

Содержание

Введение	5
1. Концепция развития диспластического синдрома ТБС	13
2. Формирование и развитие ТБС	19
3. Общие вопросы биомеханики ТБС	33
4. Биомеханическое моделирование нагрузок ТБС	48
4.1 Биомеханические модели таза и проксимального отдела бедра	48
4.2 Биомеханика опорной функции проксимального отдела бедра	57
4.3 Биомеханика опорного треугольника бедра	75
4.4. Теоретическая прочность биомеханической модели ТБС	82
5. Биомеханика активных стабилизирующих элементов ТБС	101
5.1 Общие вопросы биомеханики мышц	101
5.2 Биомеханика статической функции активных стабилизирующих элементов	108
6. Фотоупругие модели вальгусных и варусных деформаций проксимального отдела бедра	125
7. Биомеханика торсионного развития проксимального отдела бедра	134
8. Прогностическая вероятностная геометрическая модель дисплазии ТБС	156
9. Исторический аспект консервативного лечения дисплазии ТБС с позиции биомеханического подхода	173
10. Биомеханика диспластического синдрома ТБС при подвывихе и вывихе головки бедра	192
11. Биомеханическое обоснование лечебной тактики при диспластическом синдроме ТБС с предвывихом, подвывихом и вывихом головки бедра	213
12. Биомеханика диспластического синдрома ТБС при остеохондропатии головки бедра	238
13. Биомеханика диспластического синдрома ТБС при дистрофической соха vara и юношеском эпифизеолизе головки бедра	252
14. Биомеханика диспластического синдрома ТБС при асептическом некрозе головки бедра	261

15. Биомеханика тотального эндопротезирования ТБС при коксартрозе.....	269
15.1 Биомеханика эндопротеза ТБС, соответствующего анатомической форме проксимального отдела бедра.....	269
15.2 Биомеханика эндопротеза ТБС с вертикальной осью нагрузки.....	288
Заключение	307
Литература	351
Сведения об авторе:	378

4. Биомеханическое моделирование нагрузок ТБС

4.1 Биомеханические модели таза и проксимального отдела бедра

С позиции классической механики тазобедренный сустав (ТБС) человека представляет собой низшую кинематическую пару в виде пространственного кулачкового механизма, в котором ведущим звеном (кулачком) является головка бедра, а ведомым (коромыслом) считается таз. Причём, в целом бедренную кость, тазобедренный и коленный суставы можно классифицировать как кривошипный механизм [126,128].

Моделирование, как способ исследования сложных систем, позволяет получить биомеханическую характеристику основных параметров действующих сил, напряжений, деформаций и предела прочности сегментов опорно – двигательного аппарата [82,84].

Модель – упрощённая копия объекта исследования, включающая основные параметры, отражающие характеристику его структур. Биомеханическая модель – естественно существующая, или искусственно созданная упрощённая копия части (сегмента) опорно – двигательного аппарата, или физического процесса (явления) в нём для изучения отдельных закономерностей и принципов функционирования при различных статико–динамических нагрузках [82,84].

Моделирование биомеханической системы опорно – двигательного аппарата начинается с создания адекватной модели биокинематического звена (конечности), или его части (сустава), с учётом связанных между собой его составляющих: твёрдых (кости), упруговязких (мышцы), гибких, растяжимых (связки), передающих (сухожилия) [82,84].

Для изучения биомеханики нижней конечности человека предложены различные виды моделей костей и суставов.

Сложность моделирования работы синовиальных суставов человека заключается в необходимости использования большого количества неизвестных биомеханических параметров, большинство из которых берётся в приближённом виде, поэтому погрешность результатов для одной модели может составлять порядка 30%, доходя даже до 50% [348].

Для изучения акта ходьбы человека предложена модель нижних конечностей в виде разветвлённого плоского трёхзвенника, в котором звенья представляют собой туловище и две ноги, одна из которых фиксирована к опоре [169,277,280,281,284]. Моделирование механики фаз

заднего и переднего шага показало, что заданное перемещение тела человека в пространстве в основном обеспечивается изменением углов в тазобедренных суставах, а сила тяжести не является основной причиной движения относительно заданной опоры.

Для расчёта усилий в суставах нижней конечности в статике и динамике предложены плоские модели в виде трёхзвенной стержневой системы [281]. Также известны работы по определению напряжённо – деформированного состояния тазового пояса и нижних конечностей в норме и при различных деформациях на двух – и трёхмерных моделях, причём наиболее точную биомеханическую характеристику дают трехмерные модели [231, 252].

При моделировании получено, что при двухопорной нагрузке наиболее напряжённой является надацетабулярная зона таза с наружной стороны, а на внутренней поверхности таза максимальная концентрация напряжений создаётся выше границы тела и крыла подвздошной кости, причём самым ненагруженным является лонное сочленение [126, 175].

При одноопорной нагрузке напряжённое состояние таза сильно изменяется: числовые значения напряжений возрастают во много раз, а наибольшая концентрация напряжений локализуется на уровне тела подвздошной кости со смещением в сторону заднего края вертлужной впадины, увеличиваясь в 7–10 раз [319]. Для изучения характера распределения рабочих нагрузок в ТБС в области вертлужной впадины предложены детальные модели, учитывающие влияние мышц и связок вертельной области на демпфирующие свойства тканей сустава [325,359,373]. Известны реологические модели смазки синовиального сустава, созданные с учётом композиции демпфирующих, упругих и контактных элементов [271,275,289].

Для изучения торсионного развития нижней конечности в детском возрасте создана объёмная статико – динамическая модель нижней конечности с имитаторами бедренной и большеберцовой костей, стопы, мышц и связок [62].

Известны твёрдотельные модели тазового пояса и нижних конечностей, включающие крестцовый отдел и сегменты ног [298,376]. Действия мышц и связок моделировались векторами сил (порядка 100 векторов мышц, 10 векторов связок и 20 векторов для суставов).

Предложены твердотельная параметрическая модель и шарнирная модель ТБС для расчёта динамики поведения при различных анатомических параметрах, характере и величине реактивных сил [197]. Модель нижней конечности с позиции механики представлена как ползуно – кривошипный механизм, где функцию активного ползуна выполняет

стопа, функцию штока – колено, бедренная кость – функцию активного кривошипа, который через кулачковую пару (суставные поверхности головки бедра и вертлужной впадины) сообщает пассивному механизму коромысла (тазу) колебательные возвратно – вращательные движения.

При исследовании моделей опорно – двигательного аппарата стал применяться метод конечных элементов, позволяющий учитывать порогую геометрию конструкции объектов исследования и их различные деформативно – прочностные характеристики [306].

Имеется единственная работа, соединяющая биомеханику таза и тазобедренного сустава на основании теории торсионного развития [63]. В ней предлагается определять на скиаграммах таза большое количество параметров (межацетабулярное расстояние, межкрестцовое расстояние, высоту таза, угол пересечений осей шеек бедра и т.д.). Однако в работе не приводятся количественная, силовая характеристика и напряжённое состояние таза и проксимального отдела бедра с учётом прочностных возможностей опорных тканей, в том числе в возрастном аспекте.

Мы считаем, что биомеханика таза и проксимального отдела бедра взаимосвязаны углами нагрузок и осями силовых линий. Существуют опорные центры таза и бедра, принимающие статико – динамическую нагрузку и распределяющие её по опорным осям конечности в виде напряжений и деформаций. Опорные ткани таза и проксимального отдела бедра в зависимости от их прочностных и деформативных характеристик оказывают сопротивление распределённой статико – динамической нагрузке. Основными механическими характеристиками опорных тканей ТБС являются напряжённое состояние и максимальная прочность, которые вычисляются на основании момента сопротивления (W) и момента инерции (I), величина которых определяется геометрическими параметрами формы частей тела и входит в формулы напряжённого состояния и максимальной разрушающей силы.

Приводим на рис. 17 геометрическую модель таза в виде опорных треугольников при двухопорной нагрузке для вычисления сравнительной характеристики моментов сопротивления (W) и моментов инерции (I). Момент сопротивления (W) необходимо знать для вычисления максимального напряжённого состояния биомеханической системы: $\sigma_{\max} = M_{\text{изг}}/W$, $M_{\text{изг}} = P \cdot l$. Момент инерции (I) позволяет определить критическую Эйлерову силу, характеризующую максимальную прочность тела:

$$P_{\text{кр}} = \frac{\pi^2 E I}{l^2}.$$

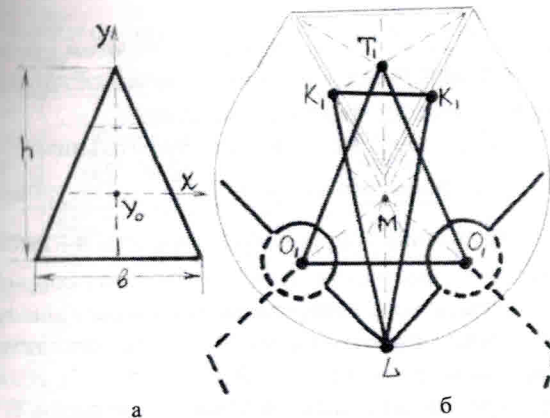


Рис.17. Геометрическая модель таза в виде трех опорных треугольников при двухопорной нагрузке для вычисления сравнительной биомеханической характеристики моментов сопротивления (W) и моментов инерции (I): а – общая схема опорного треугольника; б – схема опорных треугольников крестца, тазового кольца и таза. Где: h – высота треугольника; b – основание треугольника; Y_0 – центр тяжести треугольника; T_1 – центр тяжести опорного треугольника крестца; K_1K_1L – опорный треугольник тазового кольца; $T_1O_1O_1$ – опорный треугольник таза; M – общий центр тяжести опорных треугольников тазового кольца таза и лона; O_1 и O_2 – центры вертлужных впадин.

Как видно из геометрической модели таза, при двухопорной нагрузке образуются связанные между собой два опорных треугольника: опорный треугольник крестца с центром тяжести T_1 , и опорный треугольник тазового кольца K_1K_1L с центром тяжести M . Каждый опорный треугольник таза имеет два геометрических центра момента сопротивления: на опорном основании вверху и на опущенной вниз вершине.

Третий, главный опорный треугольник таза $T_1O_1O_1$ с центром тяжести M , имеет два геометрических центра момента сопротивления: на широком опорном основании внизу – центры вертлужных впадин O_1 и O_2 , и на расположенной вверху вершине T_1 , причём верхний геометрический центр совпадает с центром тяжести T_1 опорного треугольника крестца.

Центры тяжести опорных треугольников (Y_0) находятся в центрах пересечения медиан (точках T_1 и M) и определяются по формуле: $Y_0 = 1/3 h$.

Величина моментов инерции (I) опорных треугольников геометрической модели таза при двухопорной нагрузке

Геометрический центр опорного треугольника	Моменты инерции опорных треугольников (I) в см ⁴		
	Опорный треугольник крестца	Опорный треугольник тазового кольца	Опорный треугольник таза
1	665,73±267,97	231,3±123,65	4610,03±2134,3
2	775,77±194,21	958,31±303,97	1618,04±893,45

Получено, что момент инерции опорного треугольника таза $T_1O_1O_1$ при двухопорной нагрузке, характеризующий его максимальную прочность ($P_{кр}$), в 5 – 29 раз (среднее 17), больше момента сопротивления (W), характеризующего противодействие разрушающим силам. Следовательно, теоретические расчёты подтверждают влияние геометрических параметров таза (углов, осей) на особенности распределения опорной нагрузки.

Значительно возрастают силовая нагрузка и напряжённое состояние таза при односторонней опоре, что соответствует моменту вертикали при ходьбе и беге.

Мы предлагаем биомеханическую модель одноопорной системы «таз – бедро» в виде двух опорных треугольников, имеющих одну общую вершину в опорном центре ТБС O_1 .

Приводим на рис.18 биомеханическую модель одноопорной системы «таз – бедро» в виде двух опорных треугольников: тазового $T_1T_2O_1$ и бедренного $O_1O_2O_3$ с общим биомеханическим опорным центром в области ТБС O_1 .

Осевые моменты инерции опорного треугольника вычисляются по формулам: 1) по оси y: $I_y = \frac{hb^3}{36}$; 2) по оси x: $I_x = \frac{bh^3}{36}$; где h – высота опорного треугольника, b – опорное основание.

Момент сопротивления опорных треугольников вычисляется по формулам: 1) на уровне вершины: $W_y = \frac{bh^2}{24}$; 2) на уровне основания $W_x = \frac{bh^2}{12}$; где b – основание опорного треугольника, h – высота треугольника. Следовательно, на уровне основания момент сопротивления W_x в 2 раза больше, чем на уровне вершины. Чем больше величина момента сопротивления, тем ниже напряжённое состояние, тем устойчивее и прочнее опорный треугольник.

Опорный треугольник крестца с центром тяжести T_1 имеет основание $b = 12 \pm 2$ см, и высоту $h = 13 \pm 1$ см. Опорный треугольник тазового кольца K_1K_1L имеет основание $b = 8 \pm 1,5$ см, и высоту $h = 16 \pm 1,5$ см. Опорный треугольник таза $T_1O_1O_1$ имеет основание $b = 22,5 \pm 3,5$ см, и высоту $h = 13 \pm 3$ см.

Приводим в таблице 6 величину моментов сопротивления (W) опорных треугольников геометрической модели таза при двухопорной нагрузке.

Таблица 6

Величина моментов сопротивления (W) опорных треугольников геометрической модели таза при двухопорной нагрузке

Геометрический центр опорного треугольника	Момент сопротивления опорных треугольников (W) в смЗ		
	Опорный треугольник крестца	Опорный треугольник тазового кольца	Опорный треугольник таза
На вершине	75,99±25,25	86,37±23,23	158,44±13,12
На основании	151,99±51,1	172,74±49,11	316,87±26,25

Как видно из полученных данных геометрической модели таза при двухопорной нагрузке, суммарно моменты сопротивления опорных треугольников крестца и тазового кольца уравновешены моментом сопротивления опорного треугольника таза, причём, как на уровне оснований, так и на уровне вершин. Моменты сопротивления на уровне вершин опорных треугольников (крестцово – подвздошных сочленений T_1), ниже, чем на уровне оснований (вертлужных впадин O_1) в 2 раза.

Приводим в таблице 7 величину моментов инерции (I) опорных треугольников геометрической модели таза при двухопорной нагрузке.

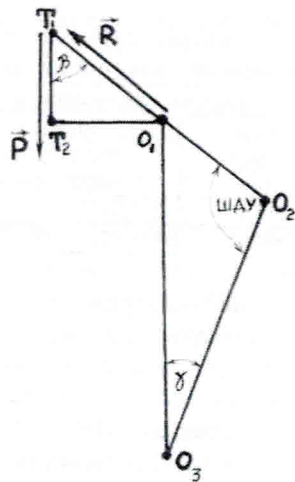


Рис.18. Биомеханическая модель одноопорной системы «таз – бедро» в виде двух опорных треугольников: тазового $T_1T_2O_1$ и бедренного $O_1O_2O_3$ с общим биомеханическим опорным центром O_1 в области ТБС. Где: P – сила веса тела; R – общая сила реакции ТБС на нагрузку веса тела P ; β – опорный угол треугольника таза $T_1T_2O_1$; O_1 – биомеханический центр опорной нагрузки ТБС; T_1T_2 – вертикальная ось нагрузки таза силой веса тела P ; T_1O_1 – силовая ось нагрузки таза силой $P \cos \beta$; O_1O_2 – ось шейки бедра; O_1O_3 – вертикальная ось нагрузки бедра; O_2O_3 – костная ось бедра; ШДУ – шеечно – диафизарный угол; γ – угол отклонения оси бедра от вертикальной оси y , в норме «физиологический варус бедра», равный $5 - 10^\circ$.

Как видно из приведённой схемы биомеханической модели «таз – бедро», опорный треугольник таза $T_1T_2O_1$ принимает из опорной точки таза T_1 нагрузку веса тела P , передаёт её по оси таза T_1O_1 , и концентрирует в биомеханическом центре точке O_1 . Биомеханический опорный центр O_1 в норме является одновременно биомеханическим центром вертлужной впадины и головки бедра, то есть всей биомеханической системы ТБС.

В ответ на опорную нагрузку таза P , в биомеханическом центре ТБС O_1 , который в норме соответствует биомеханическому центру головки бедра O_1 , возникает сила реакции R на нагрузку P , которая по величине равна опорной нагрузке таза P с учётом величины угла таза β , но противоположно ей направлена: $P \cos \beta = -R$. Сила реакции R на опорную нагрузку таза P , в зависимости от величины ШДУ и угла γ , отклонения оси бедра от вертикальной оси, в опорном треугольнике бедра $O_1O_2O_3$ распределяется по осям нагрузки бедра O_1O_3 и O_2O_3 в центр коленного сустава точку O_3 .

При одноопорной нагрузке изменяется геометрическая форма опорных треугольников таза и бедра, а, следовательно, и величина момента сопротивления (W) и момента инерции (I). При одноопорной нагрузке опорный треугольник таза $T_1O_1O_1$ имеет основание $b = 22,5 \pm 3,5$ см, и высоту $h = 13 \pm 3$ см.

Для удобства расчёта силовой характеристики ТБС и для определения моментов инерции (I) и моментов сопротивления (W) при одноопорной нагрузке, представим бедренный треугольник $O_1O_2O_3$ в виде двух связанных треугольников (шеечного и подвертельного) с общим биомеханическим опорным центром в области ТБС O_1 .

Приводим на рис.19 геометрическую схему биомеханической модели одноопорной системы «таз – бедро» в виде опорных треугольников тазового $T_1T_2O_1$ и бедренного $O_1O_2O_3$, состоящего из шеечного и подвертельного треугольников, с общим биомеханическим опорным центром в области ТБС O_2 .

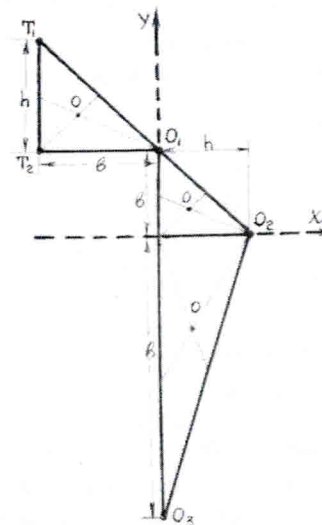


Рис.19. Геометрическая схема биомеханической модели одноопорной системы «таз – бедро» в виде опорных треугольников: тазового $T_1T_2O_1$ и бедренного $O_1O_2O_3$, состоящего из шеечного и подвертельного, с общим биомеханическим опорным центром O_2 в области ТБС для определения моментов инерции (I) и моментов сопротивления (W). Где: O – центры тяжести опорных треугольников таза и бедра; h – высота; b – основание.

12. Биомеханика диспластического синдрома ТБС при остеохондропатии головки бедра

Впервые, независимо друг от друга, остеохондропатию головки бедра в отдельную нозологическую единицу выделили ортопеды Waldenström в 1909 году, Legg Calve и Perthes в 1910 году [233].

Остеохондропатией головки бедра чаще всего страдают мальчики в возрасте 5–12 лет, причем чаще поражается один ТБС, а двухсторонние проявления остеохондропатии встречаются в 7–20% [2, 32, 76, 114, 119, 194]. Существует мнение, что причиной некроза головки бедра при остеохондропатии является дисплазия, приводящая к вторичным сосудистым нарушениям [124, 226]. Некоторые считают болезнь Пертеса проявлением адаптационного синдрома к возрастающей опорной нагрузке [181]. Предложены биомеханическая концепция и биомеханическая оценка функционального состояния опорно-двигательной системы и эффективности оперативного лечения детей с болезнью Пертеса [71, 225].

В развитии остеохондропатии выделяют пять стадий: первая стадия – субхondрального некроза губчатого вещества эпифиза головки бедра; вторая стадия – импрессионного перелома эпифиза головки бедра; третья стадия – фрагментации костной структуры эпифиза головки бедра; четвертая стадия – частичного восстановления костной структуры головки бедра; пятая стадия – исхода в виде частичного выздоровления, или возникновения деформирующего артроза.

Первая стадия остеохондропатии считается дорентгенологической, так как на рентгенограммах видимых изменений костной структуры головки бедра и эпифизарного хряща не выявляется. Поэтому стремления ортопедов всего мира направлены на получение ранних достоверных признаков остеохондропатии еще в доклинической стадии.

Наши биомеханические исследования показали, что самым ранним рентгенологическим признаком при остеохондропатии головки бедра является увеличение шеечно-эпифизарного угла (ШЭУ), возникающее в результате наружного осевого подвывиха эпифиза головки бедра (рис. 109).

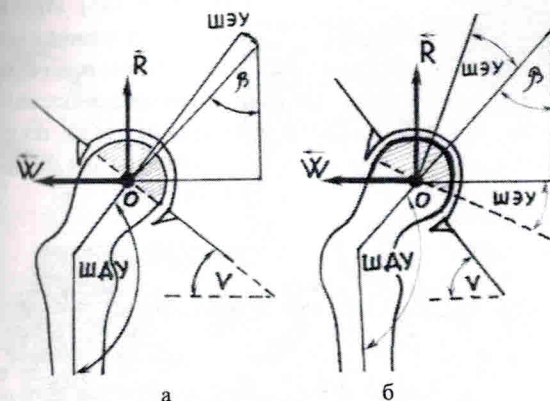


Рис. 109. Биомеханическая схема ТБС: а – при физиологическом формировании и развитии; б – при нарушении осевого соответствия с формированием наружного осевого подвывиха эпифиза головки бедра с увеличением ШЭУ до 25–30°.

С биомеханической точки зрения при физиологическом формировании и развитии ТБС у детей, когда диспластического синдрома нет, всегда имеется два соответствия: центральное и осевое (рис. 109 а). Центральное соответствие – когда совпадают опорные центры головки бедра O_1 и вертлужной впадины O_2 , образуя единый опорный центр ТБС O . Осевое соответствие – совпадение биомеханических опорных осей тазового и бедренного треугольников при величине ШЭУ в 5–10°. При центральном и осевом соответствии на уровне проксимального отдела бедра при статико-динамической нагрузке всегда существует равновесие сил и моментов, и напряженное состояние на уровне суставных поверхностей головки бедра и вертлужной впадины распределено равномерно.

Когда при диспластическом синдроме ТБС нарушается осевое соответствие при сохранении центрального, то есть происходит смещение оси нагрузки головки бедра от оси нагрузки вертлужной впадины, возникает наружный осевой подвывих – отклонение оси головки бедра по зоне эпифизарного хряща с увеличением ШЭУ до 25–30° (рис. 109 б). Смещение оси нагрузки головки бедра от оси нагрузки вертлужной впадины в виде наружного осевого подвывиха эпифиза головки бедра с увеличением ШЭУ до 25–30° приводит к перегрузке эпифизарного хряща и к развитию дистрофического процесса в головке бедра, который получил название остеохондропатии.

Нами предложен способ ранней диагностики остеохондропатии головки бедра у детей (А.С. № 1179974), заключающийся в измерении

на рентгенограммах в прямой проекции ШЭУ [86]. При наличии асимметрии в 5–7° ТБС с большим ЦЭУ считают пораженным дистрофическим процессом, а при отсутствии асимметрии и величине обоих ШЭУ больше 20–26° считают пораженными остеохондропатией оба ТБС.

Приводим на рис. 110 схему измерения ШЭУ на рентгенограмме ТБС во фронтальной плоскости при диагностике остеохондропатии предложенным способом (А.С. № 1179974) [86].

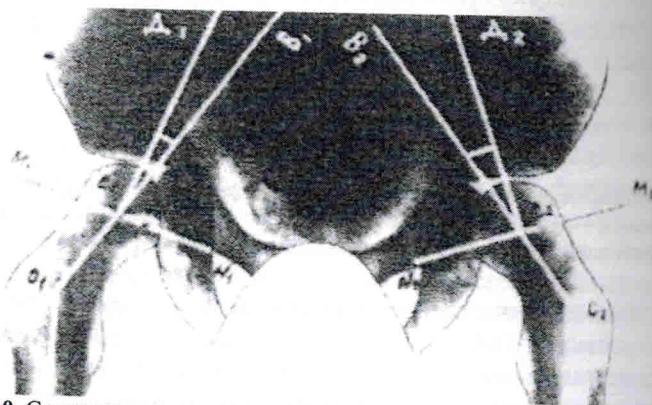


Рис. 110. Схема измерения шейечно-эпифизарных углов на рентгенограмме ТБС во фронтальной плоскости при диагностике остеохондропатии предложенным способом (А.С. № 1179974) [86].

Как показали наши исследования, при физиологическом формировании и развитии ТБС (диспластического синдрома нет), у детей в возрасте 5–7 лет величина ШЭУ составляет 10–15° при асимметрии меньше 5°. При остеохондропатии головки бедра ШЭУ увеличивается до 25–30°, причем в некоторых случаях даже до 35–40° с тенденцией к вертикальному положению эпифизарного хряща. Следовательно, при остеохондропатии наблюдается адаптационный синдром неравномерного распределения опорной нагрузки на эпифиз головки бедра с формированием вальгусной деформации. Эпифизарный хрящ головки бедра отклоняется от вертикальной нагрузки и перемещается под горизонтальную нагрузку сжатия.

Кроме стандартной рентгенографии для диагностики остеохондропатии головки бедра применяют дополнительные методы исследования: контрастную рентгенографию (рис. 111), компьютерную томографию (рис. 112), МРТ томографию (рис. 113).

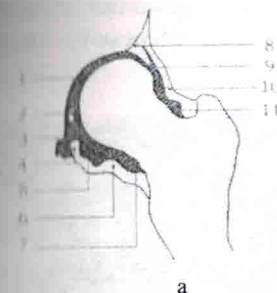


Рис. 111. Контрастная артрография ТБС: а – фронтальный разрез ТБС при контрастировании по В.О.Марксу [148], где 1 – суставная щель, 2 – круглая связка головки бедра, 3 – recessus acetabula, 4 – impressio lig.transverse, 5 – 10 – impression zona orbicularis, 6 – 11 – заворот шейки, 7 – 8 – хрящевая губа (лимб), 9 – верхний заворот; б – контрастная артрограмма при болезни Пертеса справа, II стадия: суставная щель расширена, дефект заполнения верхнего заднебокового участка суставной впадины и головки бедра.

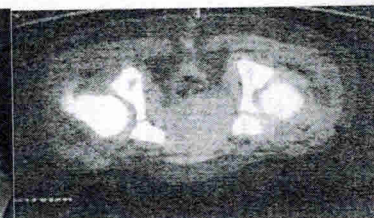


Рис. 112. Диагноз: болезнь Пертеса слева, Ш стадия: а – рентгенография тазобедренных суставов во фронтальной плоскости; б – компьютерная томография в горизонтальной плоскости: на передней поверхности сферы головки левого бедра участки фрагментации – субхондральный остеонекроз.

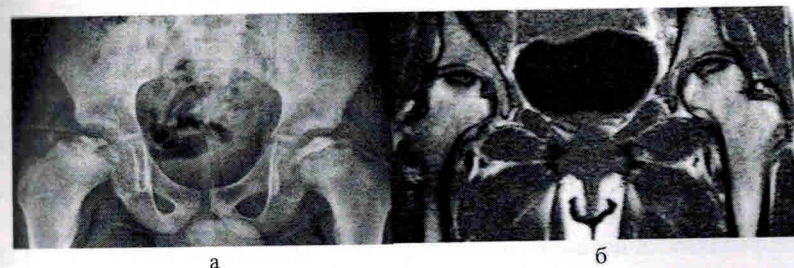


Рис. 113. Диагноз: двухсторонняя болезнь Пертеса, Ш стадия: а – рентгенография тазобедренных суставов во фронтальной плоскости; б – МРТ томография: на передневерхней поверхности сфер головок правого и левого бедра видны участки фрагментации – субхондральный остеонекроз.

Однако основным в диагностике остеохондропатии по-прежнему остаётся рентгенография ТБС во фронтальной плоскости и в положении отведения с наружной ротацией (рис. 114 и 115).

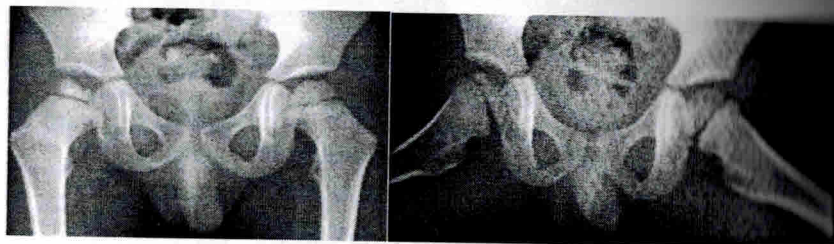


Рис. 114. Диагноз: болезнь Пертеса справа, III стадия: а – рентгенография тазобедренных суставов во фронтальной плоскости; б – рентгенография в положении отведения и наружной ротации.

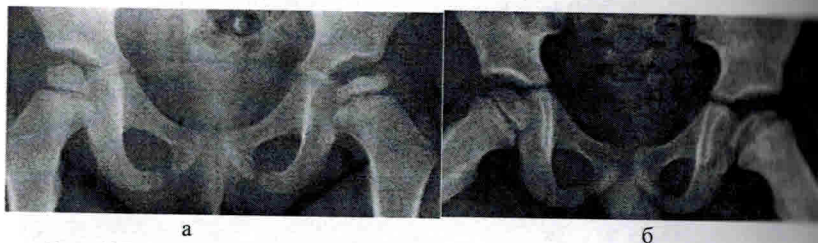


Рис. 115. Диагноз: болезнь Пертеса слева, III стадия: а – рентгенография тазобедренных суставов во фронтальной плоскости; б – рентгенография в положении отведения и наружной ротации.

Рассмотрим биомеханику диспластического синдрома ТБС при остеохондропатии головки бедра.

При остеохондропатии головки бедра происходит нарушение «осевого соответствия» при сохранении «центрального соответствия» с формированием наружного осевого подвывиха эпифиза с увеличением ШЭУ до 25–30°. При опорной нагрузке силой веса тела P относительно опорного центра ТБС O действуют две основные силы: вертикальной нагрузки R и горизонтальной нагрузки W (рис. 116).

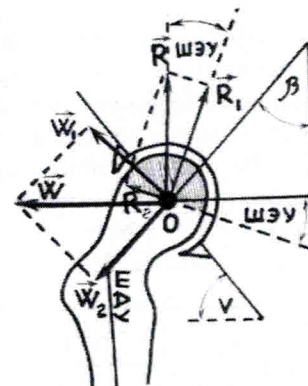


Рис. 116. Геометрическая модель диспластического синдрома ТБС при остеохондропатии головки бедра при вертикальной опорной нагрузке. Где: R, R_1, R_2 – силы вертикальной нагрузки; W, W_1, W_2 – силы горизонтальной нагрузки; V – угол наклона вертлужной впадины; β – опорный угол таза; ШДУ – шеечно-диафизарный угол; ШЭУ – шеечно-эпифизарный угол.

При наружном осевом подвывихе происходит отклонении оси эпифиза головки бедра от оси шейки. Тогда вертикальная сила нагрузки $R = 4P \cos \beta$ может быть представлена в виде двух составляющих: силы сжатия $R_1 = 4P \cos \beta \sin \beta \cos V \cos \text{ШЭУ}$, приложенной перпендикулярно опорной поверхности эпифиза головки бедра, и силы сдвига $R_2 = 4P \cos \beta \cos \beta \sin V \sin \text{ШЭУ}$, направленной вдоль опорной поверхности эпифиза. Чем больше ШЭУ, тем больше сила сжатия эпифиза головки бедра R_1 и меньше сила сдвига R_2 .

Сила горизонтальной нагрузки $W = 4P \sin \beta$ зависит только от величины опорного угла таза β и также может быть представлена в виде двух составляющих: силы сдвига $W_1 = 4P \sin \beta \cos \beta \cos V \sin \text{ШЭУ}$, и осевой уравнивающей силы сжатия $W_2 = 4P \sin \beta \sin \beta \sin V \cos \text{ШЭУ}$.

Приводим в таблице 69 величину вероятной распределённой одноопорной статико-динамической нагрузки геометрической модели остеохондропатии головки бедра сил реакции R_1, R_2, W_1 и W_2 при медленной ходьбе ($v=1$ м/с) у детей в возрасте 5, 6, 8, 11, 12 лет ($P=18,5 - 20 - 30 - 40$ кг) при различных угловых характеристиках ТБС ($\beta, V, \text{ШДУ}, \text{ШЭУ}$) с учётом полученных универсальных геометрических коэффициентов.