	113–160	4,02–23,8
Внутренняя боковая	113–138	5,98–41,0
Наружная боковая	110–165	5,88–30,4
Общие данные	$\mu = 0,48$	$E = 1,64\text{ МПа}$



Приводим на рис.47 основные параметры связки, необходимые для биомеханического анализа.

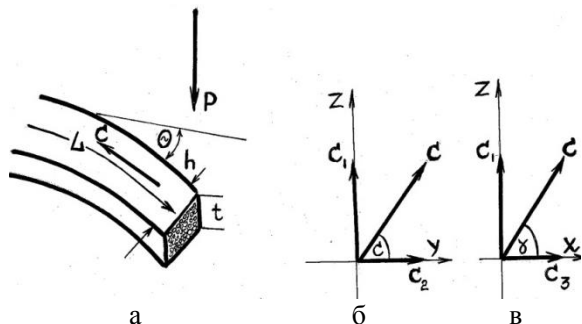


Рис. 47. Основные биомеханические параметры связки: а – схема параметров связки и действующих сил: б – векторная схема сил в сагиттальной плоскости ( $z - y$ ), в – векторная схема сил во фронтальной плоскости ( $z - x$ ). Где:  $P$  – нагрузка,  $\Theta$  – угол сдвига,  $L$  – длина связки,  $h$  – ширина связки,  $t$  – толщина связки,  $C$  – сила упругости растянутой связки,  $C_1$  – вертикальная составляющая по оси  $z$ ,  $C_2$  – горизонтальная составляющая по оси  $y$  в сагиттальной плоскости,  $C_3$  – горизонтальная составляющая по оси  $x$  во фронтальной плоскости.

Как видно из приведенных схем, нагрузка продольного изгиба  $P$  создаёт силу упругого растяжения связки  $C$ , величина которой полностью зависит от размеров связки ( $L, h, t$ ) и модуля упругости  $E$ . На изменение длины связок ( $L$ ) и силы упругого растяжения ( $C$ ) оказывает влияние изменение относительного радиуса мышелков бедра: при сгибании до угла  $90^\circ$  радиус мышелков бедра равен  $1,5-1,7$  см, а при разгибании в КС до угла  $180^\circ$  радиус мышелков бедра увеличивается до  $3,8-4,1$  см, то есть в  $2,5$  раза.

В сагиттальной плоскости  $z - y$ , сила растяжения связки  $C$  представлена в виде двух составляющих: вертикальной,  $C_1 = C \sin \alpha$ , направленной перпендикулярно суставной площадке большеберцовой кости на усиление контактной силы сцепления суставных поверхностей, и горизонтальной составляющей  $C_2 = C \cos \alpha$ , направленной вдоль суставной площадки большеберцовой кости на увеличение силы трения (их вектора как однонаправленные суммируются). Следовательно, чем меньше угол связки  $\alpha$ , тем больше горизонтальная составляющая, усиливающая силы трения скольжения и качения.

Во фронтальной плоскости  $z - x$ , сила растяжения связки  $C$  имеет также две составляющие: вертикальную, равную  $C_1 = C \sin \gamma$  (угол

$\gamma$  – угол вальгусного, или варусного отклонения оси голени от оси бедра), направленную на блокировку суставных поверхностей КС, и горизонтальную составляющую, равную  $C_3 = C \cos \gamma$ , направленную на усиление трения верчения (их вектора как однонаправленные также суммируются).

Предел прочности связки ( $C_{\max}$ ) определяется по формуле:

$C_{\max} = \frac{\pi^2 E J}{4 L^2}$ , где:  $E$  – модуль упругости связки,  $J$  – жесткость связки ( $J = E I$ ,  $J = \sigma/\Delta L$ ),  $L$  – длина связки.

Параметр жесткости растянутой связки ( $J$ ) определяется во всех плоскостях декартовых координат  $x - y - z$ .

1) жесткость растянутой связки по вертикальной оси  $z$ :

$$J = \frac{\sigma}{\Delta L}; \text{ где: } \sigma = \frac{C}{h \cdot t}; C = \frac{\sigma}{h \cdot t}.$$

2) жесткость растянутой связки при поперечном изгибе в плоскости  $z - y$ :  $J = E \cdot I_y$ ;

3) жесткость растянутой связки при поперечном изгибе в плоскости  $z - x$ :  $J = E \cdot I_x$ .

Где  $I$  – момент инерции связки:  $I_y = \frac{t h^3}{12}$ ,  $I_x = \frac{t^3 h}{12}$ ,  $I_y > I_x$ .

Одновременно с растяжением в вертикальном направлении по оси  $z$ , в поперечных направлениях в сагиттальной плоскости по оси  $z - y$ , и во фронтальной плоскости по оси  $z - x$ , в связке возникают касательные напряжения кручения ( $\tau$ ) и напряжения среза ( $\sigma_{cp}$ ) от ротации голени.

Касательные напряжения ( $\tau$ ) определяются по формуле  $\tau_{\max} = \frac{M_{кр}}{W_{кр}}$ , где  $M_{кр}$  – момент кручения,  $W_{кр}$  – момент сопротивления кручению.

Момент кручения связки в сагиттальной плоскости  $z - y$  равен:  $M_{кр y} = C \cdot \sin c \cdot L$ . Момент сопротивления кручению связки в сагиттальной плоскости  $z - y$  равен:  $W_{кр y} = 0,25 \frac{t}{h} \cdot h t^2$ .

Момент кручения связки во фронтальной плоскости  $z - x$  равен:  $M_{кр x} = C \sin \gamma \cdot L$ . Момент сопротивления кручению связки во фронтальной плоскости  $z - x$  равен:  $W_{кр x} = 0,25 \frac{t}{h} \cdot t h^2$ .

Напряжения среза связки ( $\sigma_{cp}$ ) определяются по формуле:

$\sigma_{cp} = \frac{C_{cp} \sin c}{h \cdot t \cdot \text{tg } \Theta}$ . Тогда сила среза ( $C_{cp}$ ) равна:  $C_{cp} = \frac{\sigma_{cp}}{h \cdot t \cdot \sin c}$ , а момент среза ( $M_{cp}$ ) равен:  $M_{cp} = C_{cp} \cdot L \cdot \text{tg } \Theta$ . Где:  $\sigma_{cp}$  – напряжения среза,  $C_{cp} \sin c$  – сила среза по оси  $z$ ,  $h$  – ширина связки в плоскости  $z - y$ ,  $t$  – толщина связки в плоскости  $z - x$ ,  $\text{tg } \Theta$  – погонный угол среза в сагиттальной плоскости  $z - y$ ,  $L$  – длина связки.

3) величина нестабильности минимальна при малых углах сгибания (разгибания) и значительно возрастает при увеличении амплитуды более  $45^{\circ}$ ;

4) разрывы боковых связок на нестабильности КС в сагиттальной плоскости не влияют, так как критерий нестабильности не превышает 2–3 мм;

5) повреждение или удаление менисков приводит к возрастанию передне – задней нестабильности КС в 2,5 раза.

## **6.6. Биомеханическое обоснование протезирования связок коленного сустава**

При разрывах связок КС для восстановления многоплоскостной стабильности применяются методы алло и аутопластики. Для аллопластики связок коленного сустава стали применяться эндопротез французской фирмы Lars и эндопротез ПКС НПО Osteomed [93,99], но чаще используется эндопротезы из лавсановой ленты ЦИТО «Север» [2,24,25,40,74,80,86,87,89].

Плетено – тканые крупноячеистые лавсановые ленты ЦИТО «Север», имеют на 1 см<sup>2</sup> поверхности 240–260 ячеек, в которые прорастает рубцовая ткань, повышая прочность аллотрансплантата. В медицинской промышленности изготавливается 5 размеров лавсановой ленты: шириной 5, 7, 10, 15 и 20 мм. Прочность лавсановой ленты ЦИТО «Север» составляет соответственно ширине 26, 40, 82, 94 и 117 кг.

Однако, «чистая» лавсанопластика, без использования биологических материалов (фасций, связок), не всегда даёт желаемые результаты. Поэтому некоторые травматологи для восстановления функции повреждённого КС применяют комбинированные методы пластики связок, с использованием фасций и связок, как биологического материала, армированных более прочными лавсановыми нитями.

Нами разработан способ пластики связок коленного сустава (а.с.№ 1745227) с применением армированных лавсановой нитью трансплантатов из части собственной связки надколенника и из широкой фасции бедра [50]. Армирование трансплантатов лавсановой нитью значительно повышает их прочностные и деформативные свойства, что позволяет полностью восстановить функцию КС.

Лавсановая нить – это псевдомононить, состоящая из множества филаментов, придающих нити ребристость. Поэтому многофиламентная лавсановая нить всегда прорастает рубцовой тканью, что значительно повышает прочность трансплантата связки.

Лавсановая нить с позиции биомеханического подхода – универсальный шовный и пластический материал, обладающий достаточными деформативно – прочностными свойствами к статико – динамическим нагрузкам. Испытания на прочность показали, что 2 шва лавсановой нитью № 4 дают прочность в 8,24 кгс, 4 шва – 14,51 кгс, 6 швов – 25,2 кгс, 8 швов – 40 кгс. То есть каждая пара швов увеличивает прочность фиксации в 1,7 раза: 6–8 продольных швов дают прочность в 25–40 кгс. Прочность на разрыв лавсановой нити № 4 составляет 40–50 кг/мм<sup>2</sup>, а прочность в узле составляет 10–50% исходной. Разрывное удлинение влажной лавсановой нити составляет 17–18 %. Лавсановая нить имеет очень высокий модуль упругости: 990–1060 кг/мм<sup>2</sup>, а модуль сдвига при кручении равен 870–1080 кг/мм<sup>2</sup>. Степень эластичности лавсановой нити при растяжении на 4% длины составляет 100%, а при растяжении на 10% длины 55–57%. Испытания к многократным циклическим деформациям на приборе Simus, дающим 1510 изгибов в 1 минуту, показали, что при напряжении 5 кг/мм<sup>2</sup> лавсановая нить выдерживает 9300–12200 циклов изгиба, а при напряжении 10 кг/мм<sup>2</sup> в 2,5 раза больше: 21000–30000 циклов изгиба. Следовательно, усталостная прочность натянутой лавсановой нити при растяжении повышается. Поэтому лавсановая нить с учётом всех указанных деформативно – прочностных параметров является универсальным материалом для армирования биологических тканей.

При пластике одной связки КС, например, передней крестообразной, или внутренней боковой, целесообразно применять армированный лавсановой нитью трансплантат из собственной связки надколенника.

При пластике двух связок одновременно (передней крестообразной и внутренней боковой), целесообразно использовать армированный лавсановой нитью трансплантат из широкой фасции бедра.

Выбор трансплантата определяется согласием пациента на план операции: если больной не хочет иметь большой косметический рубец на бедре, или не хочет уменьшить прочность собственной связки надколенника (артист танца, балета, или профессиональный спортсмен), то берётся консервированный трансплантат из широкой фасции бедра, или из собственной связки надколенника.

Приводим на рис.60 схему пластики передней крестообразной связки КС трансплантатом из собственной связки надколенника.

Трансплантат из собственной связки надколенника берётся из её наружной части подфасциально, шириной на 1/3 всей связки с небольшими костными фрагментами надколенника и бугристости большеберцовой кости, после взятия трансплантата фасция над собственной связкой надколенника ушивается (рис.60 а).

Следующим этапом производится армирование трансплантата лавсановыми нитями № 4. Сначала путем обычного шва через центральную часть трансплантата проводят осевую лавсановую нить, оставляя длинные свободные концы (рис. 60 б). Затем трансплантат армируют двумя лавсановыми нитями встречными Z –образными лавсановыми швами (рис. 60 в). Так как в среднем длина трансплантата из собственной связки надколенника составляет 2,5–3 см (максимум 4–5 см), то возможно выполнить 4 встречных двойных Z –образных лавсановых шва.

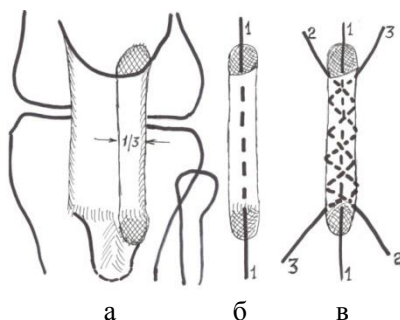


Рис. 60. Схема пластики передней крестообразной связки трансплантатом из собственной связки надколенника (а.с.№ 1745227): а – взятие трансплантата; б – центральное армирование лавсановой нитью; в – боковое армирование двумя лавсановыми нитями встречными Z-образными швами.

Таким образом, готовый армированный трансплантат на уровне каждого костного фрагмента имеет по 3 свободных конца лавсановых нитей: один – от осевой лавсановой нити, и два – от Z –образного лавсанового шва. Суммарная прочность рабочей части армированного лавсановой нитью № 4 трансплантата из собственной связки надколенника на разрыв составляет 246 кг (четыре встречных двойных Z-образных лавсановых шва прочностью 14,51 кг, дают прочность 116,08 кг; осевая нить даёт прочность 50 кг; общая прочность собственной связки надколенника равна 238 кг, а  $1/3 = 80$  кг).

Приводим на рис. 61 схему установки армированного лавсановой нитью трансплантата из собственной связки надколенника при пластике передней крестообразной связки.

Готовый армированный трансплантат из собственной связки надколенника при пластике передней крестообразной связки с помощью проводника помещают в сквозные костные каналы наружного

мышелка бедра и внутреннего мышелка большеберцовой кости, размещая костные фрагменты в костных каналах мышелков (рис. 61 а). Затем тягой за свободные концы лавсановых нитей расправляют армированный трансплантат, фиксируют в костном канале с помощью взятых рядом кортикальных костных «гвоздиков» и завязывают свободные концы лавсановых нитей (рис.61 б).

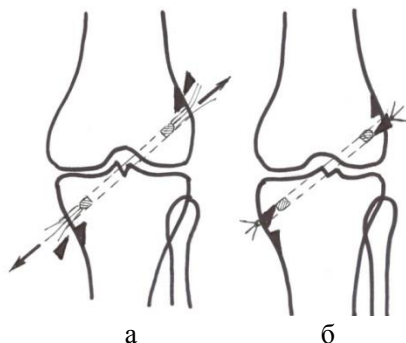


Рис. 61. Схема установки армированного лавсановой нитью трансплантата из собственной связки надколенника при пластике передней крестообразной связки: а – расправление трансплантата путём тяги за свободные концы лавсановых нитей и взятие костных «гвоздиков»; б – окончательная фиксация трансплантата передней крестообразной связки в костных каналах.

Следующим этапом проверяют функцию КС с установленным трансплантатом, путем сгибания конечности на угол не более  $90^\circ$ : при правильной установке трансплантата передней крестообразной связки должно ощущаться упругое сопротивление армированного трансплантата без симптомов нестабильности (переднего выдвигающего ящика, боковой подвижности).

Армированный лавсановыми нитями протез собственной связки надколенника с биомеханической точки зрения при продольном натяжении представляет собой упругую демпферную систему, обладающую собственным внутренним напряженным состоянием.

Трансплантат из широкой фасции бедра берётся на всю возможную длину от уровня большого вертела до зоны прикрепления в нижней трети на уровне наружного мышелка: длина трансплантата может составить 27–30 см, ширина 3,0–3,5 см. Такого размера трансплантата вполне достаточно для пластики одновременно двух связок – внутренней боковой и передней крестообразной. Для пластики передней кре-

стообразной связки достаточная длина трансплантата из широкой фасции бедра составляет 15 см, а для внутренней боковой 7 см. Следовательно, при общей длине трансплантата в 30 см имеется запас в 8 см для нерабочей части, расположенной внутрикостно.

Приводим на рис. 62 схему взятия трансплантата из широкой фасции бедра и его армирование лавсановыми нитями.

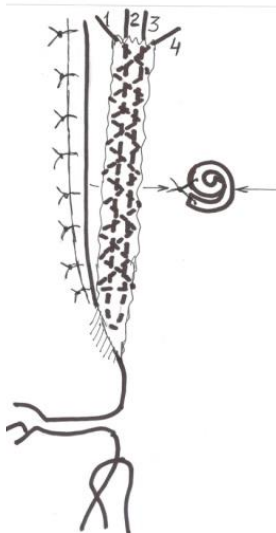


Рис. 62. Схема взятия трансплантата из широкой фасции бедра и армирование лавсановыми нитями

Трансплантат из широкой фасции бедра выкраивают в виде полоски шириной 3,0–3,5 см с отсечением на уровне большого вертела и с сохранением нижней питающей ножки на уровне наружного мыщелка бедра. После взятия трансплантата дефект широкой фасции бедра ушивается узловыми швами. Как показывает наш клинический опыт, взятие аутоотрансплантата из широкой фасции в последующем на функцию КС не влияет.

После выделения трансплантата широкой фасции бедра производят его армирование лавсановыми нитями № 4. Сначала трансплантат прошивают одной лавсановой нитью продольно, оставляя два свободных конца: 2 и 3. Затем трансплантат прошивают одной лавсановой нитью двумя встречными Z – образными швами, оставляя два свободных конца 1 и 4. Следующим этапом армированный трансплантат широкой фасции бедра, начиная от середины и до уровня питающей нож-

## 8. Биомеханическая характеристика основных травматогенных спортивных поз

### 8.1. Биомеханические характеристики позы бегуна (футболиста)

При быстрой ходьбе или беге сила тяжести (гравитации), равная  $\vec{G} = mg$ , создаёт силы инерции, действующие через точку опоры, и вызывающие образование двух сил опорной реакции: вертикальной ( $R_V$ ) и горизонтальной ( $R_H$ ). По литературным данным, вертикальная составляющая сил опорной реакции ( $R_V$ ) при беге и прыжках составляет 5–7 кН, а горизонтальная составляющая сил опорной реакции ( $R_H$ ) равна 3–4 кН.

Максимальные нагрузки на КС при спринтерском беге со скоростью 9.5 м/сек по W. Bauman (1981) составляют: собственной связки надколенника  $3000 \pm 800$  Н; ахиллова сухожилия  $6600 \pm 660$  Н; момент КС в сагиттальной плоскости  $150 \pm 40$  Нм, во фронтальной плоскости  $160 \pm 55$  Нм, в горизонтальной плоскости (относительно большеберцовой кости)  $40 \pm 15$  Нм.

Приводим на рис.69 биомеханическую схему образования сил опорной реакции при ходьбе и беге.

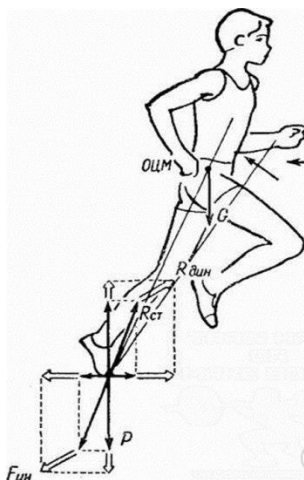


Рис. 69. Биомеханическая схема образования опорных сил реакции ( $R_{ст}$  и  $R_{дин}$ ) при ходьбе и беге.



Вертикальная сила опорной реакции ( $R_v$ ), которая создаёт основную нагрузку сжатия КС, направлена вверх и её величина зависит от скорости передвижения: при ходьбе в начале движения она равна гравитационной силе приблизительно в 500 Н, а затем увеличивается в два раза до 1000 Н, а при беге возрастает до 1300–2800 Н.

Горизонтальная составляющая сила опорной реакции ( $R_H$ ) в начале движения всегда имеет отрицательное значение, приблизительно в 500 Н, направлена на противодействие движению (торможение), и только в конце фазы приобретает небольшое положительное значение.

Для биомеханической характеристики повреждающих сил в позе бегуна мы взяли величину вертикальной составляющей толчковой реакции ( $R$ ) в опорный период, которая определяется по формуле:  $R = \frac{P \cdot \sqrt{2gL}}{t \cdot g}$ . Также величина толчковой реакции зависит от фазы шага и будет различной при фазах переднего и заднего толчка и моменте опорной вертикали.

По нашим данным, в фазе переднего шага переднего толчка толчковая реакция ( $R$ ) равна: при обычной ходьбе ( $v = 1$  м/с) – 824,0 Н, при ходьбе со средней скоростью ( $v = 1.5$  м/с) – 1649,2 Н, при быстрой ходьбе ( $v = 2$  м/с) – 4123,1 Н, а при беге ( $v = 5$ –10 м/с) толчковая реакция возрастает до 8246,2 Н.

Тогда, в фазах переднего и заднего толчка, сила торможения ( $F_T$ ) при резкой остановке ( $F_0$ ) определяется по формуле:  $F_T = F_0 = \frac{P \cdot v}{g \cdot t} = \frac{P \cdot v^2}{g \cdot 2S}$ , где  $t$  – время остановки,  $S$  – длина тормозного пути,  $v$  – скорость ходьбы (бега).

Для объективной характеристики влияния скорости ходьбы на напряженное состояние КС мы ввели понятие коэффициента устойчивости ( $K_y$ ), определяемого как отношение силы инерции тела ( $F_I$ ) к силе торможения ( $F_T$ ). Коэффициент устойчивости  $K_y$  показывает вероятность возникновения повреждения КС при травматогенной ситуации: чем меньше устойчивость КС, тем более вероятно возникновение повреждения.

Приводим в таблице 47 изменение устойчивости КС при различной скорости ходьбы и бега в фазе переднего шага.

Как видно из приведенной таблицы, в фазе переднего шага переднего толчка коэффициент устойчивости КС ( $K_y$ ) снижается пропорционально увеличению скорости движения более чем в 20 раз, а сила торможения, направленная противоположно и необходимая для остановки, возрастает в 250 раз. Следовательно, при быстрой ходьбе и беге

более вероятно возникновение повреждения КС при внезапной остановке как от действия силы инерции ( $F_I$ ) веса тела, так и от силы внезапного торможения при остановке ( $F_T$ ). Причем, при беге отрицательная уравновешивающая сила торможения ( $F_T$ ), направленная на повреждение КС, составляет  $- 723,97 \text{ Н}$  ( $- 8953,67$  и  $+ 8229,7$ ), что соответствует прочности передней крестообразной связки.

Таблица 47

**Устойчивость КС в фазе переднего шага переднего толчка при различной скорости ходьбы и беге**

Скорость ходьбы (время переднего шага $t$ )	Сила толчковой реакции веса тела $R$ ( $P$ )	Суммарная сила трения скольжения, качения и верчения ( $F_C$ )	Сила инерции тела ( $F_I$ )	Сила торможения (остановки) ( $F_T$ )	Коэффициент устойчивости КС ( $K_y$ )
$t = 0,5$ сек	824,0	165,0	+ 759,0	- 35,5	21,4
$t = 0,25$ сек	1649,2	82,5	+1566	- 160,0	9,79
$t = 0,1$ сек	4123,1	33,0	+4090	- 711,2	5,75
$t = 0,05$ сек	8246,2	16,5	+8229,7	- 8953,67	0,92

Приводим в таблице 48 устойчивость КС в фазе переднего шага опорной вертикали при различной скорости ходьбы и беге.

Таблица 48

**Устойчивость КС в фазе переднего шага опорной вертикали при различной скорости ходьбы и беге**

Скорость ходьбы (время опорной вертикали $t$ )	Сила толчковой реакции веса тела $R$ ( $P$ )	Суммарная сила трения скольжения, качения и верчения ( $F_C$ )	Сила инерции тела ( $F_I$ )	Сила торможения (остановки) ( $F_T$ )	Коэффициент устойчивости КС ( $K_y$ )
$t = 0,5$ сек	244,3	140,4	+ 103,9	- 35,5	2,9
$t = 0,25$ сек	488,6	70,2	+ 418,4	- 160,0	2,6
$t = 0,1$ сек	1221,5	28,0	+ 1193,5	- 1111,2	1,7
$t = 0,05$ сек	2443,0	14,04	+ 2428,9	- 8953,6	0,27

В фазе переднего шага опорной вертикали коэффициент устойчивости КС ( $K_y$ ) ниже, чем при переднем шаге в 7,5–3,4 раза, что указывает на большую вероятность возникновения повреждения даже при значительно меньшей по величине силе инерции ( $F_I$ ), но продолжающей оставаться значительной силой внезапного торможения ( $F_T$ ). Причем, при беге отрицательная уравнивающая сила торможения ( $F_T$ ) при внезапной остановке, направленная непосредственно на повреждение КС, составляет – 6524 Н (- 8953,67 и + 2428,9), что больше, чем при переднем шаге в 9 раз. Поэтому травматогенные ситуации, возникающие при ходьбе или беге в фазе переднего шага опорной вертикали КС, следует считать наиболее опасными, особенно при внезапной остановке во время бега и падении вперед при прямой оси нижней конечности. При падении вперед переразгибание в КС приводит к возникновению передней нестабильности с основными напряжениями и деформациями передней крестообразной связки ( $\sigma = 10,04$  МПа,  $\varepsilon = 6,12\%$ ;  $\tau = 9,7$  МПа,  $\varepsilon = 5,96\%$ ) заднего отдела капсулы ( $\sigma = 22,63$ – $57,37$  МПа,  $\varepsilon = 13,8$ – $34,97\%$ ). Также при падении вперед переразгибание в КС с одновременной ротацией, приводит к наружно – внутренней нестабильности, которая блокируется боковыми связками: внутренней боковой ( $\tau = 68,82$  МПа,  $\varepsilon = 41,96\%$ ) и наружной боковой ( $\tau = 87,19$  МПа,  $\varepsilon = 53,63\%$ ).

Приводим в таблице 49 устойчивость КС в фазе переднего шага заднего толчка при различной скорости ходьбы и бега.

Таблица 49

**Устойчивость КС в фазе переднего шага заднего толчка при различной скорости ходьбы и бега**

Скорость ходьбы (время заднего шага $t$ )	Сила толчковой реакции веса тела $R$ (P)	Суммарная сила трения скольжения, качения и верчения ( $F_C$ )	Сила инерции тела ( $F_I$ )	Сила торможения (остановки) ( $F_T$ )	Коэффициент устойчивости КС ( $K_y$ )
$t = 0,5$ сек	824,0	176,3	– 647,7	+ 35,5	18,2
$t = 0,25$ сек	1648,0	88,1	– 1599,9	+ 160,0	9,7
$t = 0,1$ сек	4122,0	35,3	– 4086,7	+ 711,2	5,7
$t = 0,05$ сек	8466,0	17,54	– 8448,4	+ 8953,67	0,94

Следует сразу отметить, что в фазе переднего шага заднего толчка, направление силы инерции ( $F_I$ ) и силы торможения ( $F_T$ ) меняется на противоположное, так как опорная точка стопы находится сзади и коэффици-

ент устойчивости  $K_y$  немного ниже, чем при переднем шаге (менее чем в 1,2 раза). При увеличении скорости движения от ходьбы к бегу, устойчивость КС в фазе переднего шага заднего толчка снижается в 19,3 раза, а сила торможения, необходимая для остановки, возрастает в 250 раз. Причем, при беге положительная уравнивающая сила торможения ( $F_T$ ), направленная противоположно силе инерции ( $F_i$ ), составляет 505 Н, что значительно меньше прочности задней крестообразной связки.

Ранее нами получено, что при переразгибании в КС на  $-25^\circ$  максимальное усилие, приходящееся на связки КС, равно: на переднюю крестообразную связку 1754,27 Н, на заднюю крестообразную связку 315,5 Н, на задний отдел капсулы 2295,11 Н, на внутреннюю боковую связку 832,7 Н, на наружную боковую связку 1352,98 Н.

Приводим в таблице 50 силовые характеристики пассивных стабилизирующих элементов КС в позе бегуна при внезапной остановке с падением вперед при сгибании на угол  $5^\circ$  и с последующим переразгибанием на угол  $-25^\circ$  в фазе переднего шага переднего толчка.

Таблица 50

**Силовые характеристики пассивных стабилизирующих элементов КС в позе бегуна при падении вперед при сгибании на  $5^\circ$  и с последующим переразгибанием на  $-25^\circ$  в фазе переднего шага переднего толчка**

Название связки	Теоретическая прочность	Сила натяжения связки		
		$C_{\max}$	По оси Z	По оси Y
Передняя крестообразная	946,0 Н	757,7 – 1754,27 Н	620,7 – 1521,8 Н	434,6 – 878,78 Н
Задняя крестообразная	988,5 Н	315,5 – 429,4 Н	371,8 – 304,7 Н	214,7 – 81,6 Н
Внутренняя боковая	832,7 Н	1808,14 – 832,7 Н	1808,14 – 829,53 Н	0 – 72,61 Н
Наружная боковая	368,0 Н	1122,84 – 1352,98 Н	978,38 – 1226,2 Н	561,42 – 117,98 Н
Задний отдел капсулы	1444,24 Н	905,12 – 2295,11 Н	874,25 – 2295,11 Н	234,24–0

Получено, что при падении вперед с возникновением передней нестабильности КС, повреждающая сила в 6524 Н больше суммарного блокирующего усилия передней крестообразной связки и заднего отдела капсулы ( $1754,27 \text{ Н} + 2295,11 \text{ Н} = 4049,38 \text{ Н}$ ) в 1,6 раза, блокирующего усилия внутренней боковой связки (832,7 Н) в 7,8 раза, а блокирующего усилия наружной боковой связки (1352,98 Н) в 4,8 раза.

Следовательно, во всех фазах переднего шага противоположное направление силы инерции ( $F_i$ ) и силы торможения ( $F_T$ ) является важным предрасполагающим травматогенным фактором: если при внезапной остановке сила инерции тела будет не уравновешена силой торможения, то вся неуравновешенная сила ( $F_T - F_i$ ) будет главным повреждающим фактором КС. Причем наиболее опасным является падение вперед в фазе опорной вертикали при фиксированной стопе, угле устойчивости меньше  $5^\circ$  и возникающим одновременно переразгибанием в КС. Повреждающая сила в 6524 Н в 1,4 раза превышает теоретически определенную суммарную прочность всего капсульно – связочного аппарата КС и будет приложена в основном на переднюю крестообразную связку и задний отдел капсулы, а при ротации голени снаружки или кнутри на боковые связки (наружную боковую или внутреннюю боковую). Следовательно, нагрузка на капсульно – связочный аппарат КС в позе бегуна при падении вперед может вызвать повреждение передней крестообразной связки и заднего отдела капсулы, а при падении в стороны (вправо или влево) – повреждение боковых связок.

## 8.2. Биомеханическая характеристика позы прыгуна

Для позы прыгуна характерно движение с большой скоростью ( $V = 5-10$  м/сек) и с большим инерционным ускорением (до 9,8 м/сек), минимальным временем опорной реакции ( $t = 0,05$  сек), пружинящим прыжком с остановкой (торможением) и последующим продольным ударом силой инерции веса тела  $P$ , передающимся по оси голени на КС в положении сгибания от угла  $45^\circ$  до угла  $35^\circ$  с при последующим падением вперед, назад, или в бок. При разбеге с такой скоростью, во время отталкивания от опоры сила реакции толчка ( $R_T$ ) равна 4123,1–8246,2 Н, при приземлении после прыжка на ноги, согнутые в КС под углом  $45-35^\circ$ , сила остановки (торможения) ( $F_0 = F_i$ ) равна 4476,83–8953,67 Н, суммарная сила трения ( $T$ ) равна 16,5–33,0 Н, а сила инерции тела ( $F_i$ ) составляет 1742,5–3509,84 Н. Следовательно, в позе прыгуна суммарная нагрузка КС, распределенная на мышцы и капсульно связочный аппарат с менисками, при приземлении на согнутые под углом  $45^\circ - 35^\circ$  ноги, составляет 2717,83–5435,66 Н. По литературным данным, при прыжке в длину ахиллово сухожилие производит тягу в 6000Н при моменте в сагиттальной плоскости до 300 Нм, а напряжённое состояние растянутого ахиллова сухожилия при прыжке в длину

составляет 60 МПа, то есть 60% от допустимого (73–75 МПа) (W.Bauman, 1981).

Приводим в таблице 51 силовые характеристики пассивных стабилизирующих элементов КС при сгибании на максимально возможный угол 35° в позе прыгуна.

Таблица 51

**Силовые характеристики пассивных стабилизирующих элементов КС при сгибании на максимально возможный угол 35° в позе прыгуна (Н)**

Название связки	Теоретически определенная прочность	Силы натяжения связок при угле сгибания в КС 35°		
		$C_{\max}$	По оси Z	По оси У
Передняя крестообразная	946,4	226,93	196,5	113,5
Задняя крестообразная	988,5	1356,72	872,1	1039,2
Внутренняя боковая	832,7	2088,52	1962,58	714,27
Наружная боковая	368,0	434,9	420,07	112,55
Задний отдел капсулы	1444,24	261,88	168,33	200,6
Суммарная сила связок КС	4579,74	4368,95	3619,58	2180,12

Как видно из приведенной таблицы, суммарная сила натяжения всех связок КС в позе прыгуна при сгибании на максимально возможный угол 35° составляет 4368,95 Н, что меньше суммарной нагрузки при приземлении после прыжка, равной 5435,66 Н, на 1066,71 Н, то есть в 1,24 раза, и меньше теоретически определенной суммарной прочности всех связок (4579,74 Н) на 210,79 Н. Основная нагрузка силы натяжения связок ( $C_{\max}$ ) в позе прыгуна распределяется на заднюю крестообразную связку (1356,72 Н) и внутреннюю боковую связку (2088,52 Н), что составляет 68% от суммарной нагрузки. Причем, более вероятно повреждение задней крестообразной связки от силы сдвига по оси У (1039,2 Н > 988,5 Н в 1,05 раза), что возможно при падении назад. Повреждение внутренней боковой связки более вероятно от силы растяжения по оси Z (1962,58 Н > 832,7 Н в 2,3 раза), что происходит при падении вбок (вправо, или влево). Следовательно, нагрузки растяжения и сдвига капсульно – связочного аппарата КС в позе прыгуна, могут вызвать повреждение задней крестообразной и внутренней боковой связок.

## 9. Биомеханика внутрисуставных переломов мыщелков бедра и большеберцовой кости

### 9.1. Математическая модель внутрисуставного перелома в области КС

Рассмотрим наиболее вероятные формы нарушения равновесия КС с позиции теории упругости при действии повреждающей силы сжатия  $P$ .

При сжатии КС силой  $P < P_{кр}$ , когда  $\gamma = 0$  (биомеханическая ось конечности совпадает с анатомической), устойчиво невозмущенное состояние равновесия коленного сустава.

При  $P = P_{кр}$ , согласно теории упругости, происходит разветвление форм равновесия (бифуркация), а при  $P > P_{кр}$  устойчивыми будут отклоненные формы.

При сжатии КС повреждающей силой  $P$  для анализа устойчивости равновесия можно применить две концепции из теории упругих систем.

1-я концепция: при монотонном росте нагрузки  $P$  достигается значение  $P_{кр}$  и происходит «перескок» в виде резкого перехода в новую (несмежную) форму равновесия (рис.72). В этом случае при сжатии КС (осевом или боковом) с силой  $P$ , не превышающей по величине  $P_{кр}$  ( $P = P_{кр}$ ) происходит нарушение устойчивости с образованием повреждений костной ткани – внутрисуставных переломов, но равновесие системы возможно так как дальнейшего роста повреждающей силы нет. Эта концепция объясняет механизм возникновения внутрисуставных переломов мыщелков бедра и большеберцовой кости без смещения отломков.

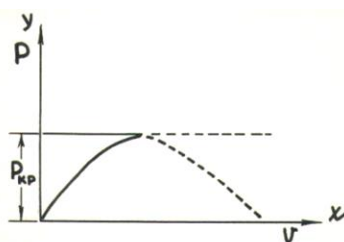


Рис. 72. Нарушение равновесия при сжатии КС с силой, не превышающей критическую ( $P = P_{кр}$ ).

2-я концепция: можно представить КС в виде биомеханической системы, для которой невозмущенная форма является единственной формой равновесия (рис.73). То есть, КС устойчив лишь до определенного уровня нагрузки  $P = P_{кр}$ , поэтому при  $P > P_{кр}$  происходит неизбежный уход КС, как биомеханической системы, от «покоя» к «движению». Следовательно, в данном случае устойчивость КС проконтролировать методами статики невозможно, а необходимо применение динамического исследования, так как после достижения  $P_{кр}$  происходит неограниченный рост перемещения разрушающей нагрузки. Следовательно, при этой концепции всякое внешнее воздействие, превышающее по величине критическое, неизбежно приводит к полной потере равновесия сил КС с возникновением внутрисуставного перелома со смещением отломков.

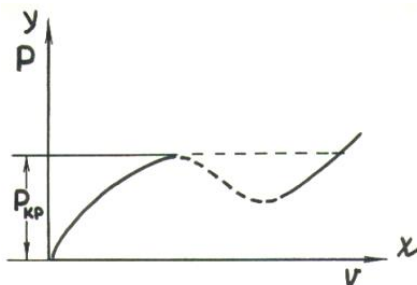


Рис. 73. Нарушение равновесия при сжатии КС с силой больше критической  $(P > P_{кр})$ .

По-видимому, вполне реальны оба механизма потери равновесия КС, но окончательно решить, по какому направлению проходила нагрузка системы, возможно только после анализа распределения напряженного состояния в костных элементах сустава при крайних положениях равновесия ( $P = P_{кр}$  и  $P > P_{кр}$ ).

Для изучения устойчивости форм равновесия КС, как биомеханической системы при возникновении внутрисуставных переломов мыщелков бедра и большеберцовой кости, нами создана математическая статическая модель в виде стойки (рис.74).

При построении модели КС ввели следующие упрощения: условно считали, что бедро – абсолютно твердое тело, опирающееся на две деформируемые опорные зоны – мыщелки бедра и большеберцовой кости, материал которых неограниченно следует закону Гука.



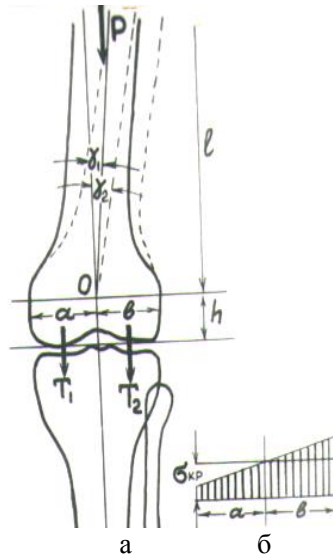


Рис. 74. Математическая статическая модель КС: а – распределение силы нагрузки  $P$  на силы сжатия мышечков  $T_1$  и  $T_2$ ; б – эпюра нормальных напряжений в поперечном сечении мышечков бедра и большеберцовой кости при продольном изгибе.

Представим, что бедро нагружено начальной сжимающей силой  $P$  и возможна погибь ( $\gamma_1$  – начальная,  $\gamma_2$  – конечная). Где:  $l$  – длина бедра;  $h$  – высота мышечков бедра и большеберцовой кости, в сечении которой определяется напряженное состояние;  $(a + b)$  – ширина поперечного сечения мышечков;  $T_1$  и  $T_2$  – сжимающие усилия в мышечках.

При отсутствии начальной погиби ( $\gamma_1 = 0$ ) сила  $P$  направлена по оси бедра и равномерно распределена на оба мышечка:

$$a/T_2 = b/T_1 = (a + b) / P; a = b; T_1 = T_2 = \frac{1}{2} P$$

Надмышечковую область бедра и подмышечковую область большеберцовой кости в поперечном сечении можно представить в виде цилиндрической оболочки с радиусом  $r$  и толщиной кортикального слоя  $\xi$ . Если взять наружный радиус равным  $0,022$  м, а внутренний –  $0,02$  м, то площадь поперечного сечения будет равна:  $S = S_1 - S_2 = 2,64 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$ .

Поперечное сечение мышечков можно представить в виде эллипса с большой ( $m$ ) и малой ( $n$ ) полуосями. При  $m = 0,028$  м,  $n = 0,024$  м, площадь поперечного сечения равна:

$$S = \pi a b = 21,1 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2.$$

Возникновение внутрисуставного перелома мыщелков бедра и большеберцовой кости происходит при действии трех видов нагрузки (Р):

- 1) при падении с односторонней опорой;
- 2) при падении с высоты роста человека;
- 3) при падении с высоты больше роста человека (до 10 метров).

При массе тела 70 кг, нагрузка КС при падении с односторонней опорой без массы опорной конечности составит 490 Н (В.А. Петров, Ю.А. Гагин, 1974).

Для расчета динамических сил, возникающих в КС при падении с высоты, мы применили теорию удара, принятую в теоретической механике (С.М.Тарг, 1963). Согласно теории удара, средняя величина ударной реакции равна ударному импульсу за время соударения:

$$T_{\text{ср. уд.}} = I_{\text{уд.}} / \tau \quad (1)$$

Где:  $I_{\text{уд.}}$  – ударный импульс;  $\tau$  – время соударения.

Ударный импульс ( $I_{\text{уд.}}$ ) вычисляется по формуле:

$$I_{\text{уд.}} = P/g \cdot V \cdot (1 + K) \quad (2)$$

Где:  $g$  – ускорение свободного падения, равное  $9,8 \text{ м/сек}^2$ ;  $V$  – скорость падения, равная:

$V = \sqrt{2gH}$ ,  $H$  – высота падения;  $K$  – коэффициент восстановления, определяемый характером соударения. Если считать, что вся энергия удара тратится только на повреждение, то  $K = 0$ .

Согласно формулам (1) и (2), имеем следующее конечное уравнение для вычисления величины ударной реакции:

$$T_{\text{ср. уд.}} = (P \cdot \sqrt{2gH}) / \tau \cdot g \quad (3)$$

Если считать массу тела  $m = 70 \text{ кг}$ , время соударения  $\tau = 0,01 \text{ сек}$ , то по формуле (3) при падении с высоты роста человека  $h = 1,7 \text{ м}$ , ударная реакция составит  $T = 40000 \text{ Н}$ , а при падении с высоты 10 метров  $T = 98000 \text{ Н}$ .

Используя полученные данные, определяем напряженное состояние КС в крайних точках надмышцелковой области и в среднем сечении мыщелков без первичной гибели, угол  $\gamma = 0$  (таблица 71).

Как следует из таблицы 71, при совпадении биомеханической оси бедра с анатомической ( $\gamma = 0$ ), напряженное состояние КС в поперечном сечении края надмышцелковой области приблизительно в 8 раз выше, чем в середине мыщелков, а при падении уже с высоты роста человека напряжение возрастает почти в 80 раз.

## Напряженное состояние КС при продольном сжатии

Область поперечного сечения мышечков бедра и большеберцовой кости	Напряженное состояние коленного сустава ( $\delta = \text{МПа}$ )		
	Падение при односторонней опоре $T = 490 \text{ Н}$	Падение с высоты роста $T = 40000 \text{ Н}$	Падение с высоты 10 м $T = 98000 \text{ Н}$
Край мышечков	1,85	151	371
Середина мышечков	0,232	19	46,4

Рассмотрим на предложенной статической модели в виде стойки асимметричное нагружение КС, то есть когда имеются начальная и конечная погибь (отклонение оси бедра от вертикали на углы  $\gamma_1$  и  $\gamma_2$ ).

Вследствие асимметрии системы и вальгусного отклонения бедра, напряжения в наружных мышечках с самого начала берут несколько выше, чем во внутренних мышечках ( $T_2 > T_1$ ). Из-за разного уровня напряжений ползучесть губчатой кости мышечков будет меняться по-разному:

$$T_1 + T_2 = P; T_2 > T_1, -T_1 a + T_2 b = P \ell \gamma; a = b.$$

$$T_1 = P/2 \cdot [1 - 2\gamma \cdot \ell / (a + b)] \quad (4)$$

$$T_2 = P/2 \cdot [1 + 2\gamma \cdot \ell / (a + b)] \quad (5)$$

где: знак (–) означает растяжение, а знак (+) – сжатие костных структур.

Согласно выражениям (4) и (5) напряжения и деформации наружного мышечка будут расти быстрее, чем внутреннего мышечка. Вследствие этого асимметрия системы будет углубляться и скорость деформации обоих мышечков будет возрастать. Одновременно с этим будет происходить с возрастающей скоростью отклонение оси от вертикали на угол  $\gamma$ . В этом и состоит явление потери устойчивости КС, как биомеханической системы, при действии асимметричной нагрузки сжатия ( $T_2 > T_1$ ) и возникновении эксцентриситета распределения сил и напряжений.

Известно, что по закону Гука дополнительные усилия в мышечках при асимметрии системы равны:

$$\Delta T_1 = -Es/h \cdot [\gamma (a + b)/2] - \text{растяжение}$$

$$\Delta T_2 = Es/h \cdot [\gamma (a + b)/2] + \text{сжатие.}$$

Так как сумма моментов сил относительно нейтральной точки опоры должна равняться моменту внешней силы  $P \ell \gamma$ , приходим к следующему равенству:

$$P_{кр} = E S (a + b)^2 / 2h\ell \quad (6)$$