

Владимир Иванович ШЕВЦОВ —
генеральный директор ФГУН «РНЦ «ВТО»
им. акад. Г. А. Илизарова (г. Курган),
член-корреспондент РАМН

Игорь Александрович АТМАНСКИЙ —
зав. кафедрой травматологии, ортопедии
Челябинской государственной медицинской академии,
кандидат медицинских наук,

Вадим Дмитриевич МАКУШИН —
зав. лабораторией «Патологии крупных суставов»
ФГУН «РНЦ «ВТО» им. акад. Г. А. Илизарова,
кандидат медицинских наук,

Михаил Павлович ТЕПЛЕНЬКИЙ —
зав. ортопедическим отделением № 9
ФГУН «РНЦ «ВТО» им. акад. Г. А. Илизарова,
доктор медицинских наук

УДК 616.71

ПРОЕКТИРОВАНИЕ ОПЕРАТИВНОЙ КОРРЕКЦИИ СОХА VARA НА ОСНОВЕ ТЕОРЕТИЧЕСКОЙ БИОМЕХАНИКИ

АННОТАЦИЯ. В статье дан теоретический анализ биомеханических нарушений при варусной деформации шейки бедренной кости, показания и принципы оперативной коррекции.

There is a theoretical analysis of biomechanical violation by varus deformation of thighneck, depositions and principles of surgical correcting in the article.

Введение. Развитие современной ортопедии происходит в условиях тесной интеграции с биомеханикой. Это приводит к изменению концептуальных представлений о тактике и технологии оперативных вмешательств. Использование традиционных биомеханических схем [1, 2] может приводить к снижению эффективности костно-пластических операций. С этих позиций мы рассмотрели характер биомеханических нарушений при варусной деформации шейки бедренной кости, определили показания и характер необходимой оперативной коррекции.

Материал и методы. Для анализа использовалась геометрическая модель тазобедренного сустава при изолированном воздействии абдукторов в измененных условиях их функционирования. При этом тазобедренный сустав рассматривался как шарнирное соединение, отличающееся от аналогичного в технике тем, что радиус внутренней сферы вертлужной впадины превосходит радиус головки бедренной кости. В силу этого нагрузка на тазобедренный сустава имеет точечный характер. Точка контакта, в зависимости от направления результирующей силы, может менять свое положение по внутренней поверхности вертлужной впадины. Опорную точку определяли как ось вращения рычага первого рода в данный конкретный момент времени. Поскольку при этом все движения осуществляются относительно центра вращения тазобедренного сустава, то в системе рассматривали два центра вращения: первый — «математический», относительно которого происходит распределение длин плеч сил, действующих в данный мо-

мент в механической системе; второй — кинематический, относительно которого осуществляются движения в тазобедренном суставе.

Равновесное одноопорное стояние определяли условием, что общий центр масс в этом положении проецируется на поверхность, ограниченную площадью опоры. Это позволяет определять величину плеча веса тела не более половины ширины пяточной кости, а не от середины таза, как это принято в традиционных биомеханических системах. Следовательно, плечо веса тела будет составлять 3-5 см, а соотношение плеч веса тела и абдукторов — как 1:1.

Результаты и их обсуждения. Варусная деформация шейки бедренной кости (ВДШ) приводит к целому комплексу патологических изменений. Во-первых, к смещению большого вертела вверх относительно центра вращения тазобедренного сустава. При высоком положении большого вертела изменяется направление пучков: оно делается горизонтальным, т.е. в отношении направления мышечной тяги увеличивается полезный рабочий момент. При проецировании большого вертела в область верхнего края впадины наступает абсолютное преобладание задних пучков (отмечено серым цветом на рис. 1), имеющих горизонтальную составляющую силу абдукторов (F_g — обеспечивающих вращение бедра в горизонтальной плоскости) больше, чем вертикально составляющую (F_v — обеспечивающих отведение бедра).

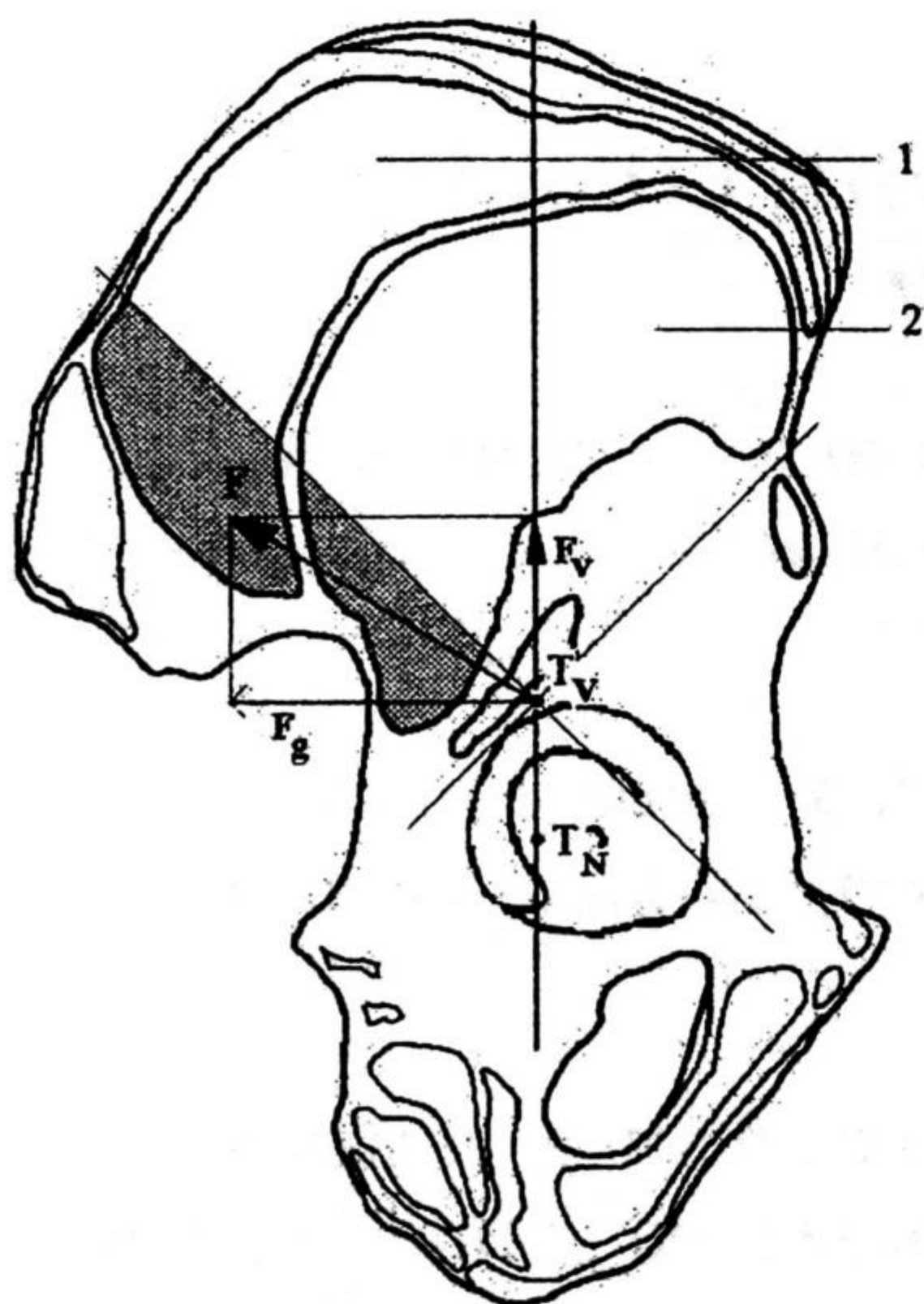


Рис. 1. Схема соотношения передних (2) и задних (1) пучков малой и средней ягодичных мышц:

Точка TN — положение большого вертела в норме; Точка TV — положение большого вертела при варусной деформации шейки бедра (нормальное расположение анатомических образований заимствовано из электронной версии учебника по анатомии под редакцией В. П. Воробьева)

В силу этого формируется дисфункция средней и малой ягодичных мышц, проявляющаяся не свойственным им индуцированием наружно ротационного компонента при отведении бедра. В силу конструктивных особенностей строения, коленный сустав имеет наиболее слабую сопротивляемость ротационным нагрузкам. Это приводит к тому, что наружный мыщелок смещается кзади, а внутренний кпереди. Торсия бедра относительно продольной оси в коленном суставе изменяет положение суставных поверхностей из горизонтального в наклонное сверху вниз — снаружи внутрь, т.е. в такое положение, при котором создаются условия для формирования genu valgum. При дальнейшем проксимальном смещении большого вертела компенсация растущей дисфункции наружно ротационным компонентом становится недостаточной и абдукторы начинают индуцировать не свойственные им силы, не только ротирующие бедро, но и сгибающие его. При этом следует отметить, что ротаторная дисфункция по времени появляется первой в процессе перемещения большого вертела вверх и остается некомпенсированной до появления выраженной сгибающей дисфункции.

Во-вторых, ВДШ приводит к изменению угла фронтального отклонения действия отводящей группы мышц. В норме действие абдукторов приводит к возбуждению двух сил: силы, обеспечивающей отведение бедра — $F_o = F \times \cos \beta$ и силы, придавливающей головку к вертлужной впадине — $F_{pr} = F \times \sin \beta$. Из формул вид-

но, что увеличение угла β приводит к уменьшению значения F_0 и увеличению F_{pr} . Используя среднестатистические антропометрические и рентгенологические данные на одноплоскостной модели при условии веса тела 50 кг, мы получили следующие результаты: увеличение фронтального угла отклонения абдукторов от 15° до 45° приводит к возрастанию нагрузки на медиальные отделы головки от 166,6 Н до 597,5 Н. Такая перегрузка неизбежно будет приводить к дистрофическим изменениям в этих отделах.

Однако придавливающая головку сила возбуждается до тех пор, пока направление мышечной тяги (сила F) образует с линией, соединяющей точку прикрепления её на вертеле и математическим центром вращения, острый угол. По мере приближения этого угла к прямому (при положении верхушки большого вертела выше математического центра вращения тазобедренного сустава.), F_{pr} уменьшается до нуля, а при угле более 90° выражение меняет свой знак, т.е. вектор силы F_{pr} меняет свое направление и начинает индуцироваться сила F_{vf} , вывихивающая головку из впадины. Возбуждение F_{vf} изменяет направление равнодействующей силы, перемещая математический центр вращения к краю вертлужной впадины. Это приводит к увеличению плеча силы веса тела и уменьшению плеча отводящей группы мышц. Если в норме это соотношение равно как 1:1, то в данной ситуации соотношение меняется как 2:1. Следовательно, для восстановления равновесия в данной системе потребуется в два раза больших усилий абдукторов в одноопорный период, что, с одной стороны, в условиях имеющейся дисфункции неизбежно приводит к их динамической недостаточности. С другой стороны — к увеличению нагрузки на тазобедренный сустав и риску развития асептического некроза в верхне-латеральном секторе головки, менее подготовленного к таким нагрузкам. В тех случаях, когда наблюдается укорочение шейки бедра, биомеханические нарушения изначально усугубляются в силу уменьшения плеча действия абдукторов, а индукция F_{vf} начинается при меньшем смещении большого вертела. Совокупность данных изменений приводит практически к двукратному увеличению нагрузки на тазобедренный сустав.

В-третьих, ВДШ приводит к уменьшению угла вертикального соответствия. Это вызывает, с одной стороны, нестабильность тазобедренного сустава как механической системы, с другой стороны — изгибающие усилия в шейки бедра к которым она менее подготовлена, приводящие к патологической перестройке в местах концентрации усилий — зонам Лоозера, лизису шейки [3].

В-четвертых, ВДШ приводит к нарушению баланса между кондило-диафизарным (КДУ) и шейчно-диафизарным (ШДУ) углами, вызывая децентрацию коленного сустава относительно биомеханической оси конечности.

Таким образом, наиболее характерными патобиомеханическими нарушениями ВДШ являются: дислокация большого вертела относительно кинематического центра вращения тазобедренного сустава, дисбаланс между КДУ и ШДУ, изменение углов вертикального соответствия и вертикального отклонения абдукторов.

Следовательно, основными биомеханическими принципами реконструкции бедренной кости будут: 1) коррекция патологического отклонения шейки во фронтальной плоскости с учетом угла фронтального соответствия; 2) восстановление биомеханически правильных взаимоотношений между КДУ и ШДУ; 3) восстановление биомеханически правильных взаимоотношений между большим вертелом бедренной кости и кинематическим центром вращения тазобедренного сустава; 4) нормализация угла фронтального отклонения абдукторов.

На основе данных принципов разработаны варианты выполнения реконструкции бедренной кости. Для выбора варианта коррекции предлагаем воспользоваться следующим выражением: $180^\circ - \alpha = \angle EDF + \angle EKN$. Данное выражение получено, ис-

ходя из следующих рассуждений (рис. 2): $\angle EKN = 180^\circ - (\angle KEN + \angle KNE)$ (1), $\angle KEN = \angle KED - \angle FED$ (рис. 2,а).

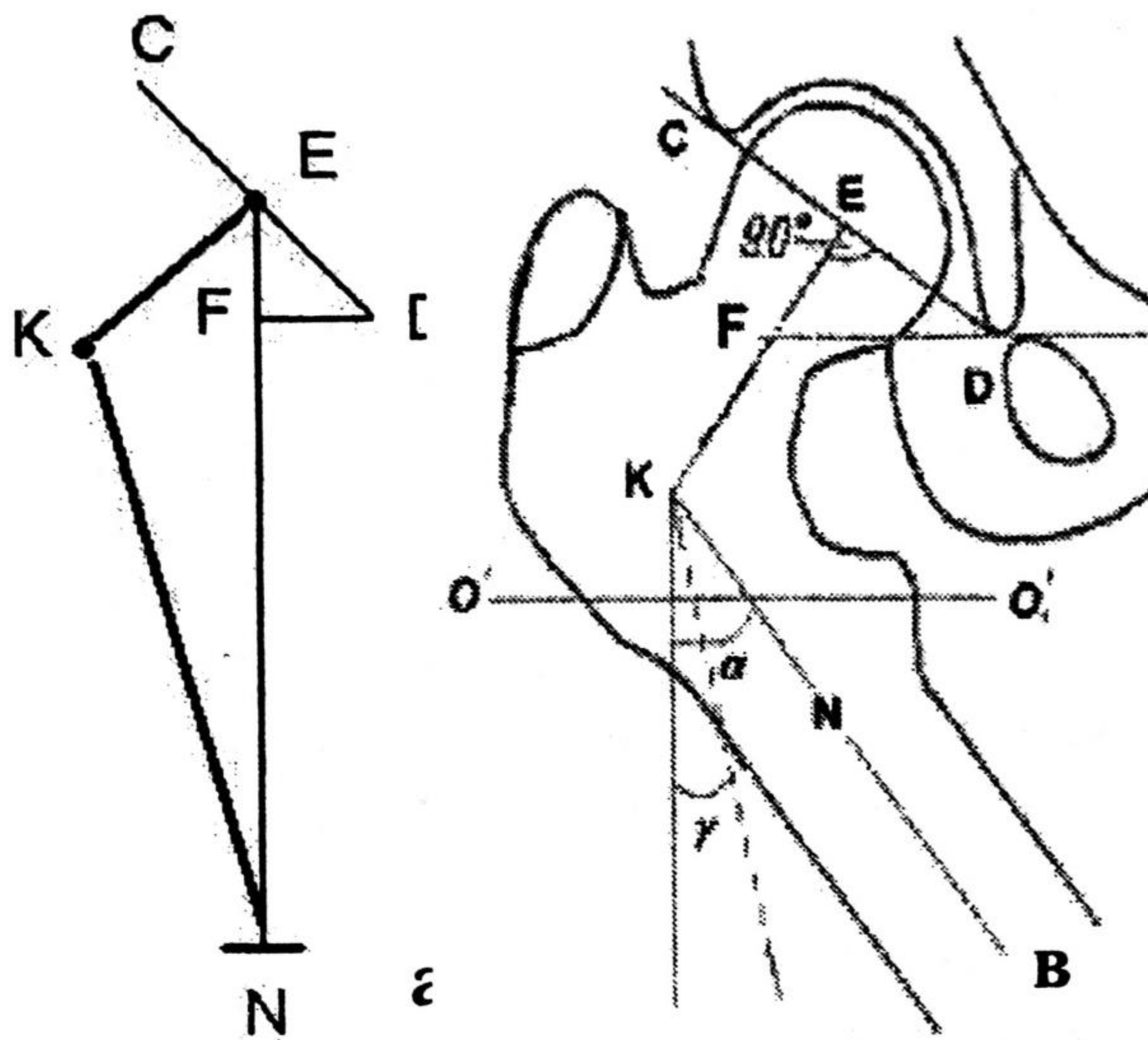


Рис. 2. Схема определения угла шейчно-диафизарного угла с учетом восстановления угла вертикального соответствия: $\angle EDF$ — угол вертикального наклона впадины; KE — шейка бедренной кости; KN — диафиз бедренной кости; $\angle EKN$ — шейчно-диафизарный угол; $\angle KNE$ — кондило-диафизарный угол; $\angle KED$ — угол вертикального соответствия; EN — биомеханическая ось конечности; a — угол отклонения продольной оси диафиза бедра от вертикали при выведении большого вертела на уровень кинематического центра вращения

Из условия наибольшей стабильности такой конструкции продольная ось шейки бедренной кости должна быть перпендикулярна к касательной к входу в вертлужную впадину [4]. Следовательно, $\angle KEN = 90^\circ - \angle FED$ (2). Из $\triangle FED$ следует, что $\angle FED = 180^\circ - (\angle FED + \angle EDF)$ (3). По условию FD — горизонтальная линия, соединяющая дистальные отделы фигуры слезы, EN — биомеханическая ось конечности, следовательно, $\angle FED = 90^\circ - \angle EDF$. Подставим значение $\angle FED$ в выражение (2): $\angle KEN = 90^\circ - (90^\circ - \angle EDF) = \angle EDF$ (4). Следовательно, равенство 1 примет следующий вид: $\angle EKN = 180^\circ - (\angle EDF + \angle KNE)$ (5). С другой стороны, из рисунка 2 б видно, что в положении приведения бедренной кости на угол a , с выведением большого вертела на линию, соединяющую центры вращения тазобедренного сустава, коррекция будет равна углу a за вычетом величины конвергенции диафиза во фронтальной плоскости — кондило-диафизарного угла (γ). Следовательно, $180^\circ - (\angle EDF + \angle KNE) - \angle EKN = a - \gamma$, преобразуя это выражение, мы получаем искомое равенство: $180^\circ - a = \angle EDF + \angle EKN$.

Первый вариант осуществляется при исходных данных $180^\circ - a = \angle EDF + \angle EKN$ и предусматривает выполнение меж- или чрезвертельной остеотомии с коррекцией ШДУ, торсионных нарушений и коррекцию биомеханической оси конечности. Величина угловой коррекции определяется по математическому выражению: $a - \angle EKN$.

При исходных данных $|180^\circ - a - (\angle EDF + \angle EKN)| \leq 10-15^\circ$, показан вариант, включающий в себя выполнение двойной остеотомии бедренной кости: проксимальной — для коррекции ШДУ и торсионных нарушений; дистальной — для коррекции биомеханической оси конечности, уравнивания длины ног, устранения торсионных нарушений. Величина угловой коррекции на уровне проксимальной остеотомии рассчитывается по формуле: $a - \arcsin\left(\frac{|EK| \times \sin \angle EDF}{d}\right)$, угловой коррекции на уровне дистальной остеотомии:

$|\angle EKN - \arcsin\left(\frac{|EK| \times \sin \angle EDF}{d}\right)|$, где d — длина диафиза бедренной кости от

точки пересечения продольных осей шейки и диафиза бедра до центра коленного сустава.

Если посредством приведения бедренной кости достигается нормализация угла вертикального соответствия, но не обеспечивается правильная ориентация

большого вертела, то при исходных данных $|180^\circ - a - (\angle EDF + \angle EKN)| \leq 10-15^\circ$ необходима дополнительная транспозиция большого вертела.

При исходных данных $180^\circ - a \neq \angle EDF + \angle EKN$, когда посредством приведения бедренной кости не достигается нормализация угла вертикального соответствия и не обеспечивается правильная ориентация большого вертела, то показана корригирующе-удлиняющая остеотомия через основание шейки с последующим перемещением дистальных отделов бедренной кости латерально и дистально с образованием дистракционного регенерата. Расчет транспозиции дистальных отделов бедренной кости осуществляется исходя из исходного положения бедра, когда продольная ось шейки бедренной кости находится под углом вертикального соответствия, равным 90° по формуле:

a — $\angle EKN$, величина латерализации бедра рассчитывается: $d \times \frac{\sin \angle EKN}{\sin(\angle EDF)} - |EK|$.

При исходном положении бедренной кости, определяемому ориентацией эпифиза, с углом вертикального соответствия отличным от 90° , величина латерализации бедра ($L_{\text{лат.}}$) рассчитывается по математическому выражению:

$L_{\text{лат.}} = d \times \frac{\sin \angle EKN}{\sin(\angle EKN + \alpha)} - |EK|$. Величина низведения бедра (h) для выведения

большого вертела на линию, соединяющую центры вращения тазобедренных

суставов рассчитывается по формуле: $h = \frac{d \times \pi \times \sin \angle EKN}{\sin(\angle EKN + \alpha)} \times \frac{v}{180^\circ}$, где v — угол между линией, проведенной через самую проксимальную точку большого вертела и центр вращения тазобедренного сустава, и линией, соединяющей центры вращения тазобедренных суставов.

Данное проектирование справедливо только для тех случаев, когда головка бедренной кости не деформирована и эпифизарная пластинка имеет нормальную ориентацию по отношению к продольной оси шейки.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Pauwels, F. Die Bedeutung der Muskelkräfte für die Regelung der Beanspruchung des Rohrenknochens während der Bewegung der Glieder / F. Pauwels // Zschr. Anat. Entwicklungsgesch. 1951. Bd. 115. S. 327-351.

2. Янсон Х. А. Биомеханика нижней конечности человека / Х. А. Янсон. Рига: Зинатне, 1975. 324 с.

3. Беленький В. Е. Некоторые вопросы биомеханики тазобедренного сустава: автореф. дис... канд. мед. наук / В. Е. Беленький. М., 1962. 22 с.

4. Мирзоева И. И. Оперативное лечение врожденного вывиха бедра у детей / И. И. Мирзоева. Л.: Медицина, 1976. С. 98.