

твует множество схем оценки, которые постоянно совершенствуются, и все же они далеки от идеала. Задача авторов была шире обозначенной в названии статьи: оценить не только активные стабилизаторы, а анатомо-функциональное состояние всего биомеханического модуля сустава. Иначе при чем здесь мышечный объем, степень боли или стадия синовита?

Хочу сказать о принципе оценки. Получение интегрального показателя, или среднего балла, само по себе дает ограниченную характеристику, поскольку средний балл четко не соотносится с нормой. Усреднение балла несколько камуфлирует полную характеристику коленного сустава и снова заставляет исследователя все сводить к трем градациям: хорошо, удовлетворительно, плохо, или компенсированная, субкомпенсированная и декомпенсированная функция.

Авторы взяли за основу оценки 18 критериев. Значит, у здорового человека сумма баллов должна быть 90, а усредненная оценка — 5. Но предположим, что усилия врача оказались скромными; тогда при усреднении балла оценка выразится сотыми долями, которые обычно отбрасываются. Этим снижается оценочная значимость схемы.

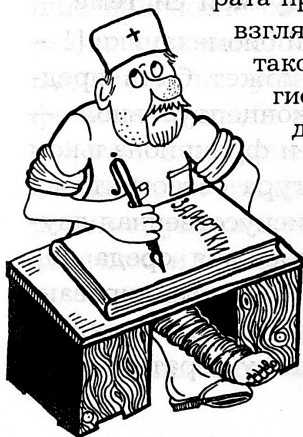
Мои предложения:

- 1) расширить схему до 20 признаков;
- 2) признать за 100 баллов оценку сустава у здорового человека — они легко переводятся в проценты;
- 3) оценку исхода или эффективности проводить по разнице баллов до и после лечения;
- 4) схему оценки назвать «анатомо-функциональная оценка коленного сустава»;
- 5) не вычислять средний балл, а ориентироваться на суммарный балл и разницу баллов до и после лечения;
- 6) более четко охарактеризовать каждую балльную оценку.

Заслуживает особого внимания вторая часть статьи, посвященная использованию аппарата системы «Biodex» для объективизации функциональной возможности мышц и оценки адекватности реабилитационных мероприятий с целью коррекции программы лечения. В предлагаемую схему оценки авторы не включили оценочные возможности аппарата при исследовании мышц. На мой

взгляд, это правильно, поскольку такой аппаратурой владеют немногие, а схема оценки предлагается для всеобщего пользования. Однако возможности аппаратуры в объективизации функционального состояния мышц уникальны, и читатель должен знать об этом.

Доктор мед. наук В.В. Троценко



© Коллектив авторов, 1997

М.Г. Лейкин, А.И. Блискунов,
С.А. Джумабеков

БИОМЕХАНИКА СИСТЕМЫ «БЕДРЕННАЯ КОСТЬ — ДИСТРАКТОР БЛИСКУНОВА» ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ВИДАХ ОСТЕОТОМИИ

Крымский медицинский институт, Симферопольский государственный университет

Представлены механико-математические модели силовых взаимодействий в системе «бедренная кость — дистрактор Блискунова», дано биомеханическое обоснование пяти видов остеотомии (поперечная, косая, косопоперечная, Z-образная, Z-образная косая) до уровня количественных расчетов их прочностных параметров. Проведенные исследования касаются не только общеизвестных видов остеотомии, но и разработанных авторами. Основная группа остеотомий выполнялась специальным аппаратом со стороны костномозгового канала. Многолетний клинический опыт — удлинение 213 бедер у 187 больных — подтверждает проведенные расчеты. Предпочтение отдается косой Z-образной остеотомии.

Терминологические уточнения

На всех этапах разработки программы удлинения бедра полностью имплантируемые аппаратами нами применялись все пять (рис. 1) видов остеотомии. Они существенно различаются конфигурацией, формой костных фрагментов, геометрическими характеристиками — длиной, площадью, ориентацией, статическими моментами, сопротивлением, инерцией. Перечисленные параметры во многом определяют конструктивную прочность последующего остеосинтеза телескопическими интрамедуллярными аппаратами при простом состоянии биомеханической системы (компрессия и дистракция) и при сложных напряженных состояниях (ротация, изгиб и их сочетание) [1—3, 9].

Для однозначного восприятия параметров, количественно характеризующих виды остеотомии, нами были предложены [2] некоторые терминологические определения:

поперечная остеотомия (рис. 1, 1) — оперативное рассечение бедренной кости в плоскости, перпендикулярной ее длинной анатомической оси;

косая остеотомия (рис. 1, 2) — оперативное рассечение бедренной кости в плоскости, наклонной к ее длинной анатомической оси;

косопоперечная остеотомия (рис. 1, 3) — оперативное рассечение бедренной кости по

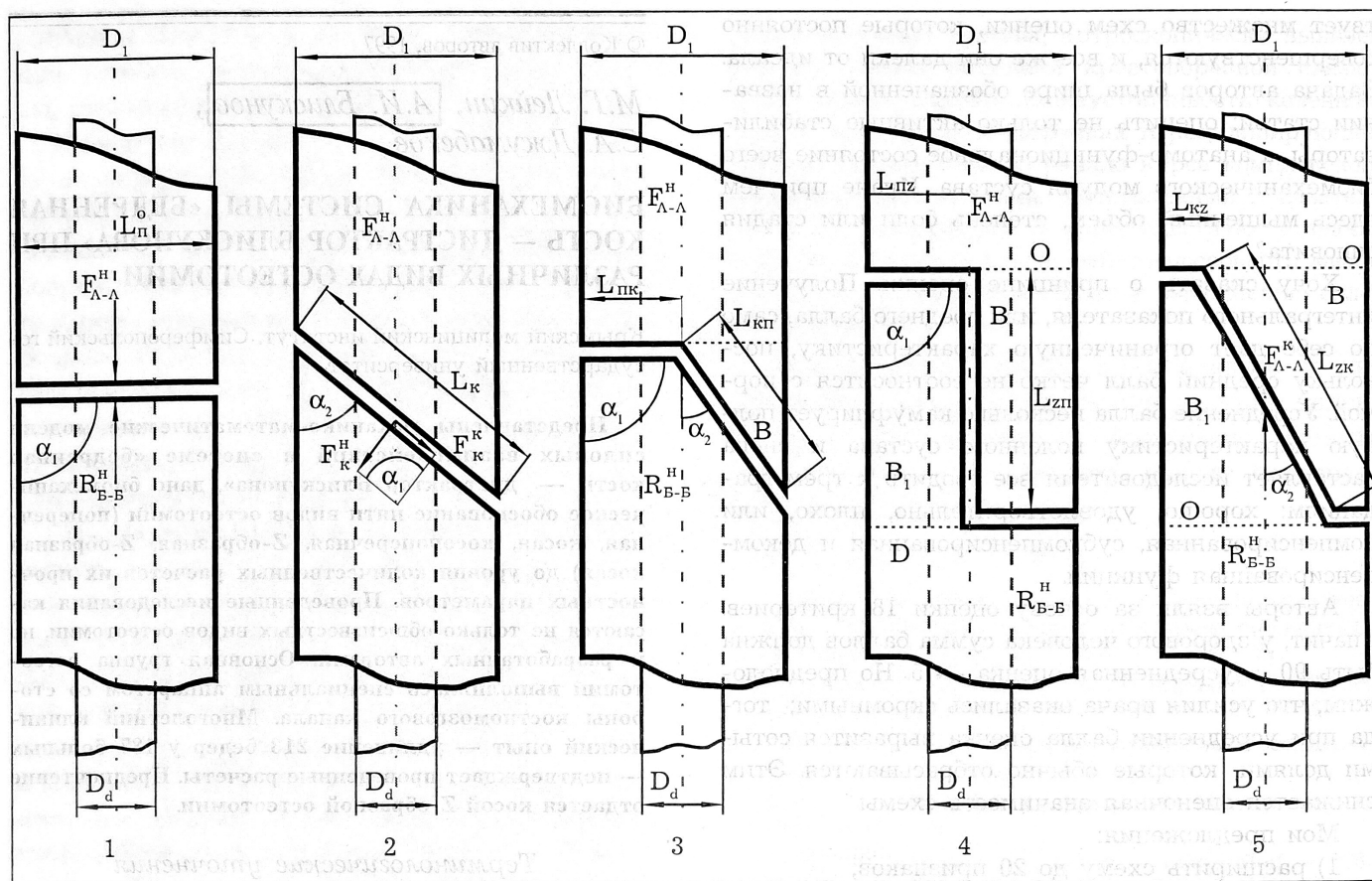


Рис. 1. Расчетные модели исследуемых видов остеотомии: 1 — поперечная, 2 — косая, 3 — косопоперечная, 4 — Z-образная, 5 — Z-образная косая.

фигурным фрагментарно-ориентированным к анатомической оси участкам в нормальной (по диаметральной плоскости) и наклонной (за диаметральной плоскостью) плоскостях;

Z-образная остеотомия (рис. 1, 4) — оперативное рассечение бедренной кости по фигурным фрагментарно-ориентированным к анатомической оси участкам в двух нормальных (разнесенных по диафизу на L_{zp}) и диаметральной (по образующим) плоскостях;

Z-образная косая остеотомия (рис. 1, 5) — оперативное рассечение бедренной кости по фигурным фрагментарно-ориентированным к анатомической оси участкам до значения длины стрелки сегмента L_{kz} в двух нормальных к анатомической оси (разнесенных по диафизу на $L_{zk} \cos \alpha_2$) и наклонной (симметрично-секущей) плоскостях.

Все виды остеотомии характеризуются следующими параметрами:

длина остеотомии — суммарная длина рассечения бедренной кости в процессе остеотомии (длина пути фрезерования — длина пропила);

площадь остеотомии — суммарная площадь рассечения бедренной кости в процессе

остеотомии (площадь пути фрезерования — площадь пропила);

основание остеотомии — часть поперечного сечения бедренной кости (моделируется частью кругового кольца) за пределами ее рассечения в поперечном фрагменте (рис. 2);

ножка остеотомии — конечный фрагмент костного отломка над основанием остеотомии (на рис. 1 обозначен буквой B);

прочность остеотомии — значение нагрузки, при которой начинается деформация контактирующих поверхностей фрагментов бедренной кости.

Механико-математическая модель взаимодействий в исследуемой системе

С позиции эргономической биомеханики [1—3] дистрактор Блискунова может быть представлен в двух аспектах: концептуальном — как «искусственная среда» и функциональном — как фиксирующая арматура остеосинтеза.

В первом аспекте это — искусственная двуединая «управляемо-управляющая среда» [9]: ее конструкцией и функцией детерминировано управляют при создании и эксплуатации, чтобы обеспечить (по принципу обратной свя-

зи и общебиологическому принципу адаптации) направленное управление этой средой (т.е. дистрактором) параметрами образования и функционирования регенерата, его физиологически оптимальным удлинением, формированием и созревaniem, с целью перевода параметров бедра на уровень запланированных характеристик в процессе регламентируемого на метрологически достоверном уровне биомеханического взаимодействия в системе «бедренная кость — дистрактор».

В другом аспекте дистрактор Блискунова (а.с. 1029958) — это устройство для реализации на принципиально новом уровне известного способа удержания отломков при помощи стального или титанового стержня, вводимого в костномозговой канал. Такие стержни диаметром от 8 до 18 мм прочны, достаточно жестки и считаются надежным средством лечения, избавляющим больного от громоздкой гипсовой повязки, правда, без возможности реализации опорной функции конечности. При этом переоценка несущей способности стержня чревата тяжелыми последствиями, а объективная оценка ее затруднена тем, что механизм и характер взаимодействий стержня и кости достоверно не раскрыт.

Комплексная кондукторная технология А.И. Блискунова (а.с. 1009445) позволила при различных видах остеотомии получить биомеханически оптимальный контакт между аппаратом и костью независимо от характера ее пересечения. Такой контакт должен быть гарантированно обеспечен не только в ближайшие дни после операции — во время образования первичного регенерата (когда, хотя и щадящие, но уже дозированно реализуется физиологическая опорная функция конечности), но и в течение длительного периода удлинения бедра дистрактором в запланированном режиме, управляемом мышечной активностью конечности больного. Конструктивные параметры остеосинтеза для обеспечения этих высоких требований могут быть биомеханически обоснованы целевыми исследованиями напря-

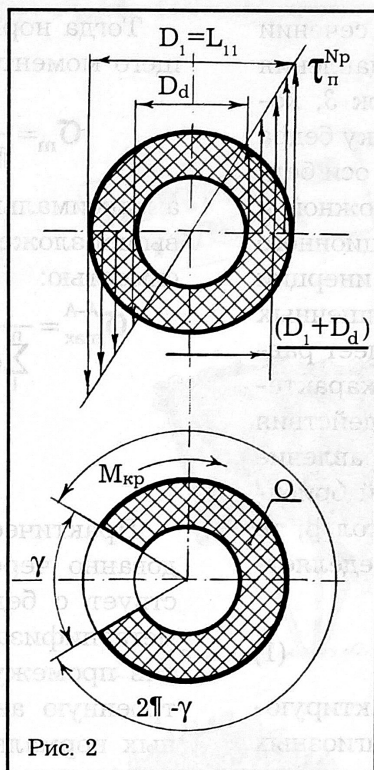


Рис. 2

Рис. 2. Площадь поперечной остеотомии (вверху) и основание остеотомии (внизу).

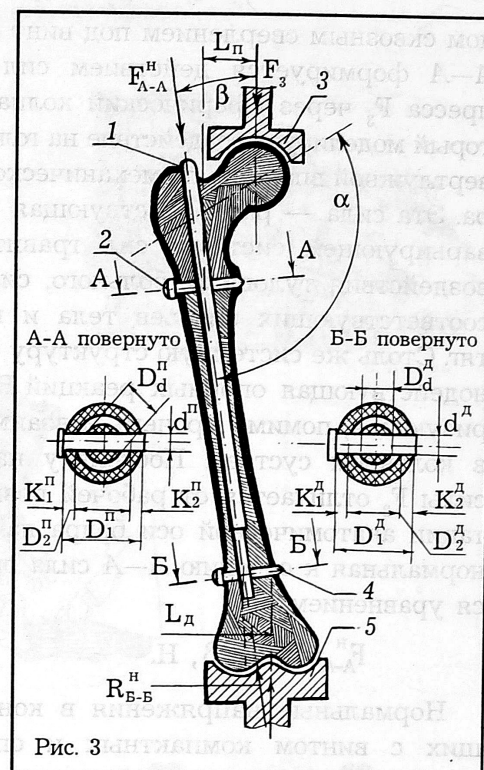


Рис. 3

Рис. 3. Расчетная модель системы «бедренная кость—дистрактор Блискунова».

женного состояния биомеханической системы «бедренная кость — дистрактор», для чего необходимо построение биомеханически гомоморфной механико-математической модели этой системы.

Pauwels [11] первым построил приближенную картину нагружения тазобедренного сустава. Возможность моделирования его на новом уровне дает методика М.Г. Лейкина [9], позитивно реализованная, по данным Г.А. Илизарова [7], и в практике биомеханического обеспечения ряда новых способов остеосинтеза.

В условиях исследуемой задачи в зоне действия дистрактора (рис. 3), введенного в костномозговой канал бедренной кости через просверленное в большом вертеле отверстие, его непосредственного контакта с костью в проксимальной части бедра нет, за исключением входного отверстия 1. Опосредованно дистрактор взаимодействует с бедренной костью в ее метаэпифизарном отделе, в зоне нормально ориентированного к анатомической оси бедра плоского сечения А—А (через полностью соединенный с дистрактором и костью винт 2, контактирующий с компактным слоем на длинах $\sum K$ и со спонгиозным на длине $D_2^п - D_1^п$). Напряженное состояние в опасном (ослаблен-

ном сквозным сверлением под винт 2) сечении А—А формируется действием сил давления прессы F_3 через сферический колпачок 3, который моделирует воздействие на головку бедра вертлужной впадины по механической оси бедра. Эта сила — равнодействующая сложной и варьирующей системы сил гравитационного воздействия туловища больного, сил инерции соответствующих звеньев тела и мышечных тяг. Столь же системную структуру имеет равнодействующая опорных реакций R , характеризующая, помимо прочего, и взаимодействия в коленном суставе. Поскольку направление силы F_3 отличается от рабочей позной ориентации анатомической оси бедра на угол β , то нормальная к сечению А—А сила определяется уравнением:

$$F_{A-A}^n = F_3 \cos \beta, \text{ Н.} \quad (1)$$

Нормальные напряжения в контактирующих с винтом компактных и спонгиозных слоях, размеры которых определяются суммой условных площадей смятия, равных проекциям на диаметральной плоскости винта 2 поверхностей контакта винта с кортикальным и спонгиозным слоями, описываются уравнением:

$$\sigma_3 = \frac{F_3 \cos \beta}{\sum_1^n d^n K^n + d^n (D_2^n - D_d^n)}, \text{ МПа,} \quad (2)$$

где $\sum K^n = K_1^n + K_2^n$ в случае одноболтового исполнения и фиксации дистрактора в проксимальном отделе бедра (при фиксации дистрактора одним болтом $n=2$). Естественно, что при двухвинтовом исполнении и креплении фиксатора величина n удвоится и т.д.

В опасном сечении действует и изгибающий момент $M_{A-A}^n = F_3 L_n$ (где L_n — расстояние между центром этого сечения и линией действия равнодействующей нагрузки на головку бедренной кости), который формирует свою составляющую долю в конечном, искомом значении максимальных нормальных напряжений (в соответствии с общемеханическим принципом независимости действия сил [9]), т.е.: $\sigma_{\max}^{A-A} = \sigma_3 + \sigma_m$, где $\sigma_m = F_3 L_n / W_{A-A}$.

В рамках принятых допущений момент сопротивления W_{A-A} опасного сечения А—А возможно моделировать моментом σ_m сопротивления кругового кольца:

$$W_{A-A} = \frac{\pi [(D_1^n)^4 - (D_2^n)^4]}{32 D_1^n}, \text{ см}^3. \quad (3)$$

Тогда нормальные напряжения от изгибающего момента определяются уравнением:

$$\sigma_m = \frac{32 F_3 L_n D_1^n}{\pi [(D_1^n)^4 - (D_2^n)^4]}, \text{ МПа,} \quad (4)$$

а максимальные напряжения в соответствии с вышеизложенным опишутся следующей зависимостью:

$$\sigma_{\max}^{A-A} = \frac{F \cos \beta}{\sum_1^n d^n K^n + d^n (D_2^n - D_d^n)} + \frac{32 F_3 L_n D_1^n}{\pi [(D_1^n)^4 - (D_2^n)^4]}, \text{ МПа.} \quad (5)$$

Практически по аналогичной схеме опосредованно через винт 4 дистрактор взаимодействует с бедренной костью в ее дистальном метаэпифизарном отделе, что позволяет (опустив промежуточные выкладки) привести построенную аналитическую модель максимальных нормальных напряжений в сечении Б—Б в форме уравнения:

$$\sigma_{\max}^{B-B} = 10 \frac{R L_d D_1^n}{(D_1^n)^4 - (D_2^n)^4} + \frac{R \cos \beta}{\sum_1^n d^n K^n + d^n (D_2^n - D_d^n)}, \text{ МПа.} \quad (6)$$

Приведенные зависимости, построенные на представлениях и допущениях, реализованных в расчетной схеме (см. рис. 3), являются в комплексе с этой схемой механико-математической моделью силовых взаимодействий дистрактора с метаэпифизарными частями бедренной кости.

Модели прочностных расчетов (формулы 1—6) предназначены для определения безопасных величин нагрузок, испытываемых оперированной конечностью, в течение продолжительного периода удлинения бедра. Крупные длинные кости восстанавливают свою прочность и заживают за 3—6 мес, а при нарушении этого процесса заживление затягивается и на больший срок. В процессе удлинения бедра созревающую костную ткань необходимо оберегать от деформаций, превышающих определенный предел, который условно можно называть пределом пропорциональности, или $\epsilon_{\text{доп}}$. На начальных стадиях костная мозоль (являясь мягким биоконкомпозитом) характеризуется пределом пропорциональности $\epsilon_{\text{доп}} \approx 10\%$ (это значит, что на 1 мм регенерата допустима

деформация 0,1 мм). По мере срастания кости модуль упругости повышается, а допустимые относительные перемещения снижаются до $\varepsilon_{\text{доп}} \approx 1,5—1,8\%$. Очевидно, что деформативность кости на стадии дистракции и заживления должна учитываться при оценке конфигурации остеотомии.

Механико-математические модели геометрических и прочностных параметров остеотомии

Интрамедуллярная остеотомия по А.И. Блискунову осуществляется пальчиковой фрезой за пределами цилиндрического сверления под имплантируемый дистрактор. Это определяет параметры остеотомии, моделируемые приводимыми ниже построениями. При этом следует учитывать, что $L_{\text{п}}$, $L_{\text{к}}$, $L_{\text{зк}}$ (см. рис. 1) представляют собой не длины, а проекции длин остеотомий и их фрагментов на диаметрально плоскость бедренной кости.

Длина и площадь исследуемых видов остеотомии описываются уравнениями:

поперечная остеотомия

$$L_{\text{по}} = 2^{-1} \lceil (D_1 - D_d), \text{ мм}, \quad (7)$$

$$S_{\text{по}} = L_{\text{по}} K_{\text{ср}} = 4^{-1} \lceil (D_1^2 - D_d^2), \text{ мм}^2, \quad (8)$$

где $K_{\text{ср}} = 0,5(D_1 - D_d)$, мм — усредненная толщина распиливаемого слоя кости;

косая остеотомия

$$L_{\text{ко}} = \lceil \frac{D_1 + D_d}{2 \sin \alpha_2}, \text{ мм}, \quad (9)$$

$$S_{\text{ко}} = L_{\text{ко}} K_{\text{ср}} = 0,25 \lceil \frac{D_1^2 - D_d^2}{\sin \alpha_2}, \text{ мм}^2; \quad (10)$$

косоперечная остеотомия

$$L_{\text{кп}} = \frac{\lceil}{4} [(D_1 - D_d) + \frac{D_1 + D_d}{\sin \alpha_2}], \text{ мм}, \quad (11)$$

$$S_{\text{кп}} = \frac{\lceil}{8} [(D_1^2 - 2D_1 D_d + D_d^2) + \frac{D_1^2 - D_d^2}{\sin \alpha_2}], \text{ мм}^2; \quad (12)$$

Z-образная остеотомия

$$L_z = 0,5 (D_1 + D_d) + 2L_{\text{зп}}, \text{ мм}, \quad (13)$$

$$S_z = 0,25 (D_1^2 - D_d^2) + L_{\text{зп}} (D_1 - D_d), \text{ мм}^2; \quad (14)$$

Z-образная косая остеотомия

$$L_z^{\text{к}} = 2f(L_{\text{зк}} \frac{D_1 + D_d}{4}) + \frac{\lceil (D_1 + D_d)}{2 \sin \alpha_2} - 2L_{\text{зк}}, \text{ мм}, \quad (15)$$

$$S_z^{\text{к}} = f(L_{\text{зк}} \frac{D_1 + D_d}{4}) (D_1 - D_d) + \frac{\lceil (D_1^2 - 2D_1 D_d + D_d^2)}{4 \sin \alpha_2} - L_{\text{зк}} (D_1 + D_d), \text{ мм}^2. \quad (16)$$

Построенные уравнения 7—16 в комплексе с соответствующими им расчетными схемами являются уточненной моделью расчета количественной оценки необходимых параметров интрамедуллярной остеотомии.

Сжатие синтезируемых дистрактором фрагментов бедренной кости обусловлено опосредованным действием сил F_3 и R , (см. рис. 3) через их составляющие (имеющие одну линию действия, равные модули и противоположное направление), определяемые зависимостями: $F_{\text{А-А}}^{\text{н}} = F_3 \cos \beta$, Н и $R_{\text{Б-Б}}^{\text{н}} = R \cos \beta$, Н.

В норме эти усилия через винты 2 и 4 (см. рис. 3) уравниваются сопротивлением дистрактора и не оказывают воздействия на зону остеотомии. Однако в случае образования зазоров в соединениях «винт—кость» либо при смятии винтом (или винтами) контактирующих с ними костных поверхностей (ориентированных к диафизарной части) силовое воздействие начнет восприниматься остеотомией, видом (а значит, и параметрами) которой определится сопротивление воздействию, т.е. прочность остеотомии.

При поперечной остеотомии нормальные напряжения описываются уравнением:

$$\sigma_{\text{п}} = \frac{4F_3 \cos \beta}{\lceil (D_1^2 - D_d^2)}, \text{ МПа}. \quad (17)$$

При косой остеотомии действие касательной составляющей $F_{\text{к}}^{\text{к}}$ действующей силы $F_{\text{А-А}}^{\text{н}}$ уравнивается сопротивлением имплантированного в отломки бедренной кости дистрактора, а нормальная составляющая $F_{\text{к}}^{\text{н}}$ обуславливает значение напряжений:

$$\sigma_{\text{к}} = \frac{4F_3 \sin^2 \alpha_2 \cos \beta}{\lceil (D_1^2 - D_d^2)}, \text{ МПа}. \quad (18)$$

При косоперечной остеотомии напряжения на поперечном $\sigma_{\text{кп}}^{\text{п}}$ и наклонном $\sigma_{\text{кп}}^{\text{к}}$ фрагментах будут различны ($\sigma_{\text{кп}}^{\text{п}} \neq \sigma_{\text{кп}}^{\text{к}}$) и адекватны напряжениям при поперечной (формула 17) и косой (формула 18) остеотомиях, т.е.:

$$\sigma_{\text{кп}}^{\text{п}} = \sigma_{\text{п}} \text{ и } \sigma_{\text{кп}}^{\text{к}} = \sigma_{\text{к}}. \quad (19)$$

Напряжения при Z-образной остеотомии σ_z адекватны напряжениям при поперечной:

$$\sigma_z = \sigma_{\pi} \quad (20)$$

Напряжения при Z-образной косой остеотомии описываются уравнениями:

$$\sigma_{zk}^{\pi} = 1,24 \frac{F \cos \beta}{D_1^2 - D_d^2}, \text{ МПа} \quad \text{и} \quad (21)$$

$$\sigma_{zk}^{\kappa} = \frac{1,24 F_3 \cos \beta \sin^2 \alpha_2}{D_1^2 - D_d^2}, \text{ МПа.}$$

Изгибающие моменты M_{A-A}^{π} и M_{B-B}^{π} вызывают напряжения в опасных сечениях А-А и Б-Б бедренной кости, описываемые уравнениями 4—6 (учитываемые в расчете максимальных напряжений по принципу независимости действия сил). Сопротивление остеотомии изгибу возможно лишь в случае потери устойчивости самого дистрактора. Однако, как показали целевые исследования, дистракторы даже в положении выдвижения внутреннего корпуса выдерживают нагрузку до 5260 Н (526 кг), на порядок превышающую максимальную расчетную величину, что освобождает от необходимости в рамках настоящей работы конкретизировать сопротивление изгибу исследуемых видов остеотомии.

Кручение при поперечной остеотомии будет вызывать лишь касательные напряжения, описываемые уравнением:

$$\tau_{\pi}^{\kappa} = \frac{M_{\kappa}}{W_{\pi}} = \frac{32 M_{\kappa}}{\pi (D_1^3 - D_d^3)}, \text{ МПа.} \quad (22)$$

При косой остеотомии сопротивление кручению вызывает нормальные напряжения в зоне контакта отломков, описываемые уравнением:

$$\sigma_{\kappa}^{\kappa} = \frac{M_{\kappa} \sin \alpha_2}{2 \pi (D_1^3 + D_1^2 D_d - D_d^2 D_1 - D_d^3)}, \text{ МПа.} \quad (23)$$

Естественно, что при косопоперечной и обоих видах Z-образной остеотомии определение напряжения при ротации должно проводиться дифференцированно по поперечным и наклонным фрагментам. Возникающие при этом касательные напряжения описываются уравнением:

$$\tau_{\kappa}^{\circ} = \frac{4 \pi M_{\kappa}}{S_{\text{по}} (2 \pi - \gamma) (D_1 + D_d)}, \text{ МПа.} \quad (24)$$

В местах сопряжений фрагментов остеотомии возникающие концентрации напряжений можно свести к минимуму при выполнении сопряжений не в форме угла, а радиальной конфигурации.

Т а б л и ц а 1

Экспериментальные показатели прочности остеосинтеза при разных видах остеотомии

Вид остеотомии	Показатель	Число опытов (n)	t при n-1	Статистические характеристики разрушающих силовых воздействий					
				лимиты		размах max-min	коэффициент вариации (λ), %	M±m	M-mt÷M+mt
				min	max				
Поперечная	F_z	5	2,78	4505	5510	1005	23	5100±150	4744÷5455
	Мизг	5	2,78	90	150	60	28	137±7	120÷155
	Мкр	5	2,78	93	145	53	31	130±10	102÷158
Косая	F_z	7	2,45	4200	5430	1230	24	4940±135	4610÷5270
	Мизг	6	2,57	110	160	50	27	133±5	119÷148
	Мкр	5	2,78	118	158	40	19	140±7	120÷160
Косопоперечная	F_z	6	2,57	4150	4510	360	26	4300±145	3921÷4672
	Мизг	6	2,57	100	140	30	30	116±3	106÷125
	Мкр	6	2,57	98	149	41	23	120±6	105÷135
Z-образная	F_z	8	2,37	3500	4300	800	32	4050±115	3768÷4322
	Мизг	5	2,78	92	130	38	35	109±3	101÷117
	Мкр	5	2,78	110	155	45	36	135±6	118÷153
Z-образная косая	F_z	5	2,78	3300	4210	910	37	3950±90	3700÷4198
	Мизг	6	2,57	97	120	23	22	106±4	965÷116
	Мкр	8	2,37	111	143	32	30	125±5	113÷137

Обозначения: F_z — сила (в Н), Мизг — изгибающий момент (в Н·м), Мкр — крутящий момент (в Н·м).

Примечание. Во всех случаях достоверность различия $p < 0,05$.

Экспериментальные исследования и результаты моделирования

Материалом исследования являлись бедренные кости, взятые от трупов (1—2-дневной давности) людей пожилого возраста. Стендовые исследования проводились в два этапа: 1) значение нагрузки, характеризующей прочность остеосинтеза «дистрактор—бедренная кость», определялось в момент начала деформации поверхностей контакта винта 2 с костью, т.е. при образовании зазоров в системе «винт—кость»; 2) значение нагрузки, характеризующей прочность остеотомии, определялось в момент начала деформации контактирующих поверхностей фрагментов бедренной кости.

Полученные количественные данные (табл. 1) корреспондируют с результатами выполненных ранее исследований [4—8, 10] и свидетельствуют о том, что остеосинтез дистрактором Блискунова после остеотомии обеспечивает прочность фиксации костных фрагментов, соизмеримую с прочностью нативных препаратов бедренной кости.

Определены значения напряжений, развивающихся к моменту начала деформации контактирующих с металлом поверхностей кости, — $\sigma_3 = 33,3$ МПа, $\sigma_m = 21,7$ МПа и их суммарное в соответствии с принципом независимости действия сил значение $\sigma_{\max} = 53,4$ МПа от сжатия и изгиба, а также от ротационных нагрузок $\sigma_p = 58$ МПа.

Реализация моделей расчета параметров и прочности остеотомий (формулы 7—24) выполнялась на основе данных (табл. 2) второго этапа экспериментальных исследований (препараты изготавливались и использовались со значением угла $\alpha_2 = 30^\circ$).

Результаты экспериментов свидетельствуют о максимальных прочностных параметрах конструкции Z-образной косой остеотомии в модельных условиях нагружения. Показатель прочности (разрушающее напряжение) Z-образной косой остеотомии (6800 Н) превышает аналогичный показатель поперечной остеотомии (5200 Н) в 1,3 раза, а косой, косопоперечной и Z-образной остеотомий — соответственно в 1,19, 1,27 и 1,66 раза.

Кажущееся на первый взгляд аномально низким значение прочности Z-образной остеотомии (4090 Н) легко обосновывается элементарным анализом конфигурации ее площади: очевидно, что при осевом нагружении препара-

Т а б л и ц а 2
Параметры различных видов остеотомии

Вид остеотомии	L, мм	S, мм ²	Показатели силовых взаимодействий		
			F ₃ , Н	σ_3 , МПа	Мкр, Н·м
Поперечная	84	853	5200±600	59	—
Косая	146	1465	5700±690	58	110
Косопоперечная	116	1175	5350±580	46	80
Z-образная	213	2180	4090±430	47	120
Z-образная косая	203	2100	6800±710	322	130

П р и м е ч а н и е. Во всех случаях число опытов $n=5$; t при $n-1=2,78$; достоверность различия $p<0,05$.

рата (в условиях отсутствия костной мозоли) усилия воспринимаются только поперечными фрагментами остеотомии. Суммарная площадь этих фрагментов равна площади поперечной остеотомии, однако их сопротивление нагрузке ниже вследствие влияния механических факторов концентрации напряжений и ослабления прочности на сопряжениях фрагментов остеотомии (оба участка $L_{\text{зп}}$ при осевой нагрузке не работают). Аналогично проявляются конкурирующие в формировании сопротивления нагрузкам соотношения параметров фрагментов и других видов остеотомии.

Заключение. Выполненные исследования и построенные механико-математические модели позволили на количественном уровне представить закономерности взаимодействий в системе «бедренная кость — дистрактор Блискунова». Показано, что из пяти видов остеотомии предпочтительна косая Z-образная. Тринадцатилетний клинический опыт — удлинение 213 бедер у 187 больных с неравенством длины нижних конечностей различного генеза и низкорослостью — полностью подтверждает проведенные биомеханические расчеты разработанных нами остеотомий.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Арушев А.С., Зацюрский В.М. Эргономическая биомеханика. — М., 1989.
2. Блискунов А.И., Лейкин М.Г., Джумабеков С.А. //Первая республиканская научно-практическая конференция травматологов-ортопедов. — Судак, 1992. — С. 17.
3. Гончаренко В.А., Лейкин М.Г., Плоткин А.В. //Биомеханические исследования в травматологии и ортопедии. — М., 1988. — С. 122—123.
4. Горожанин В.А. Объемное увеличение конечностей с удлинением: Дис. ... канд. мед. наук. — Мурманск—Ленинград, 1977.

5. Дедова В.Д. Оперативное удлинение укороченных нижних конечностей у детей и подростков: Дис. ... д-ра мед. наук. — М., 1962.
6. Джумабеков С.А. Удлинение бедра аппаратами Блискунова с применением различных видов остеотомий: Дис. ... д-ра мед. наук. — М., 1995.
7. Илизаров Г.А. //Чрескостный остеосинтез в ортопедии и травматологии. — Курган, 1984. — Вып. 9. — С. 88—94.
8. Лейкин М.Г. //Актуальные вопросы травматологии и ортопедии. — Рига, 1988. — С. 73.
9. Лейкин М.Г. Эргономическая биомеханика спорта и медицины. — Киев—Симферополь, 1991.
10. Хавико Г.И., Мяртсон А.А. //Медицинское исследование — практике. — Тарту, 1984. — С. 109—110.
11. Pauwels P. Der dehenkelbruch einmechanisches problem. — Stuttgart, 1935.

BIOMECHANICS OF «FEMUR-BLISKUNOV'S DISTRACTOR» SYSTEM IN VARIOUS OSTEOTOMIES

M.G. Leikin, **A.I. Bliskunov**, S.A. Dzhumabekov

Biomechanical models of force interaction in «femur-Bliskunov's distractor» system, biomechanical basis of various osteotomies (transverse, oblique, oblique transverse, Z-shape, Z-shape oblique) quantitative evaluation of osteotomy firmness parameters are done. The majority of osteotomies was performed with special device on the side of bone canal. Thirteen years experience of lengthening of 213 femurs (187 patients) confirms the calculated parameters. The authors prefer the Z-shape oblique osteotomy.

© Коллектив авторов, 1997

Г.В. Гайко, В.Ю. Гошко, В.В. Григоровский, В.В. Филипчук

ЛЕЧЕНИЕ ЮНОШЕСКОГО ЭПИФИЗЕОЛИЗА ГОЛОВКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ, ОСЛОЖНЕННОГО ХОНДРОЛИЗОМ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Украинский институт травматологии и ортопедии, Киев

В основу работы положен опыт лечения 38 больных (39 суставов) с юношеским эпифизеоллизом головки бедренной кости, осложненным хондролизом тазобедренного сустава. В исследовании использованы клинический, рентгенологический методы, сравнительная остеосцинтиграфия с ^{99m}Tc (10 больных), морфологическое исследование биоптатов тканей (11 суставов). Сравнительная оценка результатов консервативного (24 больных) и оперативного (14) лечения подтвердила целесообразность применения раннего хирургического лечения. Мобилизирующе-декомпрессионные операции — как в виде самостоятельного вмешательства, так и в сочетании с корригирующей остеотомией — являются операциями выбора. Результат оперативного лечения (срок наблюдения от

1,5 до 6 лет) у 10 больных был хорошим, у 3 — удовлетворительным и у 1 — неудовлетворительным.

Впервые хондролиз тазобедренного сустава был описан в 1913 г. Elmslie как осложнение юношеского эпифизеолиза головки бедренной кости. Однако только в 1930 г. Waldenstrom описал патоморфологический субстрат процесса: при проведении артропластики он обнаружил полное отсутствие гиалинового хряща головки и вертлужной впадины.

Теории возникновения хондролиза тазобедренного сустава разноречивы, но в вопросе о факторах, провоцирующих его, мнение большинства авторов едино [1—4, 6, 8, 9]: это закрытая репозиция смещенного эпифиза, гипсовая иммобилизация, скелетное вытяжение (результаты лечения скелетным вытяжением представлены на рисунке, а, б), интра- и послеоперационная пенетрация в сустав фиксаторов при выполнении эпифизеодеза, вальгизирующая остеотомия, хронический эпифизеоллиз со значительной степенью смещения.

Целью нашего исследования было улучшение результатов лечения юношеского эпифизеолиза, осложненного хондролизом тазобедренного сустава.

Материал и методы исследования. Проведен анализ 39 случаев хондролиза тазобедренного сустава на почве юношеского эпифизеолиза головки бедренной кости у 38 больных, лечившихся в клинике заболеваний суставов у детей и подростков с 1972 по 1994 г. У 29 больных (30 суставов) хондролиз был результатом консервативного лечения в медицинских учреждениях по месту жительства (20) и в нашей клинике (9 больных, 1972—1984 гг.). За период с 1989 г., когда мы полностью отказались от консервативного лечения юношеского эпифизеолиза головки бедренной кости, из 22 оперированных пациентов (27 суставов) только у одного наблюдалось осложнение хондролизом тазобедренного сустава, вызванное недиагностированной протрузией шнека.

Применялись клинический, рентгенологический методы исследования, сравнительная статическая остеосцинтиграфия с ^{99m}Tc (10 больных). У 10 больных (11 суставов) проведено морфологическое исследование биоптатов тканей.

Рентгенологический диагноз [5, 9] основывается на выявлении юкстаартикулярного остеопороза, значительного сужения суставной щели, резорбции участков субхондральной кости, преждевременного закрытия зон роста вертлуж-