

УДК: 6618.33-007.1-084

DOI: 10.55359/2782-3296.2024.52.33.004

## АНАТОМИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ УПРАВЛЯЕМОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ФРАГМЕНТАРНЫХ ПОВРЕЖДЕНИЙ ТАЗА

Лобанов Г.В., Вертыло Н.А., Агарков А.В., Боровой И.С.

ФГБОУ ВО «Донецкий государственный медицинский университет им.

М.Горького» Минздрава России

Республиканский травматологический центр г. Донецк

**АННОТАЦИЯ.** Для определения оптимальных морфо-анатомических условий введения различных типов фиксаторов в кость, проведены механические и морфологические экспериментальные исследования на трупном материале по устойчивости соединения «фиксатор-кость» в зависимости от места введения и типа фиксатора, а также механической жесткости связи и репозиционно-механические возможности различных видов фиксаторов.

**Ключевые слова:** фрагментарные повреждения таза, костный фиксатор, «стержень-кость»

## ANATOMICAL JUSTIFICATION OF CONTROLLED OSTEOSYNTHESIS FRAGMENTARY PELVIC INJURIES

Lobanov G.V., Vertylo N.A., Agarkov A.V., Borovoy I.S.

Donetsk State Medical University named after M.Gorky of the Ministry of Health of the Russian Federation Republican Trauma Center of Donetsk

**Summary.** To determine the optimal morpho-anatomical conditions for the introduction of various types of fixators into bone, mechanical and morphological experimental studies on cadaveric material on the stability of the "fixator-bone" joint, depending on the place of introduction and type of fixator, as well as the mechanical rigidity of the bond and the repositional and mechanical capabilities of various types of fixators.

**Keywords:** fragmentary pelvic injuries, bone retainer, "core-bone"

### ВСТУПЛЕНИЕ

Успех в лечении нестабильных фрагментарных повреждений таза внеочаговым остеосинтезом обеспечивается устойчивостью и жесткостью соединения «фиксатор-кость» и необходимой скоростью вправления, до тех пор, пока ретракция крупных мышц затруднит или не позволит выполнить вправление повреждений. Это основной критерий рациональности конструкции устройств, так как опорная и вправляющая нагрузка осуществляется через фиксатор в поврежденных костях

таза. К необходимым критериям относят безопасность введения фиксаторов для больного, исключая возможность травмы анатомически важных образований и скорость введения последних. Для аппаратного лечения повреждений тазовых костей используют два вида фиксаторов — спицы (диаметром 1,3 и 1,8 мм) и стержни (диаметром от 3 до 10 мм на погружаемой части и с различным профилем резьбы).

### ЦЕЛЬ СТАТЬИ

Проверить в анатомическом эксперименте и в математических

расчетах возможность стабильной фиксации внешней конструкции на костях таза.

#### МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Для определения оптимальных морфо-анатомических условий введения различных типов фиксаторов в кость, проведены морфологические и механические экспериментальные исследования на трупном материале по устойчивости соединения «фиксатор-кость» в зависимости от места введения и типа фиксатора, а также механической жесткости связи и репозиционно-механические возможности различных видов фиксаторов. Произведен клинико-анатомический эксперимент на 20 трупах по определению оптимальных морфо-анатомических условий введения различных типов фиксаторов в кость. Произведены морфо-биомеханические испытания на 60 — анатомических препаратах таза по определению оптимальных морфо-анатомических условий введения различных типов фиксаторов в кость и устойчивости данного соединения в зависимости от места введения и типа фиксатора. Испытания препаратов тазовых костей проводили на универсальной испытательной машине УМ-5А кафедры сопротивления

материалов Донецкого политехнического университета. С целью приближения условий опыта по определению прочностных характеристик к действительно имеющим место мы использовали тазовые кости умерших в возрасте от 20 до 40 лет, соматически здоровых, со сроками смерти до 24 часов к моменту проведения опыта.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Вначале проведены исследования связи «спица — кость». Анализировали данные механических испытаний препаратов безымянной тазовой кости в трех сериях экспериментов (n=10) по трем наиболее часто встречающимся типам соединений спицы с тазовой костью:

1 тип соединения — спица, проведенная в плоскости кости между кортикальными пластинками крыла подвздошной кости и натянутая в опоре аппарата (Никитин А.С., 1982; Илизаров Г.А., 1983).

2 тип соединения — блок из Г-образной спицы и спицы с упором, закрепленные в гребне подвздошной кости (Грязнухин Э.Г., 1982; Илизаров Г.А., Кудзаев К.У., Мирзоян А.Э. 1986).

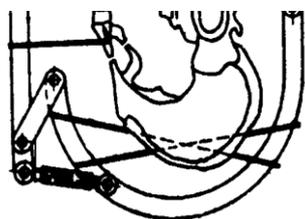


Рисунок 1 — 1 тип соединения спицы с тазовой костью

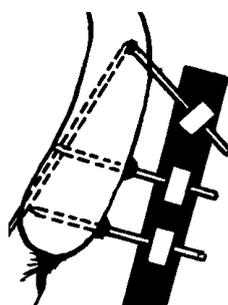


Рисунок 2 — 2 тип соединения спицы с тазовой костью



Рисунок 3 — 3 тип соединения спицы с тазовой костью

3 тип соединения — спица с опорной площадкой, проведенная на расстоянии 1 см от гребня подвздошной кости в области передне-верхней ости (Пастернак В.Н., Бабоша В.А., 1984; Пастернак В.Н., Бабоша В.А., Лобанов Г.В. 1994).

При проведении механических испытаний выявлено, что для спиц в тазовой кости наиболее нагружаемыми местами являются точки входа и выхода спицы из кости. Разрушение кортикального участка подвздошной кости для всех серий механических испытаний одинаково, что связано не с видом выбранной фиксации, а с прочностью кости и механическими характеристиками спицы. Морфологически контактная прочность кости зависит от толщины кортикального слоя, площади контакта фиксатора с костью. Для тазовых костей толщина компактного вещества колеблется от  $0,04 \pm 0,06$  до  $1,88 \pm 0,07$  мм в разных отделах, а суммарная площадь контакта не превышает  $20 \text{ мм}^2$  для всех трех видов связи «спица — кость». Поэтому экспериментально полученные данные прорезывающего усилия для спицы в крыле подвздошной кости во всех трех сериях находится в пределах от  $41,8 \pm 1,5$  кгс до  $57,5 \pm 1,9$  кгс, что не является показателем достаточной механической прочности. При нагрузке кортикальная пластинка в месте стояния спицы разрушалась, Г-образные спицы разгибались, а спицы с опорной площадкой либо делали дефект в кости в виде «туннеля», либо разгибались. Это подтверждается клиническими данными использования спицевых устройств, поэтому большинство авторов настоящее время используют комбинацию, при которой плоскостное усилие спицы поддерживается стержнями или полностью переходят на использование стержневых устройств.

Механическая жесткость связи «стержень — кость — аппарат» обусловлена, прежде всего, контактной

прочностью кости, что возможно только при правильном взаимном расположении вводимых фиксаторов, костей таза и аппарата. Поэтому мы из исследования исключили использование стержней с незначительной заделкой в кость (3-5мм) и малым диаметром (аппараты Драчука П.С., 1968; Серебренникова Н.А., 1977 и др.). Любая механическая нагрузка на такие стержни создает условие для их раскачивания, так как один кортикальный упор и погружаемая часть, сминают губчатую кость и приводят к «разбалтыванию» и «выкрашиванию» стержня из кости.

При анализе стержневых фиксаторов мы исходили из условия, что стержень, погружаемый в тазовую кость, должен располагаться между двумя кортикальными пластинами, а диаметр соответствовать половине расстояния между пластинами компактного вещества. Превышение этого диаметра создает избыточное напряжений компактного вещества, что снижает механическую прочность связи «кость-аппарат». Так как ширина тазовой кости в различных отделах колеблется от  $2,31 \pm 0,11$  до  $1,00 \pm 0,07$  см, средняя величина губчатого пространства достигает 15мм, что предполагает использование стержней диаметром 6-7 мм. Анатомически целесообразно использовать стержни только в зоне смыкания кортикальных пластинок, где губчатое вещество имеет мелкочаистую структуру, при этом стержень помимо боковых опорных комплексов имеет опору в виде гребня подвздошной кости или тела в замыкательной части, грушевидного отверстия, а также торцевую заделку в компактное вещество, что соответственно предусматривает уменьшение диаметра стержня до 5-6 мм.

Анализ доступных стержневых фиксаторов, показывает, что, как правило, параметры стержня (длина, размеры, соотношений погружаемой и

внешней части стержня, форма, тип и геометрия резьбового конца) выбираются либо инженерами, которые ориентированы на существующие возможности производства и привычный стереотип выполняемых работ, либо из используемых врачами эмпирических решений. Это не является анатомически и механически оправданным решением и требует своих доказательств.

Нами проведены анатомо-биомеханические исследования на 30 препаратах подвздошной кости для определения взаимосвязи длины и характера связи резьбового конца стержня и кости. Исследуемая часть «стержень-кость» представляет собой соединение типа «жесткая заделка» со сложным распределением сил  $q$  взаимодействия между костью и стержнем (рис. 4). При требуемой компрессионной нагрузке, главный вектор  $P$  и главный момент  $M$  которой обозначены, контактная прочность кости будет зависеть от распределения контактных сил  $q$ . Поэтому чем длиннее погружной конец стержня, тем положение будет огибающая сил  $q$  и меньше их концентрация, следовательно, с меньшей вероятностью будет его выкрашивание. Чем глубже стержень введен в кость, тем выше прочность фиксации и возможность управления костным фрагментом. Морфометрический и анатомический анализ показали, что наиболее целесообразными зонами тазовой кости, которые могут быть использованы для введения стержней, является тело и ости подвздошной кости, лобково-седалищный переход, седалищный бугор и боковая масса крестца имеют размеры в среднем до  $5,06 \pm 0,6$  см., следовательно, величина погружаемой части используемых стержней не должна превышать 5 см. Кроме того, исследуемая жесткость соединения «стержень-кость» определяется рядом механических факторов резьбовой части

стержня: 1) геометрические параметры резьбы; 2) тип резьбы; 3) длина резьбового конца стержня, ввинчиваемого в кость; 4) форма поверхности, на которой выполнена резьба (цилиндрическая или конусная); 5) материал стержня.

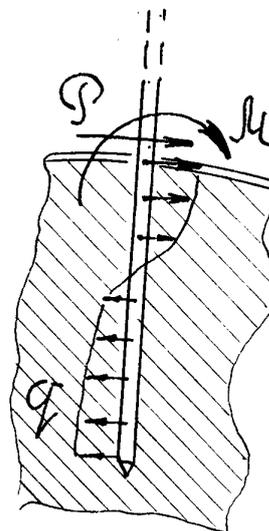


Рисунок 4 — Распределение сил взаимодействия «кость - стержень»

Влияние геометрических параметров резьбы на прочность соединения «стержень-кость» может быть качественно оценено по следующим критериям. Крылья подвздошных костей с позиций механики представляют собой конструкцию, в которой две кортикальные пластины компактного костного вещества соединены между собой сетью костных балок губчатого вещества. Прочность каждой из них зависит при фиксированной нагрузке от характера ее распределения. При этом нагружение сосредоточенной силой будет самым опасным. Стержневые фиксаторы с конической формой нарезной части обеспечивают преднапряженность костной ткани при их установке.

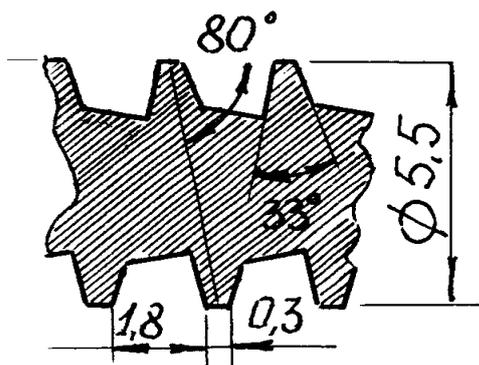


Рисунок 5 — стержень с конической

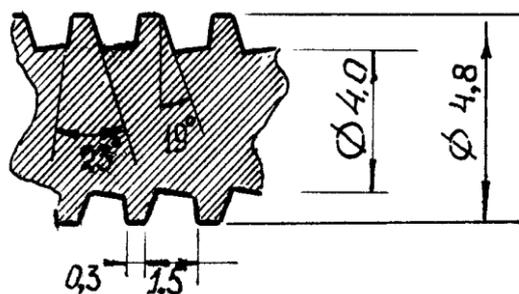


Рисунок 6 — стержень с низкой резьбой

Преднапряженность используют для повышения жесткости среды с нелинейными характеристиками повышения прочности. В случае костной ткани тазовой кости, коническая поверхность не меняет жесткости в области конца стержня (рис. 5), где бы это имело смысл, а средняя часть стержня не нагружена из-за того, что контактные усилия имеют разный знак (рис. 4). Поэтому, целесообразно использовать высокую резьбу цилиндрической формы с большой разницей между внутренним и наружным диаметрами, что обеспечит большую опорную поверхность резьбы на кортикальный слой и уменьшит давление вместе с вероятностью локального разрушения костной ткани в области контакта с несущим стержнем. Из этого следует, что стержни с низкой резьбой (рис. 6), также не обеспечивают прочности соединения «кость-аппарат» для тазовых костей. Поэтому, чтобы разгрузить контактную область целесообразно использовать резьбу с крупным шагом. Толщина компактного вещества тазовых костей незначительна (от  $0,04 \pm 0,06$  до  $1,88 \pm 0,07$  мм в разных отделах). С целью равномерного распределения контактной нагрузки в больших объемах костной ткани размер и шаг резьбы должен соответствовать кратности размеров ячеек губчатого вещества. Размеры ячеек губчатого

вещества тазовых костей составляют от  $0,40 \pm 0,04$  мм (красный костный мозг) до  $0,80 \pm 0,06$  мм (желтый костный мозг), поэтому наиболее механически адекватным для расположения фиксатора является мелкоячеистое вещество красного костного мозга в местах смыкания кортикальных пластин. Широкий шаг (до 3 мм) позволяет неповрежденным ячейкам костного мозга, находясь между витков, нагружаемой части резьбы стержневого фиксатора, подрессоривать и уменьшать нагрузку на кортикальный слой. При этом увеличивается количество свободных от непосредственного контакта костных балок, которые подрессоривают нагруженные. Во-первых, это повышает прочность костных балок, во-вторых, обеспечивает равномерное распределение контактной нагрузки в больших объемах костной ткани. Поэтому силы взаимодействия тазовой кости с винтовым стержнем распределяются пропорционально жесткости слоев.

Экспериментальное исследование управляемости и упругости различных видов стержней на изгиб и осевую нагрузку показали, что целесообразно отношение погружной части стержня к концевой как 1 к 2, что обеспечивает минимальный изгиб при максимально возможной нагрузке на стержень. Только при таком соотношении, без

изгиба и ротации, на погружном конце стержня обеспечивается компрессия с силой  $8,2 \pm 0,9$  Кгс. При дальнейшем увеличении нагрузки на стержень происходит потеря жесткости фиксации и механическая его деформация. Концевая часть стержня в свою очередь делится на 2 половины: следом от погружаемой части идет гладкая часть стержня, которая обеспечивает возможность минимальной травматизации скользящего мышечно-связочного аппарата и кожи вокруг фиксатора, а заканчивается стержень частью с метрической резьбой, которая позволяет, управляемо разместить на стержне необходимые связи «стержень-аппарат» и жестко зафиксировать их. Кроме того, выбор вида связи «стержень—кость» зависит от локализации повреждения по отношению к морфологической структуре кости, особенности кровоснабжения, близость суставов или их повреждение, наличие синовиальных влагалищ сухожилий мышц, топография клетчаточных пространств с регионарными лимфоузлами и архитектура лимфооттока. Следовательно, к зонам введения стержней предъявляются следующие требования:

1. типичное анатомическое расположение (наличие у всех пострадавших, независимо от возраста, пола и антропометрических данных);

2. оптимальные морфо-анатомические параметры (ширина,

высота, длина, наличие выраженных пластинок компактного вещества тазовой кости) для обеспечения прочной фиксации стержней и возможность расположения стержня в зоне мелкоячеистого губчатого вещества;

3. стабильное пространственное расположение зон введения стержней по отношению к трем взаимно перпендикулярным плоскостям (горизонтальной, фронтальной, сагиттальной) костей таза;

4. анатомия введения стержня должна исключить возможность повреждения сосудисто-нервных пучков, перфорации брюшной, тазовой полостей и повреждение тазобедренных суставов;

5. минимальное прикрытие мягкими тканями, особенно мышцами, что позволит контролировать введение стержня и снизит травматизацию мышц при нагрузке;

6. возможность фиксации аппарата минимальным количеством стержней с максимальной стабильностью и управляемой репозицией костных отломков в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. С учетом изученных анатомо-биомеханических требований к костному фиксатору предложен резьбовой стержень, являющийся несущим элементом конструкции разработанных аппаратов внешней фиксации таза (рис. 7).

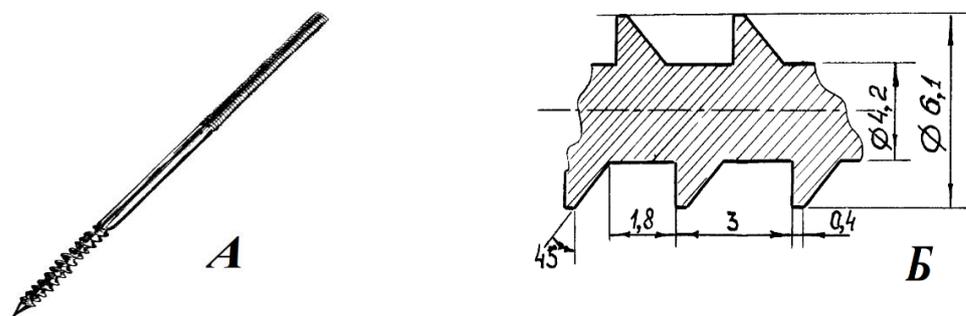


Рисунок 7 — Внешний вид (А) и параметры резьбы (Б) стержня

Стержень выполнен из титана, его диаметр не превышает 6 мм. Погружаемый в кость участок представляет собой цилиндр с высокой опорной резьбой и широким шагом до 3 мм, концевая его часть выполнена в виде винта-самореза с трехгранной заточкой и встроенным метчиком, что позволяет вводить его в кость без предварительного насверливания руками. Размеры резьбовой части не превышают 5 см, что соответствует максимально возможной величине погружения в тазовую кость. Концевая часть стержня имеет метрическую резьбу и размеры, необходимые для фиксации внешних конструкций и вдвое длиннее погружаемой части, что связано с необходимостью раздельной управляемой фиксации стержня. Три типоразмера стержней достаточно для наложения аппарата внешней фиксации при любом нестабильном повреждении таза как ребенку, так и взрослому.

В эксперименте исследована жесткость заделки разработанного стержня на извлечение из подвздошной кости, введенного на глубину резьбовой части в области между передне-верхними и передне-нижними остями составила  $76,2 \pm 1,1$  Кгс. Прочность тазовой кости на разрушение при создании репозиционного усилия на стержень под углом  $10^\circ$  к его продольной оси —  $255 \pm 1,3$  Кгс. Это связано с большей площадью опоры на кортикальный слой и позволяет предлагать репозицию и управление отломками для фиксации в плоскости наружной или внутренней кортикальной пластины, что зависит от вида повреждения таза.

## ВЫВОДЫ

1. Экспериментальный морфо-биомеханический анализ показал, что целесообразно выбирать для стабилизации фрагментарных нестабильных повреждений таза стержневой вид связи «кость-аппарат»,

спицевые связи не обеспечивают компенсацию усилий мощных мышечных массивов во время репозиции и нуждаются в дополнительном усилении жесткости фиксации.

2. Использование стержней для внеочагового остеосинтеза нестабильных повреждений таза возможно с условием, что диаметр их не должен превышать 6 мм, погружаемая часть его целесообразна в виде цилиндра с высокой опорной резьбой крупного шага длиной до 5 см, что соответствует максимально возможной величине погружения в тазовую кость. Размеры диаметра стержня связаны с необходимостью проведения его в зоне смыкания кортикальных пластин с мелкочаеистым веществом красного костного мозга, так как стержень опирается в основном на компактную кость, губчатая кость компрессируется. Концевая часть стержня имеет метрическую резьбу и размеры, необходимые для фиксации внешних конструкций и вдвое длиннее погружаемой части, что связано с необходимостью отдельной управляемой фиксации каждого стержня.

3. Рациональное использование выявленных закономерностей позволяет обеспечить оптимальные условия для остеорепарации поврежденных тазовых костей, снизить количество ошибок и осложнений при использовании метода внеочагового компрессионно-дистракционного остеосинтеза нестабильных повреждений таза.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кутепов С.М., Минеев К.П., Стельмах К.К. Анатомо-хирургическое обоснование лечения тяжелых переломов костей таза аппаратами внешней фиксации. - Екатеринбург: Изд-во Урал. Университета. — 1992. — 160с.

2. Лесгафт П.Ф. Избранные труды по анатомии. /Под редакцией проф. Д.А. Жданова. — М.: Медицина. — 1968. — 372с.

3. Фиксатор наружный для длинных костей ОМ-02, ОМ-03: Проспект. - Донецк, 1991. - 4 с.

4. Tile M. Pelvic ring fractures: should they be fixed? J Bone Joint Surg Br. 1988 Jan;70(1):1-12. doi: 10.1302/0301-620X.70B1.3276697. PMID: 3276697.

#### REFERENCES

1. Kutepov S.M., Mineev K.P., Stelmah K.K. Anatomico-hirurgicheskoe obosnovanie lecheniya tyazhelyh perelomov kostej taza apparatami vneshnej fiksacii [Anatomical and surgical justification for the treatment of severe fractures of the pelvic bones with external fixation devices] - Ekaterinburg: Izd-vo Ural. Universiteta. — 1992. — 160s. (in Russian).

2. Lesgaft P.F. Izbrannye trudy po anatomii [Selected works on anatomy] /Pod redakciej prof. D.A. Zhdanova. — М.: Medicina. — 1968. — 372s. (in Russian).

3. Fiksator naruzhnyj dlya dlennyh kostej [External retainer for long bones ОМ-02, ОМ-03] ОМ-02, ОМ-03: Проспект. - Doneck, 1991. - 4 s. (in Russian).

4. Tile M. Pelvic ring fractures: should they be fixed? J Bone Joint Surg Br. 1988 Jan;70(1):1-12. doi: 10.1302/0301-620X.70B1.3276697. PMID: 3276697. (in Russian).

#### СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

**Лобанов Григорий Викторович**

- ФГБОУ ВО ДонГМУ Минздрава России

- д.мед.н., профессор

- Почтовый адрес: 283048 Донецк Улица Артема дом 106

- Телефон: +79493241517

**Вертыло Наталья Андреевна**

-Почтовый адрес: 283048 Донецк Улица Артема дом 106

- Телефон: +79493587482

**Агарков Александр Владимирович**

- Почтовый адрес: 283048 Донецк Улица Артема дом 106

- Телефон: 79493030985

**Боровой Игорь Станиславович**

- Почтовый адрес: 283048 Донецк Улица Артема дом 106

- Телефон: +79493450320