

МЕТОД РАСЧЕТА ПОЗИЦИИ РЕВИЗИОННОГО АЦЕТАБУЛЯРНОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА И ЕЕ ЗНАЧИМОСТЬ

Решается проблема прогнозирования износостойкости эндопротеза, а также задача обеспечения стабильности положения головки с асептической нестабильностью ацетабулярного компонента эндопротеза и дефектами вертлужной впадины. Основными методами достижения цели являются методы аналитической механики и вычислительной математики с применением объемного моделирования. Сложность экспериментального исследования напряженно-деформированного состояния эндопротезированной вертлужной впадины делает математическое моделирование практически единственным методом его исследования.

Введение. В последнее время с увеличением количества больных асептическим некрозом головки бедренной кости, деформирующим артрозом тазобедренного сустава (коксартрозом) стал широко использоваться метод эндопротезирования, также, к сожалению, значительно возросло и число осложнений этого вида оперативного лечения [1, 2]. Ревизионное протезирование выполняется при наличии дефектов костной ткани в атипичных анатомических условиях. Повторная установка нового эндопротеза требует высокой точности его позиционирования, для чего и разработан данный метод расчета. Поэтому остро стоит задача управления ростом числа осложнений этого типа. Нестабильность через 10 лет после протезирования отдельно ацетабулярного компонента составляет по Шведскому реестру (Sv.reg.) 2008 г. более 13,0 %, тогда как бедренного — только 4,0 %. Результаты значительно ухудшаются с течением времени, в течении 15 лет нестабильность наступает у 31 % больных, до 20 лет — почти у 50 % [13]. Именно нестабильность в подавляющем большинстве случаев (более 80 %) является показанием к ревизионному протезированию [4]. Для исследования этой проблемы необходимо выявить, какие механические изменения происходят при таких осложнениях.

Целью математического моделирования мышечно-костной структуры человеческого организма является возможность объективного описания взаимодействия неоднородных структур с различной упругостью, твердостью и пластичностью, более точное определение взаимодействия соединительных тканей костей и мышц, имеющих различную плотность, различные модули Юнга и прочие важные характеристики. Такая модель должна учитывать, что тело человека — это композиционная структура из неоднородных тканей, которые имеют различные поперечные сечения, а значит, имеют различные моменты инерции. В этой композиционной модели даже отдельно взятый вид соединительных тканей, например связки, изменяет свойства в зависимости от положения тела, а именно: при растяжении меняется плотность, как следствие, меняется ее модуль упругости (имеется в виду модуль Юнга

$$E = \frac{Fl}{Sx},$$
 где F — сила, S — площадь поверхности, по которой распределено

действие силы, l — длина деформируемого стержня, x — модуль изменения длины стержня в результате упругой деформации). Также при сокращении мышцы меняется ее модуль Юнга и поперечное сечение. В силу этих причин все созданные ранее модели являются приближенными [5, 6]. Затрудняло

создание такой модели свойство несимметричности тела, например способность мышцы сокращаться лишь в одну сторону, анизотропность костей, мышц и соединительных тканей в зависимости от направления воздействия силы и т.д. До сих пор такая механическая модель не создана даже для ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава, и тем более в контексте такого раздела, как динамические задачи механики, где рассматривается модуль Юнга в более общем смысле — как функционал, зависящий от среды и процесса. Метод конечных элементов в этом случае оказался достаточно неточным, в силу того что его применение требует большого числа входных параметров. Поэтому построение специального метода расчета правильного положения искусственной вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании является очень актуальной задачей на сегодняшний день. Сложность экспериментального исследования напряженно-деформированного состояния эндопротезированной тазобедренной впадины делает математическое моделирование практически единственным методом его исследования.

Постановка задачи. Хорошо известна проблема прогнозирования и повышения износостойкости эндопротеза. Также важной задачей прогнозирования и оптимизации является обеспечение стабильности положения головки с асептической нестабильностью ацетабулярного компонента эндопротеза и дефектами тазобедренной впадины при движении, достижение большей скорости движения и устойчивости относительно нагрузок. Аналогичная задача возникает и при первичном эндопротезировании. *Ключевая цель* — нахождение предельного угла погрешности наклона установки ацетабулярного компонента по найденной критической относительной площади контакта и известному пределу прочности и разрушения спонгиозной костной ткани, что является необходимым условием для обеспечения регулирования времени качественной и безотказной работы эндопротеза [5, 6]. Также важна позиция выше упомянутого компонента.

Основные понятия и результаты. *Определение.* Ревизионный ацетабулярный компонент — часть эндопротеза тазобедренного сустава, которая протезирует тазобедренную впадину в случае повторного протезирования при наличии дефектов костной ткани (в случае возникновения асептической нестабильности первичного ацетабулярного компонента).

Для моделирования управления распределением сил в этом суставе учтем следующие факторы. Под действием силы головка эндопротеза смещается, деформируя значительно более мягкую поверхность чашки суставной впадины. Упругая деформация последней вызывает появление сил реакции в виде распределенного давления p на поверхность головки. Уравнения равновесия головки имеют вид:

$$N_x + F_x = 0, \quad N_y + F_y = 0, \quad N_z + F_z = 0, \quad (1)$$

где N_x , N_y , N_z — проекции равнодействующей силы давления на соответствующие оси. Распределение давления по поверхности чашки представлено на рис. 1, оно выполнено на основе пакета, использующего метод конечного элемента. Можно увидеть, что зона максимального давления (до 23 кГ/см²) располагается выше экваториальной плоскости впадины — в направлении максимального перемещения головки. Нижняя

часть контактной поверхности остается ненагруженной или слабо нагруженной (до 5 кг/см^2). Качественный характер распределения напряжений также совпадает с результатами теоретического исследования.

Таким образом, нагрузки на ложе эндопротеза непосредственно обусловлены силой давления головки эндопротеза. Если пренебречь моментами сил трения в суставе, то в силу особенностей его геометрии, как шарового шарнира, внешние силы сводятся к равнодействующей $\vec{F} = \{F_x; F_y; F_z\}$, приложенной в центре сферы, образующей суставную поверхность. Величина и направление этой силы зависит от веса тела, характера выполняемого двигательного действия и активности мышц, пересекающих зону тазобедренного сустава.

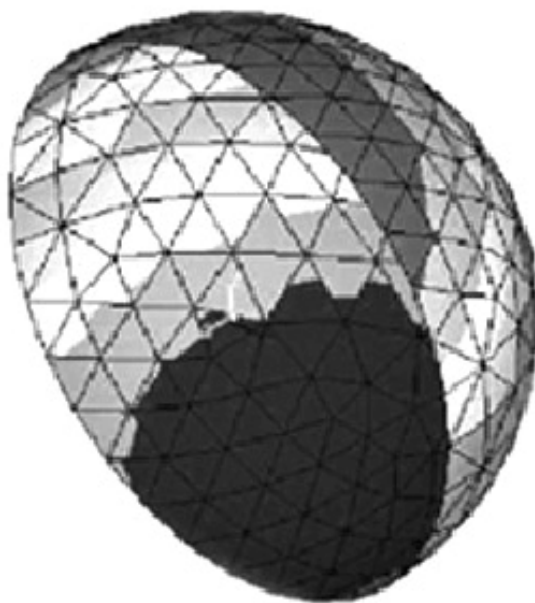


Рис. 1

Рассматривая сравнительно медленные локомоции (движения), будем пренебрегать инерционными свойствами элементов нижней конечности, т.е. будем считать, что силы, действующие на нижнюю конечность, в каждый момент времени удовлетворяют условиям механического равновесия.

Рассмотрим протез тазобедренного сустава, который состоит из впадины 1 и головки на ножке 2 (рис. 2).

Первая задача — определить, куда направлена реакция связей при взаимодействии вкладыша и головки. Анализ характера связей показывает, что реакция направлена строго вертикально. Если предположить, что может существовать горизонтальная составляющая реакции (хотя далее в расчетах мы учитываем дополнительное действие силы ягодичной и поперечной мышц, но горизонтальная составляющая этих сил не велика), то тогда ее должна создавать или компенсировать некоторая горизонтальная сила. Но этой силы нет, так как нечему ее производить, есть только вес пациента.

Поэтому реакция F_z направлена строго вертикально. В расчетах будем полагать $F_z = 70 \text{ кГ}$.

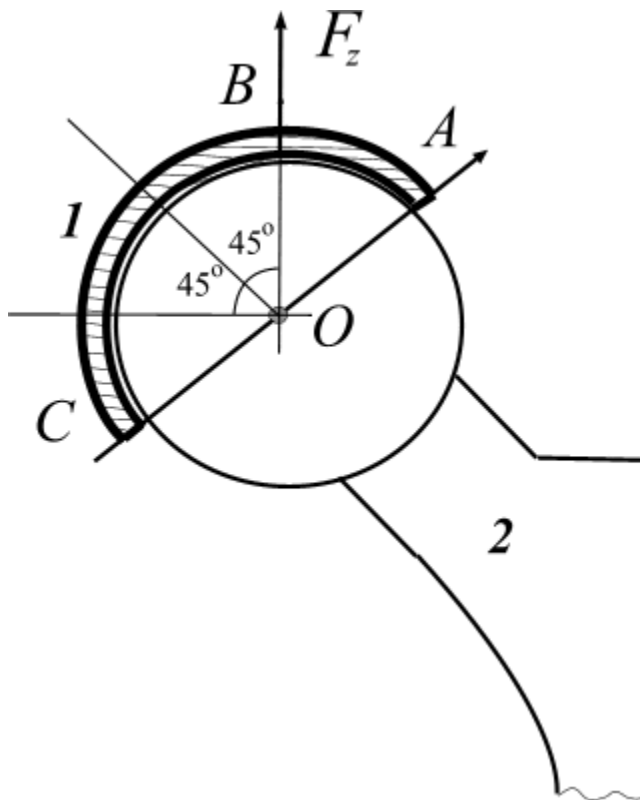


Рис. 2

Рассмотрим теперь условия равновесия впадины. На впадину действует реакция со стороны головки F_z , а сверху действует распределенное давление веса человека. Условием равновесия впадины будет равенство вертикальных сил, действующих на впадину, и равенство моментов относительно некоторой точки. В качестве такой точки удобно выбрать центр шара — точку O . Обозначим d диаметр головки. Для расчетов оценочных значений нагрузок примем $d = 28 \text{ мм}$, толщину стенок вкладыша примем равной $\delta = 6 \text{ мм}$. Из первого условия равновесия впадины следует, что сумма всех сил, действующих на впадину, должна равняться F_z (70 кГ), а из второго условия следует, что момент сил на участке AB должен быть равен моменту сил на участке BC . Заметим, что благодаря выбору точки O (центра головки) в качестве точки отсчета моментов момент реакции F_z будет равен нулю, так как эта сила проходит через точку O (нет плеча). Оценим длину дуги AB

$$\angle AB = \frac{\pi d}{4 \cdot 2} \quad (\text{произведение угла в радианах на радиус}). \quad \text{Получим } \angle AB = \frac{\pi d}{8};$$

аналогично $\angle BC = \frac{3\pi d}{4 \cdot 2} = \frac{3\pi d}{8}$, т.е. дуга BC больше дуги AB в три раза.

Поэтому суммарное давление на дуге AB будет в три раза больше, чем на дуге BC (чтобы уравновесился момент). Тогда нагрузка будет делиться в следующей пропорции:

— на дуге BC нагрузка будет $\frac{1}{4} F_z = 70 / 4 = 17,5$ кГ,

— на дуге AC нагрузка будет $\frac{3}{4} F_z = 3 \times 70 / 4 = 52,5$ кГ.

Найдем площадь приложения нагрузки. Условно примем полосу шириной 1 см. На внешнем крае вкладыша радиус равен $d / 2 + \delta = 28 / 2 + 6 = 20$ мм, тогда площадь будет

$$S = \frac{\pi}{4} \left(\frac{d}{2} + \delta \right) = \frac{\pi}{4} \times 2,0 \times 1 = \frac{\pi}{2} \text{ см}^2 = 1,57 \text{ см}^2,$$

а среднее давление составит $P = \frac{52,5}{1,57} = 33,44$ кГ / см^2 . Рассмотрим теперь случай, когда впадина установлена неточно.

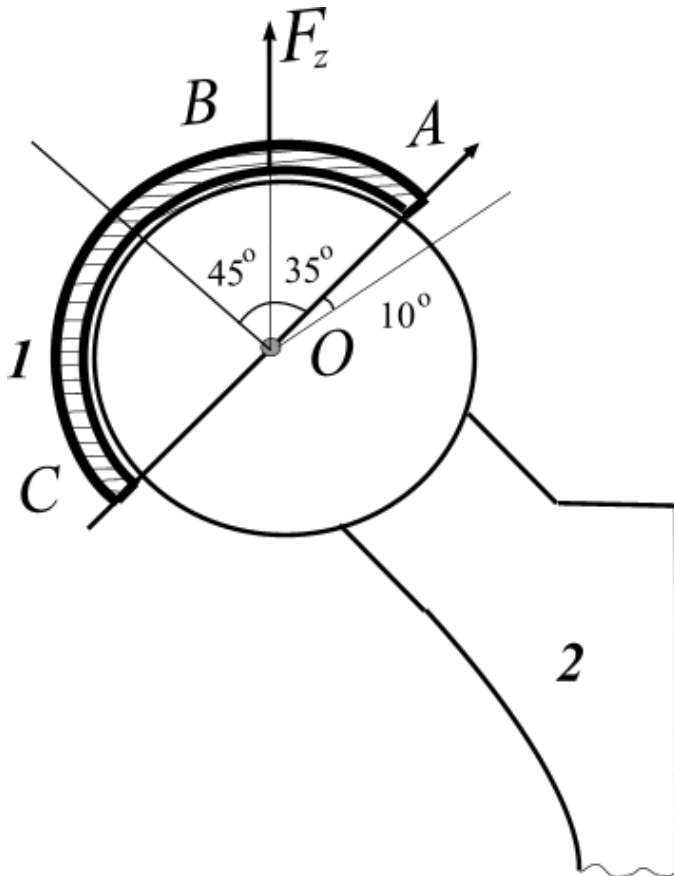


Рис. 3

Например, на 10° отклонена от требуемого положения. Этот случай представлен на рис. 3. В отличие от первого («правильного») случая будет некоторое уменьшение дуги $\angle AB$ и увеличение $\angle BC$. В этом случае угол

$\angle AOB = 35^\circ$. Тогда длины дуг будут $\angle AB = \frac{35^\circ}{180^\circ} \pi \frac{d}{2} = \frac{35^\circ}{360^\circ} \pi d$,

$\angle BC = \frac{180^\circ - 35^\circ}{180^\circ} \pi \frac{d}{2} = \frac{145^\circ}{360^\circ} \pi d$.

Здесь делаем переход от градусной меры к радианной мере углов. Теперь нагрузка на $\angle AB$ равна $\frac{145^\circ}{180^\circ} F_z$, а на дуге $\angle BC$ — $\frac{35^\circ}{180^\circ} F_z$. Тогда на интересующем нас участке $\angle AB$ будет нагрузка $\frac{145}{180} \times 70 = 56,38$ кГ.

Оценим теперь площадь полоски вдоль дуги $\angle AB$:

$$S = \angle AB \times l = \frac{35}{180} \pi \left(\frac{d}{2} + \delta \right) = \frac{35}{180} \pi \times 2 = \frac{3,14 \times 35}{90} = 1,57 \frac{7}{9} = 1,22 \text{ см}^2.$$

Среднее давление на участке дуги $\angle AB$ будет $P = \frac{56,38}{1,22} = 46,21 \text{ кГ/см}^2$.

Выведем теперь на основе описанной методики общую формулу для среднего давления для произвольного угла погрешности установки α , заданного в градусах: $P = \frac{135 + \alpha}{45 - \alpha} \frac{F_z}{2\pi}$ кГ/см². Если принять в качестве

граничного давления $P = 50$ кГ/см², то из уравнения $50 = \frac{135 + \alpha}{45 - \alpha} \frac{F_z}{2\pi}$ найдем предельный угол погрешности установки вкладыша $\alpha^x = 12,2^\circ$.

Оценим теперь относительную площадь контакта компонента и ложа, ее наименьшее критичное значение, которое не нарушает стабильности ревизионного эндопротеза, т.е. условие того, что давление не превышает 50 кГ / см² на площадку, которая соответствует дуге $\angle AB$. Зная критичный угол $\alpha^x = 12,2^\circ$, рассчитаем соответствующую ему площадь контакта:

$$S_{12,2} \approx 28r \times 1 = \frac{S_{28}}{S_{45}} = \frac{(28/180)\pi \times 1}{(28/180)\pi \times 1} = \frac{28}{45} = 62\%.$$

Приведенная методика оценивает среднее давление на площадках контакта без учета неравномерности распределения давления и концентрации напряжений на верхней части вкладыша. Кроме того, в процессе ходьбы угол может меняться дополнительно в пределах $\pm(20^\circ \div 30^\circ)$. Примем, что в направлении движения угол может изменяться на $\pm 20^\circ$, а в направлении перпендикулярном движению (отвод ноги в сторону и, самое опасное, отвод ноги внутрь) — на $\pm 10^\circ$. Также учитывается коэффициент динамичности. В расчетах обычно берут коэффициент запаса от 1,5 до 2.

Рассмотрим вариант нагрузки при отклонении ноги на 10° внутрь при неточно установленной впадине. Теперь предельно малый угол отклонения будет 25° . Тогда по выведенной выше формуле $P = 69,13$ кГ/см². Приведенные расчеты слабо учитывают концентрации напряжений, учитывают динамику в виде предельных нагрузок, которые могут возникнуть, и усредняют давление по дуге.

Существует еще один **предельный случай**, когда впадина упирается в шейку головки (контакт головка — впадина). Сила взаимодействия в этом случае направлена перпендикулярно к шейке. Эта сила не может быть уравновешена весом пациента (разные направления). Поэтому такое положение неустойчиво и не может быть статическим. Момент внешней

силы не компенсируется. Следовательно, пациент не может пребывать в таком положении **стабильно**. В момент входа в данное положение к обычным нагрузкам добавляется дополнительное вдавливание участка *BC* и разгрузка участка *AB*. Начальная фаза выглядит даже благоприятно. Однако участок в районе точки *B* по сути находится в зоне действия локальной силы, которая к тому же будет приложена в виде удара. Учитывая, что закрепление впадины в кости происходит не по гладким поверхностям, там могут возникать большие локальные давления, которые оценить трудно по двум причинам. Во-первых, надо знать характер такого движения ноги пациента, который может привести к контакту впадина — шейка головки, а, во-вторых, сустав не дает противодействия нагрузкам в боковом направлении, значит это будет либо участок переходной в движении пациента с болевым эффектом, либо падение.

Рассмотрим теперь дополнительный вклад от действия ягодичной и поперечной мышц. Их действие может рассматриваться по методу суперпозиции (наложения на предыдущий результат). Величину суммарного действия этих мышц нельзя оценить точно, однако в расчетах будем принимать, что равнодействующая этих сил при идеально правильной установке впадины проходит через центр головки, а величина силы значительно уступает весу пациента, например в 10 раз. Т.е. мы предположим, что суммарная сила мышц будет порядка 7 кГ, сила направлена в идеальном случае через центр головки. Известно, что по величине суммарная сила мышц будет меньше, т.е. мы берем верхнюю оценку. В случае когда впадина установлена точно, сила действует через центр головки. Т.е. сила не создает никакого момента. Реакция впадины на действие этой силы будет приложена точно в центре впадины. Справа и слева от середины впадины будут одинаковые участки. Оценим дополнительное давление. Итак, сила будет 7 кГ, а длина всей дуги —

$$\pi \left(\frac{d}{2} + \delta \right) = 3,14 \times 2 = 6,28 \text{ см.}$$

Вследствие этого на условной полоске 1 см возникает дополнительное давление $1,11 \text{ кГ/см}^2$, что в 30 раз меньше, чем давление, производимое вследствие действия веса пациента. Т.е. изменение давления составит около 3 % от действия веса пациента.

Рассмотрим теперь **случай поворота** (ошибочного монтажа) впадины на 10° . В этом случае по-прежнему ось действия суммарной силы проходит через центр головки, однако центр приложения силы ко впадине сместится на 10° . Значит дуга поделится в пропорции не $90^\circ / 90^\circ$, а $100^\circ / 180^\circ$. Тогда из соображений равенства моментов, действующих на впадину, сила поделится в пропорции $80 / 180$ и $100 / 180$. Т.е. сила будет $780 / 180$ и $7 \times 100 / 180$, или 4,33 и 3,8(8). При этом длины дуг будут соответственно $\pi \times 80 / 180 \times 2$ и $\pi \times 100 / 180 \times 2$, или 2,79 и 3,49, а дополнительное давление на меньшей дуге будет равно $\Delta P = 3,89 / 2,79 = 1,39 \text{ кГ/см}^2$, что опять существенно ниже давления, производимого весом и составляет около 4,2 %. Заметим при этом, что действие мышц усиливает дисбаланс давлений (т.е. способствует росту давления на максимально нагруженном участке, а не уменьшению).

Проанализируем теперь **случай неточной установки впадины**, связанный не с поворотом, а со смещением впадины вверх или вниз (по направлению под углом 45°). Еще важно принять во внимание

местонахождения точки пересечения сил действующих мышц. Если ориентироваться на снимок сустава больного Б. (54 года), то точка пересечения лежит на расстоянии примерно 15 см от центра головки и находится на прямой проходящей от центра головки под углом 45° (поскольку равнодействующая должна проходить через центр головки). Рассмотрим случай, *когда впадина установлена на 5 мм выше.* При этом считаем, что силы мышц не изменились (мышцы пациента не адаптировались к новому положению, хотя теоретически такая адаптация возможна). В этом случае угол дуги соответствует величине $14,2^\circ$, а длина дуги — $14,2 / 180 \times 2 \times 3,14 = 5,1$ мм. Тогда длина дуги, которая весьма незначительно **отличается от величины смещения**, поделится в следующей пропорции: 3,012 см и 3,268 см при общей длине 6,28 см ($2 \times \pi$). Сила, как и ранее, поделится обратно пропорционально — $7 \times 3,012 / 6,28$ и $7 \times 3,268 / 6,28$, или 3,36 и 3,64. Соответственно это создает давление на меньшем участке $3,64 / 3,012 = 1,21 \text{ кГ/см}^2$, что составляет около 3,7 % от давления, производимого весом. Однако в этом случае действие давления, вызванного мышцами, приводит к ослаблению **дисбаланса** давлений, т.е. способствует смягчению отрицательных эффектов распределения давления, вызванных весом пациента. Т.е. смещение впадины вверх ослабляет эффект неравномерности давления на впадину, вызванный весом тела. Соответственно при смещении впадины вниз эффект будет того же порядка, но с противоположным знаком. А именно: действие сил давления, вызванное мышцами, будет усиливать дисбаланс давлений, вызванный действием веса пациента, на те же 3,7 %. Если взять самый неблагоприятный случай — впадина смещена вниз и поставлена на 10° неточно, то давление, созданное мышцами, составит, около 8 % от давления, обусловленного весом пациента. Поэтому роль давлений, вызванных мышцами, является вторичным фактором. Относительная погрешность ΔS при изменении параметра a — длины полоски, испытывающей максимальную нагрузку, — существенно зависит от площади полосы с критической нагрузкой, и обусловлена характером дефекта ставшего причиной ревизионного эндопротезирования сустава. Поскольку в нашем расчете ширина этой полоски фиксирована и $b = 1$ см, то

$$\Delta S = (\Delta a)b / (a + \Delta a)b = \Delta a / (a + \Delta a),$$

где Δa — относительная погрешность параметра для длины, при этом длина дуги a определяется по формуле $a = \lambda \times \frac{d}{2}$, где λ — угол в радианах, соответствующий дуге AB , на которую приходится наибольшая нагрузка. Относительная погрешность при изменении двух параметров a и b , выражается следующим образом:

$$\Delta S = (\Delta a)(b + \Delta b) / (a + \Delta a)(b + \Delta b) = (\Delta ab + \Delta a\Delta b) / (ab + a\Delta b + \Delta ab + \Delta a\Delta b),$$

где Δa , Δb — относительные погрешности параметра для длины и ширины при измерении на аппарате КТ. Как известно [10–12], такая погрешность измерения среза составляет не более 1 мм.

Важными факторами, определяющими тип протезирования, является степень дефекта определяемой или потерянной площади контакта или объемом потерянной части кости. Для принятия решения о необходимости

делать костную пластику дефектов вертлужной впадины целесообразно применять также алгоритм реконструкции изображения с высоким пространственным разрешением [10, 11]. Таким образом, можно сформулировать алгоритм принятия решения:

- Входные данные — это вес пациента, имеющаяся площадь контакта и величина дефекта.
- Применяем выведенную формулу для среднего давления.
- Находим предельный угол погрешности установки ацетабулярного компонента и тип протезирования с использованием костной пластики дефектов вертлужной впадины или без нее.

Выводы

1. Разработанный метод расчета допустимого отклонения угла ревизионного ацетабулярного компонента позволяет определять предельный угол установки ацетабулярного компонента. В отличие от некоторых универсальных методов, которые можно использовать для приближенного расчета давления, наш метод нагляднее и позволяет получить аналитическую зависимость между многими важными параметрами, а главное, не требует большего числа входных параметров. Его эффективность основана на его специальной направленности и аналитичности. Применение же, например, метода сплайнов, метода конечных элементов, метода Лагранжа и др. сопряжено с большим количеством входных параметров, которые, в силу недоступности тазобедренной впадины до начала ее оперирования, отсутствуют. Кроме того, метод конечного элемента еще не дает окончательного результата, вносит свою собственную вычислительную погрешность. Разработанный метод точнее метода, в котором используются вычисления, полученные методом конечных элементов, в силу того что для эффективного применения последнего требуется очень большое количество входных параметров, которых по объективным причинам нет. Повышение точности происходит за счет специальной направленности и аналитичности данного метода. Его актуальность связана со стремительным увеличением количества пациентов, нуждающихся в эндопротезировании, и такой расчет критично важен при повторном эндопротезировании, так как часть костной ткани в таком случае уже разрушена и площадь контакта уменьшена. Сложность экспериментального исследования напряженно-деформированного состояния эндопротезированной тазобедренной впадины делает математическое моделирование практически единственным методом его исследования.

2. Имплантация бесцементного ацетабулярного компонента тазобедренного сустава при ревизионном протезировании в рекомендуемые (выгодные) позиции, площадь контакта компонента и костного ложа максимально возможна (100 %), при этом давление на кость тазобедренной впадины не превышает предела прочности спонгиозной костной ткани (50 кГ/см^2). Это обеспечивает стабильность ревизионного эндопротеза в костном ложе. Отсутствие пластического замещения дефектов и имплантация искусственной впадины в дефектную часть, т.е. нарушение идеальной позиции ревизионного ацетабулярного компонента эндопротеза тазобедренного сустава приводит к уменьшению относительной площади контакта компонента и увеличению давления на костное ложе эндопротеза больше предела ее прочности (50 см^2). Последнее является предпосылкой дестабилизации ревизионного ацетабулярного компонента эндопротеза.

3. В случае протезирования больных с дефектами костной ткани предельный угол смещения ревизионной впадины от идеальной, рекомендуемой позиции, являющийся допустимым, — 12° . Предельная величина относительной площади контакта компонента ложа и ацетабулярного компонента равна 62 %. В этом случае сила, действующая на **единицу площади ложа ревизионного эндопротеза**, вместо естественных 37 Н, достигает 50 Н, что еще не нарушает стабильности системы эндопротез — кость.

4. Сила действия мышц относительно слабая, для того чтобы исправить погрешности имплантации ревизионного ацетабулярного компонента протеза, восстановить биомеханику протезированного сустава, и является второстепенным фактором.

1. *Аболин А.Б., Иванкин Д.Е., Гончаров М.Ю., Рыков А.Ю.* Костная пластика при эндопротезировании тазобедренного сустава. Вертлужный компонент // Человек и его здоровье: Материалы X Российского национального конгресса. — СПб., 2005. — С. 4.
2. *Бансал А.* Асептическая нестабильность эндопротеза тазобедренного сустава // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1998. — № 3. — С. 123–125.
3. *Кільчевський Н.А.* Курс теоретичної механіки. — Т. 1: Кінематика, статика, динаміка точки). — Изд. 2. — М.: Наука, 1977. — 480 с.
4. *Лоскутов А.Е., Никифоров И.А.* Ревизионная хирургия вертлужного компонента при реэндопротезировании тазобедренного сустава // Труды Крымского государственного медицинского университета им. С.И. Георгиевского. — 1999. — **135**, Ч. 2. — С. 81–83.
5. *Сташкевич А.Т., Осадчий Е.А., Вовк Н.Н., Горбунов О.А.* Концепция построения и опыт медицинского применения аппарата "Экзоскелетон" // Літопис травматології та ортопедії. — 2011. — 21–22, № 1–2. — С. 306.
6. *Осадчий С.О.* Інформаційні трансформерні технології побудови машин та механізмів: Монографія. — К.: Науковий світ. — 2004. — 167 с.
7. *Тимошенко Н.А.* Курс теоретичної механіки. — Т. 1: Кінематика, статика, динаміка точки. — Изд. 2. — М.: Наука, 1977. — 480 с.
8. *Дубинець В.Г., Савченко О.В., Ігнатенко А.С.* Метод визначення реакції пружних стержнів на дію ударних навантажень // Проблеми обчислювальної механіки і міцності конструкцій. — 2008. — Вип. 12. — С. 21.
9. *Moes C.* Computer Support for Pressure Distribution Controlled Shape Design // Automotive Mechatronics Design & Engineering. — P. 483–492.
10. *Moes C.* Generation of Shape Instances for FE Modelling of the Human Body // Design Methods for Performance and Sustainability. Proc. of the 13th International Conference on Sustainability. — 2001. — P. 10–16.
11. *Hounsfield G.N.* Computed Medical Imaging // Nobel Lectures in Physiology or Medicine 1971–1980. — Stockholm: World Scientific Publishing Co., 1992. — P. 568–586.
12. *Cormack A.M.* Early two-dimensional reconstruction and recent topics stemming from it // Nobel Lectures in Physiology or Medicine 1971–1980. — Stockholm: World Scientific Publishing Co., 1992. — P. 551–563.
13. *Филиппенко В.А., Метелева З.М., Танькут В.А.* Клинико-биомеханические параллели при ранней асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2000. — № 2. — С. 51–53.

Национальный технический
университет Украины “Киевский
политехнический институт”

Институт травматологии
и ортопедии НАН Украины

Получено 12.06.2012