

Биомеханическое обоснование и моделирование корректирующих остеотомий при болезни Пертеса

В.И. Шевцов, И.А. Аتمانский, В.Д. Макушин

Biomechanical reasons and modelling of correcting osteotomies for Perthes disease

V.I. Shevtsov, I.A. Atmansky, V.D. Makushin

Государственное учреждение науки

Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова, г. Курган
(генеральный директор — заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАМН, д.м.н., профессор В.И. Шевцов)

В статье рассматриваются биомеханические особенности корректирующих остеотомий при болезни Пертеса: устранение децентрации кинематического центра, дисфункции средней и малой ягодичных мышц, определение допустимой величины медиализации диафиза бедренной кости, необходимость и величину коррекции вальгусной деформации. Авторы предлагают алгоритм биомеханического моделирования и проектирования оперативной коррекции.

Ключевые слова: болезнь Пертеса, биомеханика, корректирующие остеотомии.

The work deals with biomechanical peculiarities of correcting osteotomies for Perthes disease: elimination of kinematic centre decentring, dysfunctions of musculus gluteus medius and musculus gluteus minimus, determination of permissible amount of femoral diaphysis medialization, necessity and amount of valgus deformity correction. The authors propose algorithm for biomechanical modelling and designing of surgical correction.

Keywords: Perthes disease, biomechanics, correcting osteotomies.

Корректирующая остеотомия при остеохондропатии тазобедренных суставов должна приводить к решению следующих задач:

- 1) устранению порочного положения (при его наличии);
- 2) восстановлению центрации головки в вертлужной впадине или увеличению площади сочленяющихся суставных поверхностей;
- 3) уменьшению силы мышечного воздействия на тазобедренный сустав;
- 4) устранению патологического симптома Тренделенбурга (при его наличии);
- 5) улучшению кровоснабжения в тазобедренном суставе;
- 6) восстановлению нормальной (или улучшению имеющейся) биомеханики сустава.

Биомеханическое обоснование корректирующих остеотомий

Если решение первых трёх задач не вызывает трудностей, то для восстановления нормальной биомеханики сустава необходим предварительный анализ нарушения этих взаимоотношений.

Нарушение биомеханических взаимоотношений обусловлено **УКОРОЧЕНИЕМ ШЕЙКИ, ВЫСОКИМ ПОЛОЖЕНИЕМ БОЛЬШОГО ВЕРТЕЛА** (вследствие деформации головки, уплощения её верх-

него полюса, укорочения шейки, уменьшения шеечнодиафизарного угла) и **УВЕЛИЧЕНИЕМ ПОПЕРЕЧНЫХ РАЗМЕРОВ ГОЛОВКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ**.

Рассмотрим подробнее эти нарушения.

Укорочение шейки приводит к уменьшению плеча силового рычага средней и малой ягодичных мышц, удерживающих таз в горизонтальном положении в одноопорный период. Соотношение между плечом силы тяжести и силами этих мышц достигает 6:1. Следовательно, резко увеличивается нагрузка на среднюю и малую ягодичную мышцы в одноопорный период, в силу чего увеличивается нагрузка на сочленяющиеся поверхности тазобедренного сустава.

При высоком положении большого вертела наступают такие анатомические взаимоотношения между направлением тяги средне-ягодичной мышцы, большим вертелом и центром вращения, что тяга этой мышцы начинает вызывать не прижимающее, как в норме, усилие, а выдёргивающее головку из вертлужной впадины (рис. 1). Прижимающая головку сила (F'_x — на рисунке обозначена серым цветом) возбуждается до тех пор, пока направление мышечной тяги (сила F) образует с линией (OT_1), соединяющей точку прикрепления её на вертеле (точка T_1) и центром вращения (точка O), острый угол. По мере при-

ближения этого угла к прямому (линия OT_1), придавливающая головку сила уменьшается до нуля, а с увеличением угла более прямого (линия OT_2) она меняет своё направление (сила F_x).

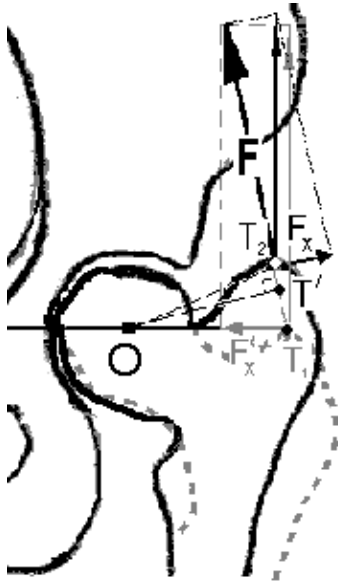


Рис. 1.

Кроме того, при высоком положении большого вертела малая ягодичная мышца возбуждает только вращающую силу вследствие того, что наступает значительное преобладание задних, ротирующих кнаружи пучков, над передними, ротирующими кнутри (рис. 2). Изменяется также направление пучков: оно делается более горизонтальным, т.е. в отношении направления мышечной тяги увеличивается полезный рабочий момент.

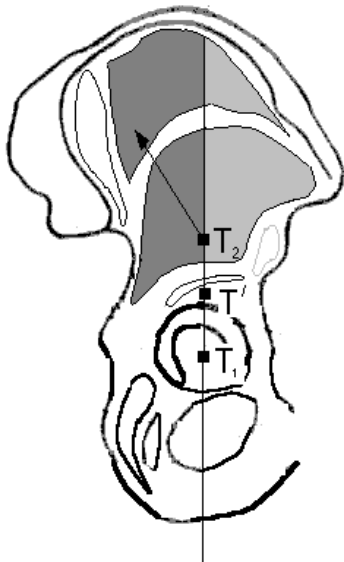


Рис. 2.

Следовательно, возникающая дисфункция малой и средней ягодичных мышц приводит к возникновению не только отрицательной силы, выдёргивающей головку из вертлужной впадины, но и несвойственной им силы, ротирующей бедро кнаружи.

Таким образом, высокое положение большого вертела приводит к подвывиху головки, раздавливанию наружного края вертлужной впадины и увеличению деформации верхнего полюса головки. Из вышесказанного следует, что для восстановления нормальных биомеханических взаимоотношений коррекция должна предусматривать нормализацию положения большого вертела по отношению к центру вращения тазобедренного сустава.

Увеличение поперечных размеров головки бедренной кости является также одним из определяющих признаков, нарушающих биомеханические взаимоотношения в работе тазобедренного сустава. Сопутствующая этому деформация головки бедра и костные разрастания дна вертлужной впадины способствуют выталкиванию головки бедра с характерными рентгенологическими признаками подвывиха (увеличивается угол вертикального соответствия, децентрация центров вертлужной впадины и головки бедра, несоответствие наружного края вертлужной впадины и головки бедра).

Децентрация головки бедра обусловливается латерализацией его центра вращения. В норме (рис. 3) равнодействующая вращательных сил (линия AO_1) состоит из сил абдукторов – F и силы тяжести – P и проходит через центр тазобедренного сустава. При этом линия AO пересекает шаровую поверхность сустава кнутри от вертикали BB , проведённой через центр тазобедренного сустава, – в точке M_1 . Эту точку можно рассматривать как мгновенный центр вращения углового рычага с шаровидным шарниром. Рычажные системы с шаровидными шарнирными соединениями имеют два центра вращения – геометрический и динамический. Первый – кинематический – совпадает с геометрическим центром шаровидного шарнира. Второй – динамический центр вращения – является математическим мгновенным центром вращения, относительно которого производят все силовые расчёты. Он определяется условиями действующих в системе сил и всегда находится на шаровой поверхности шарнира.

Латерализация центра вращения головки бедра приводит к смещению как динамического (O_2), так и мгновенного математического центра (M'). В сочетании с выдёргивающей головку силы (F_x), вызываемой дисфункцией малой ягодичной мышцы, математический мгновенный центр вращения перемещается к краю впадины (M_2) в пределах 2,5-3 см. Это перемещение математической точки вращения нашего шаровидного шарнира ведёт к чрезвычайно большим последствиям. Если в норме соотношение между $A'M_1'$ и $M_1'T_1'$ равно единице¹, то при возникающем смещении математического мгновенно-

¹ У подростков в среднем $|A'M_1'| = |M_1'T_1'| = 7$ см.

го центра вращения это соотношение ($A'M_2':M_2'T_2'$) равно один к двум, т.е. для восстановления равновесия в данной системе потребуется увеличение силы тяги отводящей группы мышц на 100%. Из этого следует, что в одноопорный период нагрузка на тазобедренный сустав возрастает примерно на 100% только за счёт смещения математического мгновенного центра увеличения силы тяги абдукторов. Если при этом добавить, что укорочение шейки приводит к дополнительному уменьшению плеча рычага абдукторов, то суммарное увеличение нагрузки на тазобедренный сустав в одноопорный период будет составлять около 320-450%.

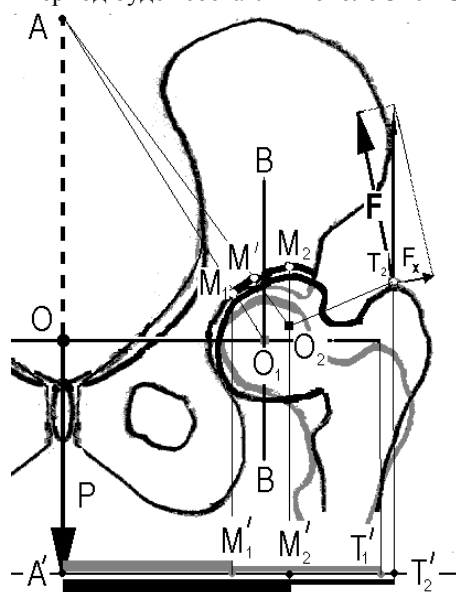


Рис. 3.

Таким образом, рассматриваемые взаимоотношения представляют собой единый патологический комплекс биомеханических нарушений, наблюдаемый у больных с остеохондропатией тазобедренного сустава.

Биомеханическое моделирование корректирующих остеотомий

Из вышесказанного следует, что для устранения дисфункций малой и средней ягодичных мышц коррекция должна предусматривать выполнение вальгизации проксимального фрагмента, что позволит также устранить дополнительное смещение математического мгновенного центра вращения. При этом степень вальгизации должна определяться не столько из ориентации шейки бедра, сколько из положения большого вертела к центру вращения тазобедренного сустава. Однако нарушения, связанные с уменьшением плеча рычага абдукторов, обусловленные укорочением шейки и латерализацией кинематического центра вращения головки бедра, при вальгизации могут сохраняться, что приводит к увеличению силы, действующей на головку бедренной кости со стороны абдукторов, на 220-350%.

Поэтому моделирование оперативного вмешательства должно предусматривать улучшение центрации головки во впадине и увеличение площади сочленяющихся поверхностей при выполнении вальгизации.

Совмещение кинематических центров головки и впадины позволяет нормализовать и положение мгновенного математического центра вращения головки бедра. В свою очередь, увеличение плеча рычага абдукторов приведёт к снижению суммарной нагрузки на головку бедра ещё на 70-100%.

Увеличение площади сочленяющихся поверхностей прямо пропорционально приводит к снижению нагрузки на головку бедра. Это настолько очевидно, что необходимость данного приёма не вызывает сомнений.

Снижение нагрузки на головку бедренной кости можно также получить за счёт медиализации проксимального отдела бедренной кости. Механизм данного приёма достаточно хорошо освещён в ряде работ [1, 2], поэтому нет смысла его рассматривать детально. Однако следует остановиться на некоторой особенности данного приёма.

Медиализация, как известно, приводит к изменению направления действия пояснично-подвздошной мышцы. Согласно исследованиям, проведённым Х.Я. Янсоном [3], вертикализация направления действия пояснично-подвздошной мышцы практически уменьшает плечо силового рычага этой мышцы, вызываемое противодействующей абдукторам в одноопорный период. Следовательно, уменьшается нагрузка на среднюю и малую ягодичную мышцы, в силу чего уменьшается и нагрузка на сочленяющиеся поверхности тазобедренного сустава. Однако при этом наблюдается равенство модуля силы пояснично-подвздошной мышцы и силы тяжести веса тела. В свою очередь это вызывает отклонение результирующей силы на 4° от вертикали кнаружи [3] и индуцирует выдёргивающую силу. Дальнейшее увеличение медиализации ещё больше отклоняет направление силы пояснично-подвздошной мышцы кнаружи. Это приводит к возникновению несвойственной ей отрицательной силы, выдёргивающей головку из вертлужной впадины, что, в свою очередь, только усугубляет биомеханические нарушения. Из вышесказанного вытекает, что степень медиализации должна определяться исходя из взаиморасположения мест прикрепления пояснично-подвздошной мышцы.

Расчёт и проектирование корректирующих остеотомий

На скиаграмме с рентгенограммы, выполненной в переднезадней проекции, с помощью ишиометра определяют центр вращения тазобедренного сустава. Через найденную точку проводят перпендикуляр к продольной оси диафиза бедренной кости и линию к верхушке

большого вертела. Образованный этими линиями угол будет расчётной величиной вальгизации, *достаточной* для нормализации дисфункции средней и малой ягодичных мышц.

Для определения *необходимой* величины вальгизации проксимального фрагмента следует произвести рентгеновский снимок таза в переднезадней проекции в положении приведения поражённой конечности на рассчитанный угол. Это позволяет более точно определить условия увеличения площади опоры головки бедренной кости в вертлужной впадине и кинематического центра головки. При этом смещение вертушки большого вертела ниже линии, проведённой через центры тазобедренных суставов, не приводит к нарушению нормальной биомеханики тазобедренного сустава, а без улучшения соотношения суставных поверхностей данный приём является недостаточно эффективным.

Для контроля положения кинематического центра вращения головки бедра используют следующий приём. Через центр вращения вертлужной впадины проводится линия под углом 20° к вертикали². Если геометрический центр головки бедренной кости расположен на этой линии или ниже её, то центрация головки во впадине достаточная для нормализации биомеханических взаимоотношений.

Вальгизация проксимального отдела бедра сама по себе приводит к медиализации его диафиза относительно точек прикрепления мышц на тазовой кости. Поэтому для контроля величины медиализации проводят вертикальную линию через точку, расположенную на границе внутренней и средней трети отрезка, который соединяет передненижнюю ость подвздошной кости и медиальный конец Y – образного хряща. После выполнения коррекции положения диафиза бедренной кости, исходя из расчётной величины вальгизации, допустимой медиализации, будет такое положение бедра, при котором малый вертел не выходит кнутри от этой линии.

Следует заметить, что и медиализация диафиза, и вальгизация проксимального отдела бедренной кости, в свою очередь, приводят к нарушению биомеханики дистальных отделов нижней конечности.

В норме шеечнодиафизарный и кондилodiaфизарный углы, длина диафиза и шейки бедренной кости скоррелированы между собой таким образом, что тазобедренный, коленный и голеностопный суставы находятся на дирекционной оси [4, 5, 6, 7]. В данном случае увеличение шеечнодиафизарного угла в сочетании с медиализацией диафиза бедренной кости приводит к трансформации физиологического кондилodiaфизарного угла в вальгусную деформацию коленного сустава.

Для определения необходимости и величины коррекции вальгусной деформации коленного сустава необходимо определить положение мыщелков бедра во фронтальной плоскости по отношению к биомеханической оси конечности после предполагаемой коррекции проксимального отдела бедренной кости. Для этого при проектировании на скиаграмме (рис. 4) через центр вращения головки проводится биомеханическая ось (OO_1) и на неё, с учётом планируемой медиализации, размещают центр коленного сустава³. Через полученную точку проводят линию, соответствующую касательной к поверхности мыщелков бедренной кости (DD_1). Разница между 90° и углом (β), образованной линиями DD_1 и продольной осью диафиза, будет определять величину вальгусной деформации. Вальгусная деформация свыше $4-5^\circ$ требует обязательной коррекции.

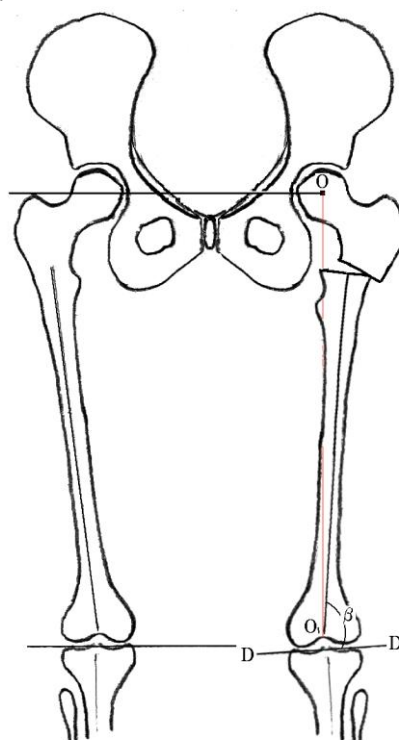


Рис. 4.

Для упрощения определения необходимости и величины коррекции вальгусной деформации можно воспользоваться следующей формулой (рис. 5):

$$\sin(\lambda) = \frac{|AB|}{2 \cdot d},$$

где $|AB|$ — величина медиализации, d — длина бедренной кости от уровня остеотомии до центра коленного сустава, λ — величина планируемого отклонения диафиза бедренной кости во фронтальной плоскости, приводящего к вальгусной деформации коленного сустава.

² В норме равнодействующая, проходящая через головку бедренной кости, наклонена к вертикали под углом $19-21,5^\circ$ [4].

³ Биомеханический центр коленного сустава располагается на пересечении линии, проведённой через наиболее выступающие точки обоих мыщелков бедренной кости и вертикали из межмышцелкового пространства.

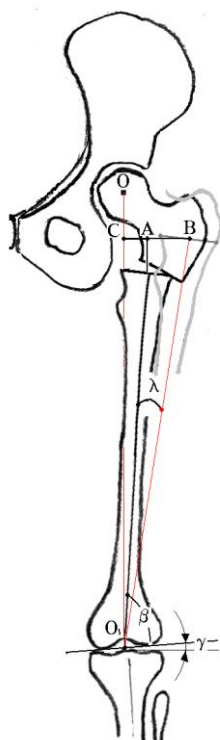


Рис. 5.

При этом мы исходим из следующих двух положений. Первое: смещение проксимального конца дистального фрагмента производится путём вращения диафиза бедренной кости вокруг центра коленного сустава, расположенного на биомеханической оси. Второе: соотношение между шеечнодиафизарным и кондилodiaфизарным углами, длиной диафиза и шейки бедренной кости исходно не нарушено. Последнее условие практически не выполняется

в рассматриваемых нами случаях, поэтому правильным будет воспользоваться более сложной, но более точной формулой:

$$\gamma = 90^\circ - \arcsin\left(\frac{|CA|}{2 \cdot d}\right) + \beta,$$

где $|AC|$ - наименьшее расстояние от продольной оси диафиза бедренной кости на уровне остеотомии до биомеханической оси конечности, d - длина бедренной кости от уровня остеотомии до центра коленного сустава, β - кондилodiaфизарный угол, γ - величина вальгусной деформации, получаемой в результате планируемой коррекции.

Таким образом, при проектировании корригирующей остеотомии необходимо:

- 1) увеличить площадь опоры головки бедренной кости в вертлужной впадине;
- 2) устранить децентрацию кинематического центра вращения головки бедренной кости;
- 3) устранить дисфункцию средней и малой ягодичных мышц;

а так же *определить*:

- 4) допустимую величину медиализации диафиза бедренной кости;
- 5) необходимость и величину коррекции вальгусной деформации.

Если анатомические нарушения не позволяют решить первые три задачи, то целесообразность выполнения корригирующей остеотомии сомнительна. В данных условиях методикой выбора будут являться опорные остеотомии по Путти-Тревеса, Илизарову и их модификации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гурьев В.Н. Коксартроз и его оперативное лечение. - Талин: Валгус, 1984. - 344 с.
2. Гиммельфарб А.В. Коксартроз и его оперативное лечение: Автореф. дис... д-ра мед наук. - Казань, 1980. - 16с.
3. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. - Рига: Зинатне, 1975. - 324 с. 4. Николаев Л.П. Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травматологии и протезированию. Ч.2. - Киев: Медгиз, 1950. - 315 с.
4. Николаев Л.П., Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травматологии и протезированию. Ч.2.- Киев: Медгиз, 1950.- 306с.
5. Гурфинкель В.С. Механический анализ методики стабильности // Бюлл. эксперим. биол. - 1974. - № 5. - С.122-124.
6. Великсон В.М. Аналитическое исследование движений биокинематических цепей // Механика: Сб. тр. - М.: Ин-т механики МГУ, 1977. - С.40.
7. Витензон А.С. Исследование биомеханических и нейрофизиологических закономерностей нормальной и патологической ходьбы человека: Автореф. дис... д-ра мед. наук. - М., 1982. - 32с.

Рукопись поступила 10.04.02.