

## ОСОБЕННОСТИ БИОМЕХАНИКИ ТАЗОВОГО КОЛЬЦА И ЕЕ ЗНАЧЕНИЕ ПРИ ВЫБОРЕ ФИКСИРУЮЩЕГО УСТРОЙСТВА

Кустуров Владимир – др. хаб. мед. наук, ведущий научный сотрудник<sup>1,2</sup>,  
Гидирим Георгий – академик АН РМ, профессор, др. хаб. мед. наук<sup>1</sup>,  
Кустурова Анна – научный сотрудник, ассистент кафедры<sup>2,3</sup>,

<sup>1</sup>Лаборатория ГПБ хирургии, кафедра хирургии №1 «Николае Анестиади»,  
ГУМФ «Николае Тестемицану»,

<sup>2</sup>Лаборатория «Политравма», Институт Ургентной Медицины,

<sup>3</sup>Кафедра ортопедии и травматологии, ГУМФ «Николае Тестемицану»

E-mail: [anna.kusturova@gmail.com](mailto:anna.kusturova@gmail.com) GSM: +373 79565882

**Rezumat. Particularități de biomecanica inelului pelvin și semnificația ei clinică în selectarea dispozitivului de fixare**

Pelvisul este prezentat ca un inel închis, fiind sistem de tensiune, organizat de complexul muscular-ligamentar-osos. Direcția forțelor vectorului de tracțiune care acționează asupra inelului pelvian este tangent la conturul inelului. Acest model a fost luat în considerare de autori în dezvoltarea metodelor și aparatelor pentru reducerea și fixarea bazinului. Aparatele existente pentru fixarea bazinului au capacitățile reduse de design și oferă doar mișcarea liniară a oaselor pelvine, nu creează o reducere adecvată a fragmentelor, astfel încât acestea sunt utilizate ca elemente de fixare temporare în perioada precoce a maladii traumatice. Dispozitivele elaborate pentru repoziția și fixarea oaselor bazinului au dovedit eficiența sa în tratamentul fracturilor inelului pelvian. Varianta optimă pentru dispozitivul de fixare externă este construcția în formă care repetă conturul inelului pelvian.

**Cuvinte-cheie:** pelvisul, biomecanica, osteosinteza, dispozitivul de fixare

**Summary. The particularities of pelvic ring biomechanics and its clinic value in the selection of fixing device**

The pelvis is seen as a closed ring that is a tension system formed by bones and musculo-ligamentous complex. The direction of the vector forces acting on the pelvic ring is tangent to the contour of the ring. This law is considered in the development of methods and devices for reduction and fixation of the pelvis. The existing devices for fixing the pelvis provide only linear movement of the pelvic bones, do not create an adequate reduction of the fragments, so they are used as temporary fixators in the early period of traumatic disease. Elaborated devices for the reduction and fixation of pelvic bones proved their effectiveness. The best option for fixing device is the shape that conventionally follows the contour of the pelvic ring.

**Key words:** pelvis, biomechanics, osteosynthesis, fixation device

**Резюме. Особенности биомеханики тазового кольца и ее значение при выборе фиксирующего устройства**

Таз рассматривается как замкнутое кольцо, находящееся в напряженной системе, образованной костно-мышечно-связочным комплексом. Направление вектора растягивающих усилий, действующих на тазовое кольцо, касательное к контуру кольца. Эту закономерность учитывали при разработке методик и устройства для репозиции и фиксации костей таза. Существующие же аппараты для фиксации таза своими конструктивными возможностями обеспечивают только линейное перемещение тазовых костей, не создают адекватного сопоставления фрагментов, поэтому они используются как временные фиксаторы в раннем периоде травматической болезни. Разработанные варианты устройства для репозиции и фиксации костей таза доказали свою эффективность. Оптимальным вариантом устройства для наружной фиксации таза являются форма устройства, условно повторяющая контур тазового кольца.

**Ключевые слова:** таз, биомеханика, остеосинтез, фиксирующее устройство

**Введение:** В последние годы широкое распространение получили методы лечения переломов таза с использованием различных внутренних и наружных металлоконструкций [1,2]. Существующие устройства наружной фиксации таза своими конструктивными возможностями обеспечивают только линейное перемещение тазовых костей, не достигая адекватного сопоставления. Поэтому в большинстве случаев их используют как временные фиксаторы в раннем периоде травматической болезни, с последующим переходом на методику открытой репозиции и внутренней фиксации [3,4]. Это удлиняет сроки лечения и не улучшает функциональные результаты [5,6]. Выбор стабилизирующих систем, применяемых для фиксации и коррекции деформации поврежденного тазового кольца, определяется не только на основе оценки морфометрических параметров поврежденных участков тазовых костей, но и на основании анализа опорных участков кости и характера деформации.

**Цель исследования** – обоснование применения наружных устройств, для репозиции и фиксации таза у пострадавших с политравмой.

**Материал и методы:** Проанализированы 548 историй болезней пациентов с переломом костей таза и результаты 260 стендовых испытаний по определению механики фиксирующих устройств и механической жесткости связи “тазовая кость - фиксирующий элемент”.

**Результаты и обсуждение:** Таз является основанием позвоночника и одновременно - связующим звеном с нижними конечностями, переносит движения с конечностей и амортизирует их. На краях таза крепятся мощные мышцы и связки, которые тянутся к позвоночнику. Крестцово-подвздошные суставы и симфиз обеспечивают подвижность и буферную функцию таза. Сохранение устойчивости тела при изменяющихся по величине и направлению механических нагрузок является основным свойством тазового кольца,

одновременно реализуется опорная и динамическая функция. В положении человека стоя вес передается через поясничный отдел позвоночника к крестцу, крестцово-подвздошным сочленениям, на уровне  $S_2$ , и по дугообразной линии к нижней полусфере вертлужной впадины, по оси шейки бедра вниз к бедренным костям. В положении сидя вес передается вниз по позвоночнику к крестцу, крестцово-подвздошным сочленениям и седалищным костям через нижнюю ветвь [7,8]. Концепция таза, как замкнутого кольца, находящегося в напряженной системе, имеет важное практическое значение при определении тактики лечения переломов со смещением [9,10]. В норме растягивающие усилия в области лобкового симфиза и компрессирующие в крестцово-подвздошных суставах уравниваются горизонтальными силами. Нарушение целостности в области лобкового симфиза приводит к исключению действия уравнивающих горизонтальных сил и реализации функции растягивающих усилий. Направление вектора растягивающих усилий действующих на тазовое кольцо не прямолинейное, а по касательной контура кольца. Эту закономерность мы учитывали при разработке устройства для репозиции и фиксации костей таза [9,10]. Оптимальным вариантом устройства для наружной фиксации и репозиции таза [2], разработанного в Клинике Хирургии №1, является форма устройства в виде сектора дуги, условно повторяющая контур тазового кольца.

Первый вариант устройства изготовлен и апробирован в 1991 году и состоял из двух опорных дуг, выполненных в виде пластин сектора дуги радиусом 90-110 градусов. В опорах выполнены каналы и пазы для крепления фиксирующих элементов. Передние вершины дуг соединяют с помощью кронштейнов и резьбовых стержней. Задние вершины опор соединены U-образной рамой. Эти две дуги соединены телескопической штангой. Данная компоновка устройства приме-

нялась в более 350 клинических случаях после тяжелой травмы таза у взрослых и подростков, а также в 18 случаях, после родовых разрывов лобкового симфиза с расхождением тазовых костей. Для устранения совмещения отломков костей переднего полукольца при переломах таза типа  $B_2$  осуществляется разведение передних вершин тазовых опор, путем введения в систему диагонального репозиционного узла. Однотипно работает и U-образная рама, при сопоставлении фрагментов в крестцово-подвздошном сочленении.

Второй вариант устройства дополнительно к базовой компоновке содержит бедренную опору для декомпрессии тазобедренного сустава и репозиции фрагментов вертлужной впадины. Третий вариант устройства для репозиции и фиксации костей таза предложен в 2003 году и выполнен из рентгеннегативного материала. Данный вариант устройства разработан для фиксации поврежденный тазового кольца при оскольчатых переломах костей, образующих переднее полукольцо с распространением линии перелома на дно вертлужной впадины. Устройство обладает меньшим весом и обеспечивает полную прозрачность мест переломов. Устройство применялось у 24 пациентов.

Четвертый вариант устройства для репозиции и фиксации костей таза разработан для остеосинтеза переломом костей таза типа С, с вертикальной нестабильностью. К задним вершинам тазовых опор устройства устанавливаются z-образные кронштейны, к которым крепятся концы спиц проведенных через задний комплекс тазового кольца. Данная методика разработана в 2005 году, обеспечивает адекватную репозицию и стабилизацию при повреждении костей заднего полукольца.

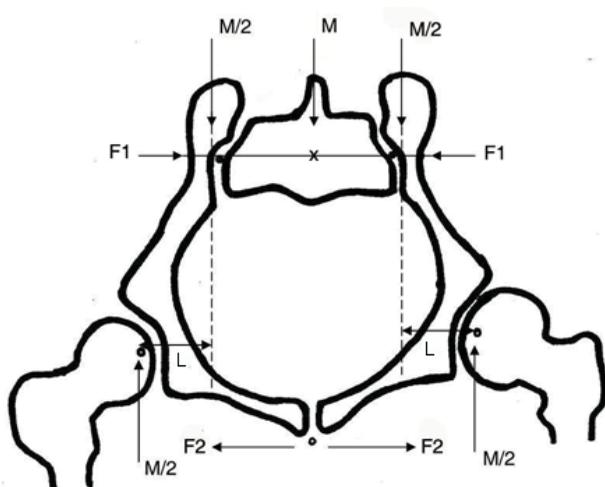


Рис. 1. Распределение статической нагрузки между передним и задним отделами тазового кольца

Механика и схема приложения сил в устройстве для репозиции и фиксации костей таза обладает большим числом пространственных степеней свободы и точек приложения этих сил по сравнению с известными линейными устройствами. При этом в конструктивном исполнении они проще, диапазон использования шире, обеспечивают более адекватную коррекцию тазовых костей, не приводят к изменению топографии и функции мышц тазового пояса.

Распределение статической нагрузки между передним и задним отделами тазового кольца с учетом функции мышц, прикрепляющихся к костям таза, схематически представлено на рисунке 1. Вертикальная статическая нагрузка массой тела  $M$  действует на каждую сторону таза по законам симметрии, то есть распределяется пополам  $M/2$ . В результате приложения силы  $M/2$  на расстояние  $L$  от точки компрессии крестцово-подвздошного сустава возникает момент силы, равный произведению  $M/2$  на величину расстояния  $L$ , а в области лобкового симфиза создаются растягивающие усилия. В норме растягивающие усилия в области лобкового симфиза и компрессирующие в крестцово-подвздошных суставах уравниваются горизонтальными силами  $F_1$  - в области крестцово-подвздошных суставов и силами  $F_2$  - в области лобкового симфиза. Нарушение целостности в области лобкового симфиза приводит к исключению действия уравнивающих горизонтальных сил и реализации функции растягивающих усилий. Направление вектора растягивающих усилий не прямолинейное, а по касательной контура тазового кольца.

Фиброзно-мышечный аппарат тазового кольца в области каждого сочленения значительно увеличивает их прочность. Он состоит из связок, фиброзных волокон, расположенных согласно векторам основных нагрузок, сухожильных волокон разных мышечных групп. Связки играют роль индикаторов, а мышцы – активных стабилизаторов нагрузки. Основная функция таза – устойчивость к динамическим внешним воздействиям - обеспечивается построением тазового кольца с участием твердо-опорных (костных), упруго-устойчивых (хрящевых) и эластичных (фиброзно-мышечных) структур. Экспериментальными, клиническими и исследованиями определена топография активных силовых напряжений, возникающих в тазовом кольце в противодействие физиологическим нагрузкам [1,5,11], это позволило составить схему стандартных мест введения фиксирующих элементов в анатомически оптимальных зонах. Многобразные переломы костей таза, величина сме-

щения отломков, конституционная особенность пациентов требует определенную механическую жесткость связи “тазовая кость - фиксирующий элемент” обеспечивающая стабильную фиксацию на весь период сращения. Для этого проведено стендовые и клинические исследования устойчивости соединения в зависимости от места введения и типа фиксирующего элемента, более 164 замеров на специальном стенде. Использовали гладкую спицу диаметром 2 мм без упора и с кольцевидным упором, фиксирующий элемент с накаткой, диаметр 3 мм; резьбовые стержни диаметром 4, 5, 6 мм. Сравнительный анализ полученных данных использования спицевых фиксирующих элементов свидетельствует, что показатель механической жесткости связи, прежде всего, определяется площадью заделки их в кость и толщиной компактного слоя. По данным К.П. Минеева [5], толщина компактного слоя тазовых костей колеблется от 0,4 до  $1,88 \pm 0,07$  мм в разных отделах. В устройстве для репозиции и фиксации костей таза используются по 3–4 фиксирующих элемента в каждой опоре. Средняя величина М механической жесткости связи для фиксирующего элемента с накаткой, введенного в крыло подвздошной кости, равнялась  $70,91 \pm 1,12$  Н ( $p < 0,01$ ). Исследовали жесткость заделки стержня с определенными параметрами, диаметр стержня - 6 мм, погружаемая часть 50 мм, выполненная в виде цилиндра, с высокой опорной резьбой крупного шага, на извлечение его из подвздошной кости. Средняя величина М механической жесткости связи стержня с крылом подвздошной кости равнялась  $82,39 \pm 0,17$  Н ( $p < 0,01$ ), а при выполнении тех же исследований под углом к его продольной оси, жесткость заделки увеличивается в три и более раза. При попытке извлечения фиксирующего узла, состоящего из двух стержней, видимого разрушения тазовой кости не наступало при силе более 300Н. Полученные данные по определению силы сцепления фиксирующих элементов с тазовой костью свидетельствуют, что в заданных параметрах все типы фиксирующих элементов подвергнутых исследованию обладают достаточной жесткостью фиксации с подвздошной костью, для проведения коррекции отломков и обеспечения стабильной фиксации на весь период сращения перелома тазовой кости. Сравнительный анализ использования фиксирующих элементов в виде пучка гладких спиц показал, что жесткость фиксации определяется, прежде всего, площадью их контакта с костью. Поэтому для создания эффективных условий репозиционный узел состоит минимум из трех спиц, проведенных в плоскость ко-

сти между кортикальными пластинками и закрепленных в положении натяжения в тазовой опоре.

По данным полученных результатов исследования и окончательного результата хирургического лечения пострадавших прослеживается прямая зависимость от полноты обеспечения функции тазового кольца в очагах повреждения. В наших наблюдениях не было ни одного случая потери опорной и динамической функции тазового кольца после проведенного хирургического лечения с применением устройства для репозиции и фиксации костей таза по разработанным вариантам. Случаи снижения степени реабилитации и результативности проведенного лечения были обусловлены тяжестью сочетанных и множественных повреждений, и невозможностью выполнения хирургической коррекции травматического очага в полном объеме на раннем этапе. Это вызывало ограничение использования закрытых методов лечения, а проведение хирургического лечения открытыми способами становилось приемлемым только в более поздний срок, после устойчивой стабилизации общего состояния пациентов.

**Заключение:** Хирургическое лечение повреждений таза у больных с сочетанными повреждениями и множественными переломами с использованием предложенного нами устройства для репозиции и фиксации костей таза является эффективным при переломах тазового кольца в любых клинических ситуациях. Дифференцированный подход к выбору схемы остеосинтеза и методу хирургической коррекции фрагментов костей таза позволяет существенно сократить сроки восстановления формы и функции тазового кольца.

#### Библиография

1. Кутепов С.М. *Вопросы идентификации переломов костей таза и вертлужной впадины*. Диагностика, лечение и реабилитация больных с повреждениями костей таза. Екатеринбург, 1996:28-37.
2. Kusturov V. *Motivarea experimental-clinică de aplicare a aparatului de re poziție și fixare a oaselor bazinului*. Anale științifice USMF “Nicolae Testemițanu”, 2004;3:109-114.
3. Лазарев А.Ф. *Оперативное лечение поврежденных таза*. Москва, 1992: с.48.
4. Smith W.R. *Fractures of the pelvis and acetabulum*. London, 2007:360 p.
5. Burnei G.H., Vlad C., Georgescu I. *Fracturile de bazin la copii*. Revista de ortopedie și traumatologie (București), 2005;15(1-2): 87-98.
6. Минеев К.П. *Особенности хирургической тактики при тяжелых повреждениях таза*. Екатеринбург, 1993: с.148.
7. Стельмах К.К. *Лечение нестабильных по-*

вреждений таза. Травматология и ортопедия России, 2005;4:31-38.

8. Templeman D.C., Simpson T., Matta M. *Surgical management of pelvic ring injuries*. Instr Course Lect, Minneapolis, USA, 2005;54:395-400.

9. Бабоша В.А., Лобанов Г.В., Оксимец В.М. *Внеочаговый остеосинтез в лечении травматических повреждений тазобедренного сустава*. Ортопедия, травматология и протезирование, 2001;2:39-42.

10. Kusturov V. *Dispozitiv pentru repoziția și fixarea oaselor bazinului*. MD 2298 G2. 2003.11.30, BOPI nr.11/2003. 2003:167.

11. Кустуров В. *Устройство для репозиции и фиксации костей таза и методического применения*. Curierul medical. Chisinau, 2004;6:54-56.

12. McAvoy J., Cook J.A. *Treatment plan for rapid assessment of the patient with massive blood loss and pelvic fractures*. Arch Surg, 1978;113 (8):986-994.