

## ОБЗОРЫ ЛИТЕРАТУРЫ

УДК 616.718.19-089

А.Н. Гришук<sup>1</sup>, М.Э. Пусева<sup>1, 2</sup>, Н.В. Тишков<sup>1, 2</sup>, В.Ю. Васильев<sup>1</sup>

### ОПЕРАТИВНОЕ ЛЕЧЕНИЕ НЕСВЕЖИХ И ЗАСТАРЕЛЫХ ДВУСТОРОННИХ РОТАЦИОННО-НЕСТАБИЛЬНЫХ ПОВРЕЖДЕНИЙ ТАЗА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

<sup>1</sup> Научный центр реконструктивной и восстановительной хирургии СО РАМН (Иркутск)

<sup>2</sup> Иркутский государственный институт усовершенствования врачей (Иркутск)

В последние десятилетия в лечении нестабильных повреждений тазового кольца достигнуты огромные успехи. Однако ряд вопросов, связанных с чрескостным остеосинтезом костей таза в случае несвежей и застарелой травмы, остается нерешенным.

Нет единого мнения в отношении выбора конструкции для лечения несвежих и застарелых двусторонних ротационно-нестабильных повреждений таза — полуциркулярные аппараты в этом случае не всегда эффективны, а циркулярные слишком громоздки.

Адекватная репозиция и стабильная фиксация отломков таза является одной из трудноразрешимых проблем, требующих биомеханически обоснованного индивидуального подхода к проектированию аппаратов внешней фиксации. Вместе с тем, методы биомеханического эксперимента при изучении такого сложного пространственного анатомического объекта, как тазовое кольцо, не всегда эффективны. Поэтому применяемые в современной травматологии методы математического конечноеlementного моделирования являются перспективным направлением для дальнейшего развития хирургии повреждений тазового кольца.

**Ключевые слова:** переломы тазового кольца, чрескостный остеосинтез, математическое моделирование конструкций внешней фиксации костей таза

### OPERATIVE TREATMENT OF OLD AND INVETERATE BILATERAL ROTARY-UNSTABLE PELVIS INJURIES (REVIEW OF LITERATURE)

A.N. Grishchuk<sup>1</sup>, M.E. Puseva<sup>1, 2</sup>, N.V. Tishkov<sup>1, 2</sup>, V.Yu. Vasilyev<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Scientific Center of Reconstructive and Restorative Surgery SB RAMS, Irkutsk

<sup>2</sup> Irkutsk State Institute of Physicians' Advanced Training, Irkutsk

Last decades there is great access in treatment of unstable injuries of pelvic ring, but a lot of questions connected with transosseous osteosynthesis of pelvis bones in case of old and inveterate injuries remain undecided.

There isn't agreement concerning choose of device for treatment of old and inveterate bilateral rotary-unstable pelvis injuries — half-circular devices are not always effective in these cases an circular ones are bulky.

Adequate reposition and stable fixation of pelvis fragments is one of intractable problems that demands bio-mechanically grounded individual approach to engineering of devices of external fixation. At the same time methods of biomechanical experiment at studying of such complicated special anatomic object as pelvic ring aren't always effective. That's why methods of mathematical finite element engineering used in modern traumatology are advanced direction for further development of surgery of pelvic ring injuries.

**Key words:** pelvic ring fractures, transosseous osteosynthesis, mathematical engineering of devices of external fixation of pelvis bones

Проблема лечения застарелых повреждений таза неразрывно связана с увеличением числа пострадавших от высокоэнергетической травмы, которая в 5—25 % случаев сопровождается переломами костей таза [2, 3, 6, 9, 11, 13, 14, 30, 32, 52, 55, 58, 63, 66, 72].

Основными причинами неудовлетворительных исходов лечения этой категории пациентов авторы называют дефекты ортопедического пособия — неустранимые смещения и недостаточную фиксацию костных фрагментов при нестабильных переломах костей таза типа В и С по классификации АО, на долю

которых приходится до 80 % повреждений тазового кольца [13, 22, 18, 34, 39, 42, 50, 54, 61, 64, 68, 71].

До 90 % случаев травмы таза носят сочетанный и множественный характер, сопровождаются травматическим шоком, что обуславливает тяжесть общего состояния пострадавших, поэтому в первые часы после травмы доминируют мероприятия, направленные на спасение жизни пациента [2, 3, 5, 7, 9, 12, 16, 34, 36, 37, 39, 51, 53, 57, 59, 62, 65, 68]. Когда витальные функции пациента стабилизируются, повреждение тазового кольца переходит в застарелое и требует особого подхода к оценке

его тяжести, необходимости хирургического пособия и выбору адекватного способа дальнейшего лечения. Наиболее сложными для диагностики и лечения являются двусторонние повреждения тазового кольца [4, 31]. При этом ряд авторов отмечает, что в 5 % случаев при большом первичном разрушении тазового кольца остаются серьезные деформации, несмотря на проведенное полноценное лечение [5, 71].

#### БИОМЕХАНИКА ТАЗОВОГО ПОЯСА

Известно, что кости таза, соединенные между собой в сочленениях и укрепленные упругоэластичным связочным аппаратом, представляют собой ограниченно подвижную систему рычагов, стабильность которой регулируется величиной прилагаемой к ней нагрузки.

Передача веса туловища происходит по бедренно-крестцовой дуге в момент, когда человек стоит, и по седалищно-крестцовой дуге — когда человек сидит [23, 26, 71].

В настоящее время многочисленными экспериментальными, клиническими и патологоанатомическими исследованиями доказано, что нарушение непрерывности в переднем полукольце обязательно вызывает те или иные нарушения задних структур [37, 68, 71].

Особая роль в обеспечении стабильности тазового кольца отводится крестцово-подвздошным, крестцово-остистым и крестцово-бугорным связкам [15, 48, 68, 71].

#### КЛАССИФИКАЦИЯ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ ТАЗА

В настоящее время из существующих классификаций повреждений таза биомеханически и клинически обоснованной считается классификация М. Tile, предложенная в 1988 году. Согласно этой классификации, переломы таза делятся по типу (стабильные, частично стабильные и нестабильные), по виду и по локализации. Используется бинарная система вопросов (классификационных

критериев) и четкие схематические рисунки, которые значительно облегчают работу исследователя. Эта классификация четко характеризует переломы таза, что имеет диагностическое, тактическое и прогностическое значение.

В 1996 году классификация М. Tile включена в классификацию АО/ASIF и используется до настоящего времени [68, 70, 71].

Согласно классификации АО/ASIF, таз представлен в виде переднего и заднего полуколец. Переднее полукольцо расположено кпереди от суставной поверхности вертлужной впадины и включает в себя ветви лонных костей и симфиз. Заднее полукольцо располагается позади суставной поверхности вертлужной впадины и включает в себя крестец, крестцово-подвздошное сочленение со связками и задний отдел подвздошной кости.

Заднее полукольцо — это «ключ» стабильности таза, нагружаемая часть тазового кольца, которая обеспечивает передачу нагрузки веса тела человека на нижние конечности. Через передние отделы таза передается до 10 % веса тела [26, 68, 71].

В классификации АО/ASIF используется понятие «диафрагма таза». Диафрагма таза состоит из крестцово-остистых и крестцово-бугорных связок. Данная структура соединяет безымянные кости с крестцом и обеспечивает их стабильность. Крестцово-остистые связки противостоят наружной ротации гемипельвиса, а крестцово-бугорные связки — ротационным силам в сагиттальной плоскости (рис. 1).

Таким образом, повреждения костей таза в классификации АО/ASIF разделены на три типа.

Тип А — стабильные повреждения, при которых целостность костно-связочного аппарата заднего полукольца не нарушена, диафрагма таза интактна, таз способен противодействовать обычным физическим нагрузкам без смещения.

Тип В — частично стабильные, сопровождающиеся неполным разрывом заднего полукольца и диафрагмы таза, при котором может иметь место

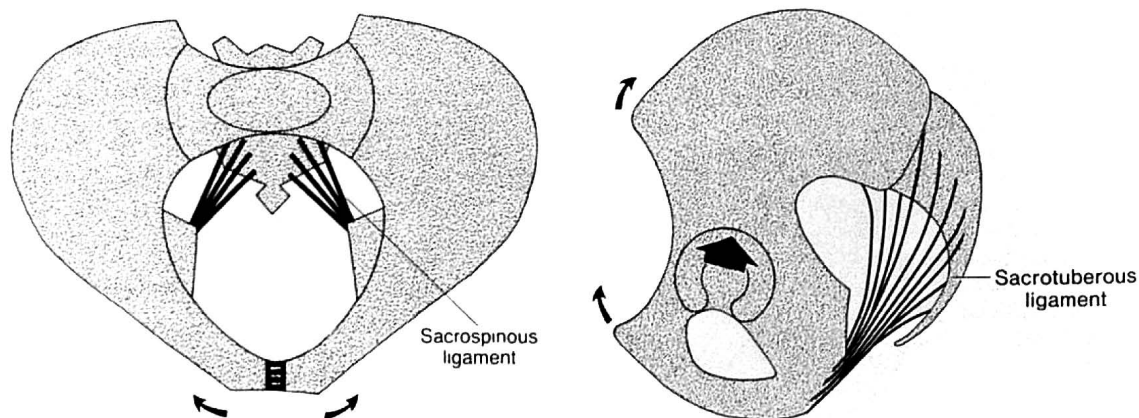


Рис. 1. Диафрагма таза: крестцово-остистые и крестцово-бугорные связки (откуда).

ротационная нестабильность в горизонтальной и сагиттальной плоскости.

Тип С — нестабильные повреждения тазового кольца с полной потерей целостности заднего полукольца и диафрагмы таза и возможным смещением фрагментов в трех плоскостях, ротационной и вертикальной нестабильностью.

В каждом типе перелома различают три группы, три подгруппы и детализацию.

Таз, являясь кольцом, при нестабильных повреждениях разрывается как минимум в двух местах — обычно спереди и сзади. Поэтому при переломах переднего тазового полукольца обязательно имеется повреждение в других отделах таза и в первую очередь крестцово-подвздошного сочленения. В исключительных случаях при прямом ударе возможен фрагментарный перелом только переднего полукольца [68, 70, 71].

При ротационно-нестабильных повреждениях тазового кольца типа «открытая книга» с расхождением лонного сочленения до 2,5 см крестцово-подвздошные связки и диафрагма таза остаются интактны, что позволяет отнести подобные повреждения к относительно благоприятным [48, 70].

В настоящее время не вызывает сомнений, что нестабильные переломы костей таза типа В и С по классификации АО сопровождаются утратой его опорной функции и являются показанием к оперативному лечению [9, 10, 13, 31, 38, 39, 48, 50, 68, 70, 71]. Целью оперативного лечения является устранение смещения фрагментов и восстановление стабильности задних структур. Кроме того, авторы отмечают, что требования к жесткости и длительности фиксации при лечении разрывов сочленений должны быть выше, чем для сращения переломов [9, 26].

Некоторые авторы сообщают, что достижение хороших результатов более вероятно, если смещение фрагментов и их фиксация выполнены в течение первых двух недель после травмы [9, 68, 70].

На фоне относительно большого числа статей и диссертаций, посвященных свежим переломам костей таза, работы, освещающие последствия несвежих и застарелых переломов, встречаются крайне редко.

Следует сказать, что до недавнего времени не существовало общепринятого определения застарелой травмы таза. Большинство авторов к этой категории относил повреждения таза с неустранимым смещением фрагментов давностью четыре недели и более [17, 30, 40, 43, 71]. В методических рекомендациях ЦИТО № 2003/51 (2004) Д.И. Черкес-Заде с соавт. приводит следующую классификацию застарелых повреждений таза [47].

I. По локализации повреждения:

1. Застарелые повреждения переднего полукольца.
2. Застарелые повреждения заднего полукольца.
3. Застарелые переломы вертлужной впадины.

4. Застарелые полифокальные повреждения таза.

II. По давности повреждений:

1. Несвежие повреждения — от 14 до 20 дней.
2. Застарелые повреждения давностью от 3 до 6 недель.
3. Застарелые повреждения давностью свыше 6 недель.

Такое разделение автор объясняет существованием трех периодов заживления костной раны:

I период — от 14 до 20 дней — время формирования фиброзного сращения, т.е. замещение грануляционной ткани грубоволокнистой, что означает образование первичной мозоли при переломах и (или) заполнение формирующейся рубцовой тканью полости поврежденных суставов.

II период — от 3 до 6 недель — время резорбции примитивной фиброзной мозоли и образования плотной пластинчатой кости в порочном положении фрагментов или формирование ложного сустава, рубцовая ткань в поврежденных суставах перерождается в грубоволокнистую хрящеподобную ткань.

III период — свыше 6 недель — время реконструкции костной мозоли, формирующейся в порочном положении или формирование тугого ложного сустава, при повреждении сочленений — формирование фиксированных смещений с горизонтальной и вертикальной нестабильностью.

В Уральском научно-исследовательском институте травматологии и ортопедии имени проф. В.Д. Чаклина в 2004 году на основе известной классификации свежих повреждений таза М. Tile, в которой главным критерием распределения больных по группам является состояние задних отделов таза, несущих основную функциональную нагрузку, предложена следующая классификация травматических деформаций тазового кольца [50].

I. По характеру повреждения тазового кольца:

1. Вертикальная деформация.
2. Ротационная деформация.

II. По наличию патологической подвижности половин таза:

1. Стабильная травматическая деформация.
2. Нестабильная травматическая деформация.

III. По величине смещения фрагментов:

I степень — смещение задних отделов таза и уровня вертлужной впадины до 10 мм, передних отделов — до 15 мм;

II степень — смещение задних отделов таза и уровня вертлужной впадины до 10 — 20 мм, передних отделов — до 15 — 30 мм;

III степень — смещение задних отделов таза и уровня вертлужной впадины более 20 мм, передних отделов — более 30 мм.

Определено, что показанием к оперативному лечению являются вертикальные деформации таза II — III степени независимо от стабильности, нестабильные ротационные деформации II — III

степени, стабильные ротационные деформации III степени.

При несвежих и застарелых нестабильных повреждениях таза со смещением фрагментов одномоментная репозиция является довольно сложной и не всегда выполнимой задачей, а результаты лечения находятся в прямой зависимости от времени, прошедшего с момента травмы [47, 71]. Д.И. Черкес-Заде с соавт. в лечении застарелых повреждений таза предлагает использовать костно-пластическое восстановление переднего и заднего полуколец, выполнять погружной остеосинтез, а аппарат внешней фиксации использовать в раннем послеоперационном периоде лишь в качестве дополнительной иммобилизации [47]. А.В. Рунков, И.Л. Шлыков с соавт. применяют двухэтапное оперативное лечение: вначале с помощью чрескостного аппарата внешней фиксации производят закрытое восстановление формы тазового кольца, а затем выполняют внутреннюю фиксацию вправленных сегментов таза при продолжающейся фиксации аппаратом [50]. Л.Н. Соломин с соавт. отмечают, что аппараты внешней фиксации, предложенные для лечения свежих повреждений таза, не всегда применимы в случае застарелой травмы и должны отвечать повышенным требованиям, для чего используются усиленные репозиционные узлы и дополнительные чрескостные элементы [38].

Наряду с тем, что накоплен обширный клинический материал применения аппаратов внешней фиксации в лечении переломов тазового кольца, биомеханические исследования определения жесткости фиксации нестабильных повреждений таза внешними конструкциями носят единичный характер [9, 26, 68].

#### БИОМЕХАНИКА ЖЕСТКОСТИ ОСТЕОСИНТЕЗА

Ниже приведены основные параметры, оказывающие существенное влияние на жесткость фиксации костных фрагментов и имеющие общее значение для всех типов чрескостных аппаратов [37].

Известно, что жесткость фиксации тазового кольца внешней конструкцией и возможность создания репозиционных усилий зависит от жесткости связи на границе «кость — аппарат» и непосредственно жесткости самой конструкции.

Поскольку чрескостные элементы более эластичны, чем внешние опоры и соединяющие их штанги, то жесткость чрескостного остеосинтеза в значительной мере зависит от принципов проведения и использования чрескостных элементов.

#### Тип чрескостных элементов

Жесткость связи на границе «кость — аппарат» определяется прежде всего видом чрескостных элементов. В качестве чрескостных

элементов внешних фиксаторов тазового кольца применяются спицы, анкерные упоры, винтовые упоры, винтовые стержни [20, 25, 41, 45, 46, 49, 60, 69, 72].

В последнее время все больше ученых высказывается за использование аппаратов внешней фиксации с резьбовыми стержнями [1, 9, 27, 41, 43, 68]. Использование в качестве фиксирующего элемента врезного стержня позволяет придать максимально возможную при прочих равных условиях жесткость системе на границе «кость — аппарат», о чем свидетельствуют биомеханические исследования ряда авторов [9, 17, 28, 41].

Г.В. Лобанов [19] приводит данные об экспериментальном обосновании выбора вида резьбы для стержневого фиксатора при внеочаговом остеосинтезе повреждений таза. Автором доказана целесообразность использования высокой резьбы цилиндрической формы с шагом 5 мм. Широкий шаг резьбы позволяет ячейкам костного мозга пружинить, что снижает нагрузку на кортикальный слой кости. Жесткость заделки стержня с приведенными параметрами 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. При этом без потери жесткости фиксации стержня в кости возможно обеспечение компрессии фрагментов с силой  $8 \pm 0,9$  кгс. Прочность губчатого слоя подвздошной кости на разрушение при создании усилия на стержень подобной конструкции под углом  $10^\circ$  к его продольной оси составляет  $255 \pm 1,9$  кгс, что обеспечивает необходимую механическую устойчивость фиксатора при использовании метода внеочагового остеосинтеза.

#### Диаметр чрескостных элементов

Увеличение диаметра используемых чрескостных элементов позволяет увеличить жесткость фиксации костных фрагментов. В клинической практике наибольшее распространение получили чрескостные элементы диаметром от 1,5 до 6 мм. Решения требует дилемма: с ростом толщины скрепителя увеличиваются механические повреждения, наносимые тканям при его установке, но повышается жесткость блока «кость — аппарат»; при уменьшении диаметра она снижается, но увеличение напряжений в кости приводит к ее резорбции, что в какой-то мере может компенсироваться использованием упоров, стопорных трубок, изменением величины натяжения спиц.

Большинство авторов высказывается за целесообразность выбирать в качестве чрескостных элементов для фиксации тазового кольца стержни диаметром 4–7 мм [9]. И.Л. Шлыков [49] предлагает использовать для лечения пациентов с последствиями травмы таза стержни с переменным диаметром 4–6 и 6–8 мм.

Установлено, что разрушение подвздошной кости под действием врезного стержня диаметром 6 мм, введенного в надвертлужную область до контакта с противоположным кортикальным слоем, происходит при усилии 720 – 760 Н. Разрушение подвздошной кости под действием врезного стержня диаметром 6 мм, введенного в передне-верхнюю ость до контакта с противоположным кортикальным слоем, происходит при усилии 280 – 320 Н. Разрушение подвздошной кости под действием врезного стержня диаметром 6 мм, введенного в задне-верхнюю ость до контакта с противоположным кортикальным слоем, происходит при усилии 240 – 380 Н. Таким образом, наибольшая стабильность системы «кость – стержень» достигается в надвертлужной области введением стержней с конической резьбой, а на уровне остей подвздошной кости оказывается предпочтительным введение стержней с метафизарной резьбой [9].

Некоторые авторы высказываются о необходимости индивидуального подбора типоразмера винтовых стержней в зависимости от толщины диплоэтического слоя подвздошной кости, что позволяет увеличить жесткость фиксации на границе «аппарат – кость» [10].

#### Уровни введения чрескостных элементов

Чем больше расстояние между уровнями проведения чрескостных элементов каждого костного фрагмента, тем выше жесткость остеосинтеза. При этом не следует без необходимости проводить чрескостные элементы ближе чем 2 см от патологического очага [9, 37].

Анатомо-топографическое обоснование введения чрескостных элементов в кости таза хорошо изучено и внедрено в клиническую практику учеными Уральского НИИТО [17, 21, 31]. Определены места, направления и допустимая глубина введения чрескостных элементов.

К анатомическим оптимальным зонам для введения стержней относятся гребни, передневерхние и передненижние ости подвздошной кости, надвертлужная область, а также седалищные бугры и лобковые бугорки [21].

#### Плоскость ориентации чрескостных элементов

Известно, что при перпендикулярном друг другу расположении однотипных чрескостных элементов система «универсально» реагирует на возможные смещающие усилия. Подтверждена целесообразность введения стержней-шурупов под углом к смещающему усилию. Кроме того, известно, что для обеспечения прочной фиксации нестабильных повреждений костей таза оптимальным решением является механически выгодное расположение чрескостных элементов в костных отломках путем создания пространственно-жестких фигур треугольника и пирамиды [26].

#### Глубина введения чрескостных элементов

Чем больше глубина введения чрескостного элемента, тем больше площадь его контакта с костью, меньше нагрузка кости на единицу площади и выше жесткость фиксации элемента. В рекомендованных позициях и направлениях введения чрескостных элементов эта величина имеет следующие значения. На уровне гребня подвздошной кости эта величина составляет до 10 см, на уровне передне-верхней ости подвздошной кости – до 9 см, на уровне задне-верхней ости подвздошной кости – до 8 см [9, 19].

#### Количество чрескостных элементов

Чем выше количество чрескостных элементов, вводимых в каждый костный фрагмент, тем больше жесткость чрескостного остеосинтеза. Однако следует помнить о пропорциональном росте травматичности вмешательства, повышенной опасности возникновения фиксационных контрактур. Поэтому количество чрескостных элементов должно быть оптимальным, чтобы с одной стороны обеспечить достаточную стабильность остеосинтеза, а с другой – не вызвать излишнюю травматизацию тканей.

Количество и позиция введения чрескостных элементов подбирается индивидуально и зависит от степени нестабильности повреждения, степени остеопороза, возраста, веса пациента, времени, прошедшего с момента травмы. Так, при вертикально нестабильном переломе и травме давностью более 3 недель принято использовать не менее 4 стержней для удержания каждого из основных фрагментов и не менее 2-х стержней для удержания нестабильного костного сектора. При ротационно-нестабильном повреждении используется по 3 стержня для удержания каждого из основных фрагментов и не менее 2-х стержней для удержания нестабильного костного сектора [9].

По-разному оценивается количество чрескостных элементов, необходимых для эффективного управления отломками и надежной их стабилизации. Авторы отмечают, что необходимая жесткость фиксации фрагментов тазового кольца при его ротационно-нестабильном повреждении обеспечивается введением с каждой стороны по 2 стержня, а репозиция – введением трех стержней с каждой стороны [8, 10].

Разрушение кости при перемещении блока из трех чрескостных элементов, введенных в передне-верхнюю и задне-верхнюю ости подвздошной кости и надвертлужную область, происходит при вертикально направленном усилии 300 – 440 Н.

Введение погружных стержней в надвертлужные области (тела подвздошных костей) значительно усиливает репозиционные и фиксационные возможности аппарата. Их использование необходимо при значительных смещениях тазовых костей или для фиксации нестабильных повреждений таза у

пациентов с развитой мускулатурой и повышенной массой тела [9, 10].

#### Расстояние от кости до внешней опоры

Чем меньше это расстояние, тем выше жесткость конструкции. Однако во избежание сдавления мягких тканей при возникновении отека необходимо наличие определенного зазора между кожей и внутренней кромкой опоры. Он устанавливается индивидуально и составляет 1,5–5 см.

#### Геометрия внешней опоры

Определена прямая зависимость между величиной охвата сегмента на каждом уровне введения чрескостных элементов и жесткостью остеосинтеза. Поэтому увеличение жесткости фиксации костных фрагментов, обеспечиваемой внешними фиксаторами, идет в направлении от аппаратов I типа (односторонние) к аппаратам V типа (циркулярные). Использование замкнутых внешних опор позволяет максимально стабилизировать костные фрагменты.

Конструкции с незамкнутой внешней рамой способны выдерживать нагрузки в горизонтальной плоскости от 50 до 82 Н, а в вертикальной — от 35 до 100 Н [48].

Среди зарубежных публикаций особого внимания заслуживает исследование K.J. Ponsen [67], который оценил в сравнительном аспекте жесткость фиксации нестабильных повреждений таза при помощи 12 используемых за рубежом внешних конструкций — АО, Hoffmann, Orthofix, Howmedica, Zimmer в различных модификациях. Критерием оценки прочности фиксации была принята величина нагрузки, зарегистрированная в момент смещения задних отделов нестабильной половины таза на величину 15 мм. Ни одна из исследуемых конструкций не выдержала краниальной нагрузки более 160 Н.

Отмечается, что улучшение прочностных характеристик внешних рам фиксаторов становится возможным благодаря использованию стабилизирующих балок, что предупреждает возникновение момента вращения, а также распределению фиксаторов по всей длине крыла подвздошной кости [9].

Наибольшая жесткость достигается при использовании замкнутой круглой рамы с чрескостными элементами, введенными в гребни подвздошных костей спереди и сзади [9, 10, 49]. Расчетное значение силы, под действием которой происходит краниальное смещение вертикально нестабильной половины таза, фиксированной циркулярным АВФ на 2 мм, составляет 134 Н [26]. Краниальное смещение вертикально нестабильной половины таза на 15 мм происходит при фиксации повреждения циркулярным АВФ при усилии 470 Н [9].

В литературе нет единого мнения относительно показаний к использованию внешних фиксаторов того или иного типа. Большинство авторов для лечения ротационно-нестабильных повреждений таза

используют внешние конструкции незамкнутого типа, а для лечения вертикально нестабильных повреждений — циркулярные фиксаторы. Однако некоторые авторы для фиксации двусторонних ротационно-нестабильных повреждений таза рекомендуют к использованию конструкции замкнутого типа [10]. Некоторые авторы утверждают, что внешние фиксаторы тазового кольца с передним расположением опорной рамы при соблюдении биомеханических принципов не уступают в прочности крепления внутренним конструкциям, обеспечивают достаточную прочность фиксации даже вертикально нестабильных повреждений таза и могут применяться как окончательный способ лечения [26].

#### Контакт фрагментов и межфрагментарная компрессия

Для восстановления функций тазового кольца при относительно-стабильном повреждении используется метод остеосинтеза аппаратами внешней фиксации незамкнутого и замкнутого типа с компрессирующим эффектом. Применение данной методики заключается в использовании сил постоянного и дозированного сжатия отломков кости в плоскости перелома для восстановления целостности и жесткости тазового кольца.

При этом сила компрессии достигает величины 0–200 Н, что является достаточным для удержания костных отломков при известных изменениях положения тела при ходьбе, приседаниях и т.д. [9].

Важнейшее значение играет контакт между отломками таза или адаптация суставных поверхностей при разрыве сочленений. Восстановленное тазовое кольцо «дополняет» внешнюю раму аппарата и принимает на себя часть деформирующих усилий. Чем больше площадь контакта и степень компрессии между фрагментами, тем меньшее давление со стороны фиксатора испытывает кость и тем устойчивее вся система в целом [9, 48].

По данным В.М. Шаповалова [48], адекватной можно считать межотломковую компрессию фрагментов тазового кольца более 340 Н. Автор отмечает, что основными требованиями к фиксаторам нестабильных повреждений таза являются возможность репозиции и стабильной фиксации фрагментов на весь период заживления костной раны, при этом автор подчеркивает особую роль и важность создания межфрагментарной компрессии на пути достижения их стабильной фиксации.

Обозначенные факторы, оказывающие влияние на жесткость фиксации костных фрагментов при чрескостном остеосинтезе, являются основой определения направлений оптимизации компоновок чрескостных аппаратов. Однако нередко составляющие биомеханики чрескостного остеосинтеза вступают во взаимные противоречия ввиду наличия противоположных требований для своего оптимального решения. В этом случае надо руководствоваться приоритетом задач

остеосинтеза, разумным компромиссом, с тем чтобы использовать максимально возможный КПД каждого чрескостного элемента, каждой внешней опоры [37].

### МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

Большинство научно-клинических исследований по биомеханике чрескостного остеосинтеза связано со стендовыми испытаниями моделей внешней фиксации. И важность результатов, полученных в результате эксперимента десятками исследователей разных стран, трудно переоценить. Однако кроме естественных ограничений, связанных с опытами, проводимыми *in vitro*, на интерпретацию данных и эффективность их практической реализации оказывает влияние то, что единый общепринятый метод стендовых испытаний до настоящего времени отсутствует. На сегодняшний день известно множество устройств, которые отличают «оригинальные» станины, узлы фиксации моделей, силозадающие элементы, датчики перемещений. Исследователи собирают модели на основе нативной или искусственной кости, деревянных или пластиковых цилиндров, металлических трубок. Авторы по-разному фиксируют модели в станине, прилагают смещающее усилие, располагают датчики; алгоритм выполнения эксперимента также значительно разнится. Таким образом, объективно сравнить результаты исследований различных авторов не представляется возможным.

Системный стандартизированный подход к биомеханике чрескостного остеосинтеза, подробно освещенный в работах И.М. Пичхадзе [24] и Л.Н. Соломина [38], представляется наиболее перспективным для развития всей оперативной травматологии и ортопедии, в том числе и хирургии повреждений таза.

Один из основных путей оптимизации аппаратов внешней фиксации связан с их математическим моделированием, в том числе с использованием специально созданных или адаптированных к решаемым задачам известных компьютерных программ. Признается эффективность применения метода конечных элементов [9, 15, 19, 33, 35, 38].

Исходя из биомеханики, конструкция импланта полностью определяется величиной и характером сил, действующих на кость в процессе движений биосистемы. Применяя метод конечных элементов (МКЭ), можно лучше понять и оценить процессы, происходящие в конструкциях сложной геометрической формы во время воздействия на них внешних нагрузок.

В травматологии МКЭ используется для компьютерного вычисления напряжений, генерированных в естественных структурах конечностей и фиксаторов.

Модель костей таза и конструкций его внешней фиксации представляет собой сложную в геометрическом и физическом отношении систему, расчет которой возможен только численными

методами. Среди них метод конечных элементов наиболее предпочтителен и распространен, так как позволяет учитывать реальные особенности структуры биомеханического объекта и легко адаптируется к изменению формы и внешних нагрузок, действующих на него.

В последнее десятилетие в научной литературе появились единичные работы о использовании в хирургии таза математического конечноэлементного моделирования. Так, А.Г. Истомин [15] опубликовал результаты математического моделирования таза методом конечных элементов. Им исследовано напряженно-деформированное состояние таза при одноопорном и двухопорном стоянии. Автор сообщает о применении конечноэлементной модели таза для обоснования использования имплантата крестца при опухолях и нестабильности таза при травме.

Для оценки биомеханических параметров различных способов внутренней и внешней фиксации таза математическую модель использовали J. Garcia et al. [56].

Г.В. Лобанов [19] применил математическую конечноэлементную модель таза для анатомического обоснования введения стержней и построения аппарата внешней фиксации. В доступной нам литературе это единственная работа по проектированию аппаратов внешней фиксации методом математического моделирования.

И.В. Борозда [9] сообщает о том, что конечноэлементное моделирование позволяет исследовать напряженно-деформированное состояние разрушенного тазового кольца при его остеосинтезе конструкциями внешней фиксации, что подтверждается результатами поведенного экспериментального биомеханического исследования.

Однако сфера применения математического моделирования в проектировании и изучении прочностных характеристик внешних фиксаторов тазового кольца остается широкой и не может быть исчерпана единичными исследованиями.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, в настоящее время решены следующие важные проблемы, связанные с остеосинтезом нестабильных повреждений таза устройствами внешней фиксации:

- 1) достаточно хорошо изучена биомеханика тазового пояса в норме, изучен механогенез повреждений тазового кольца, дано экспериментальное обоснование его нестабильности;
- 2) известны основные механизмы патогенеза и биомеханики повреждений тазового кольца;
- 3) разработаны способы диагностики травмы таза;
- 4) существуют биомеханически и клинически обоснованные классификации повреждений тазового кольца и его посттравматических деформаций;
- 5) определены показания к оперативному лечению пациентов с повреждениями таза;

6) известны требования к современным конструкциям для остеосинтеза тазового кольца;

7) разработано анатомо-физиологическое обоснование введения чрескостных элементов;

8) изучены сопрягающие параметры системы «кость — стержень», что определяет направления повышения прочностных характеристик устройств внешней фиксации;

9) доказано более эффективное использование в качестве чрескостных элементов винтовых стержней;

10) известны основные компоновки конструкций внешней фиксации тазового кольца в зависимости от типа перелома;

11) имеются сведения о биомеханике и жесткости фиксации тазового кольца некоторыми основными внешними конструкциями.

Однако ряд вопросов остается нерешенным.

Нет единого мнения в отношении выбора конструкции для лечения несвежих и застарелых двусторонних ротационно-нестабильных повреждений таза — полуциркулярные аппараты в этом случае не всегда эффективны, а циркулярные слишком громоздки.

Адекватная репозиция и стабильная фиксация отломков таза является одной из трудноразрешимых проблем, требующих биомеханически обоснованного индивидуального подхода к проектированию аппаратов внешней фиксации. Вместе с тем методы биомеханического эксперимента при изучении такого сложного пространственного анатомического объекта, как тазовое кольцо, не всегда эффективны. Поэтому применяемые в современной травматологии методы математического конечноэлементного моделирования являются перспективным направлением для дальнейшего развития хирургии повреждений тазового кольца. В то же время сообщения об их применении в научной литературе единичны и разрозненны, что позволяет считать работу в этом направлении актуальной.

Таким образом, совершенствование методики лечения пациентов с несвежими и застарелыми двусторонними ротационно-нестабильными повреждениями тазового кольца и поиск новых технических решений в этом направлении остаются до настоящего времени актуальными.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Агаджанян В.В., Милюков А.Ю., Пронских А.А., Михайлов В.П. и др. Оценка результатов лечения больных, перенесших травму таза // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2002. — № 3. — С. 7—11.
2. Агаджанян В.В., Пронских А.А., Устьянцева И.М. и др. Политравма. — Новосибирск : Наука, 2003. — 492 с.
3. Андреева Т.М., Огрызко Е.В., Попова М.М. Травматизм, ортопедическая заболеваемость и состояние травматолого-ортопедической помощи в России (2007 год) // Справочник под ред. акад.

С.П. Миронова. — М. : ЦИТО им. Н.Н. Приорова, 2008. — С. 1—28.

4. Афаунов А.И., Афаунов А.А., Блаженко А.Н. Лечебная тактика у больных с повреждениями таза и множественными повреждениями костей конечностей // Реабилитация больных с повреждениями и заболеваниями костей таза. Новые технологии в лечении повреждений и заболеваний опорно-двигательной системы : мат. респ. науч.-практ. конф. — Екатеринбург, 2003. — С. 35—37.

5. Афаунов А.И., Блаженко А.Н., Аль-Джамаль Н.З., Поляков А.В. Лечение переломов вертлужной впадины с полифокальными повреждениями таза // Травматология и ортопедия: современность и будущее : мат. междунар. конгр. — М. : Изд-во РУДН, 2003. — С. 198—199.

6. Бабоша В.А., Климовицкий В.Г., Пастернак В.Н. Травма таза. Клиника, диагностика и лечение. — Донецк, 2001. — 176 с.

7. Бондаренко А.В., Смазнев К.В. Чрескостный остеосинтез в реабилитации пациентов с повреждениями таза и вертлужной впадины при политравме // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2006. — № 4. — С. 18—24.

8. Бондаренко А.В., Смазнев К.В., Пелеганчук В.А. Возможности репозиции и фиксации нестабильных повреждений таза внешними системами // Травматология и ортопедия: современность и будущее : мат. междунар. конгр. — М., 2003. — С. 275.

9. Борозда И.В. Комплексная диагностика сочетанных повреждений таза, проектирование и управление конструкциями внешней фиксации : дис. ... д-ра мед. наук. — Якутск, 2009. — 279 с.

10. Гринь А.А. Чрескостный остеосинтез при нестабильных повреждениях костей и сочленений тазового кольца : дис. ... канд. мед. наук. — Тюмень, 2006. — 130 с.

11. Гуманенко Е.К. Военно-полевая хирургия. Учебник. — СПб. : ООО «Издательство Фолиант», 2004. — 464 с.

12. Дятлов М.М. Массивное кровотечение при травмах таза: что делать? // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2001. — № 1. — С. 66—73.

13. Дятлов М.М. Неотложная и срочная помощь при тяжёлых травмах таза: Руководство для врачей. — Гомель : ИММС НАН Белоруссии, 2003. — 296 с.

14. Ежов Ю.И., Смирнов А.А., Лабазин А.Л. Диагностика и лечение краевых переломов вертлужной впадины // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2003. — № 3. — С. 72—74.

15. Истомин А.Г. Восстановление стабильности таза при повреждениях и заболеваниях крестцово-подвздошных суставов : дис. ... д-ра мед. наук. — Харьков, 2002. — 329 с.

16. Колесников Ю.П., Свиридов А.И., Панков А.В. Особенности диагностики и лечения

переломов костей таза с нарушением непрерывности тазового кольца // Реабилитация больных с повреждениями и заболеваниями костей таза. Новые технологии в лечении повреждений и заболеваний опорно-двигательной системы : мат. респ. науч.-практ. конф. — Екатеринбург — Ревда, 2003. — С. 64—67.

17. Кутепов С.М. Управляемый чрескостный остеосинтез в лечении переломов костей таза : автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — Пермь, 1996. — 65 с.

18. Лазарев А.Ф., Костенко Ю.С. Большие проблемы малого таза // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2007. — № 4. — С. 83—87.

19. Лобанов Г.В. Чрескостный остеосинтез нестабильных повреждений таза : автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — Киев, 2001. — 20 с.

20. Меньшикова И.А., Макушин В.Д., Тропин В.И. Топографо-анатомическое обоснование спицевой фиксации крыла подвздошной кости // Травматология и ортопедия России. — 2004. — № 3. — С. 15—19.

21. Минеев К.П., Стэльмах К.К. Остеопороз при лечении тяжелой травмы таза аппаратами внешней фиксации // Первый Российский симпозиум по остеопорозу : тез. лекций и докл. — М., 1995. — С. 93—94.

22. Мякотина Л.И., Рунков А.В., Шлыков И.Л. Биомеханическая оценка эффективности оперативного лечения больных с последствиями повреждений тазового кольца // Реабилитация больных с повреждениями и заболеваниями костей таза. Новые технологии в лечении повреждений и заболеваний опорно-двигательной системы : мат. респ. науч.-практ. конф. — Екатеринбург — Ревда, 2003. — С. 71—74.

23. Пичхадзе И.М. Атлас переломов конечностей и таза (биомеханическая классификация). — Лондон — М. : Блу Чип Паблшинг, 2002. — 176 с.

24. Пичхадзе И.М. Клинико-биомеханическая классификация переломов конечностей и таза для выбора тактики оперативного лечения: метод. рек. — М., 2003. — 56 с.

25. Пичхадзе И.М. Лечение больных с переломами костей конечностей и таза комплектом титановых деталей аппарата Пичхадзе «АПМБ-01» для монополярной, биполярной и полиполярной фиксации и возможностью сопоставления костных фрагментов в трех взаимно перпендикулярных плоскостях: медицинская технология. — М., 2007. — 87 с.

26. Пичхадзе И.М., Гаврюшенко К.С., Доржиев Ч.С., Огарев КВ. Экспериментальное исследование нестабильности таза при различных видах его повреждений // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2007. — № 3. — С. 36—43.

27. Пичхадзе И.М. Кузьменков К.А. и др. Техническое описание аппарата Пичхадзе для монополярной и полиполярной фиксации костных фрагментов длинных костей и костей таза

// Сб. тез. Всерос. науч.-практ. конф., посвящ. памяти профессора К.М. Сиваша. — М., 2005. — С. 284—286.

28. Пичхадзе И.М. Кузьменков К.А., Жадин А.В. и др. Лечение переломов длинных костей и таза методом чрескостного остеосинтеза на основе биомеханической концепции // Вестник травматологии и ортопедии. — 2006. — № 1. — С. 12—18.

29. Рунков А.В. Чрескостный остеосинтез таза и вертлужной впадины: метод. рек. — Екатеринбург : Изд-во Уральского гос. университета, 2000. — 23 с.

30. Рунков А.В., Кутепов С.М., Стэльмах К.К., Антониади Ю.В. Устранение травматических деформаций таза // Лечение повреждений и заболеваний костей таза. Новые технологии в лечении повреждений и заболеваний опорно-двигательной системы : мат. юбил. межд. науч.-практ. конф. травматологов-ортопедов. — Екатеринбург — Ревда, 2001. — С. 48—50.

31. Рунков А.В., Саловатов С.Г. Полипроекционная рентгенография и томографические методы исследования при повреждениях таза и вертлужной впадины: пособие для врачей. — Екатеринбург, 2004. — 18 с.

32. Селезнев С.А. Травматическая болезнь и её осложнения. — СПб. : Политехника, 2004. — 414 с.

33. Серов М.А. Математическое моделирование тазового кольца и конструкции фиксирующего устройства незамкнутого типа : дис. ... канд. мед. наук. — Благовещенск, 2004. — 137 с.

34. Сергеев С.В. Повреждения костей таза. Учебно-методическое пособие. — М. : Изд-во РУДН, 2004. — 52 с.

35. Слободской А.Б., Котельников Г.П., Островский Н.В., Осинцев Е.Ю. и др. Компьютерная визуализация чрескостного остеосинтеза — Самара : ООО «Офорт» — ГОУ ВПО «Самарский государственный медицинский университет», 2004. — 200 с.

36. Соколов В.А. Множественные и сочетанные травмы. — М. : ГЭОТАР-Медиа, 2006. — 512 с.

37. Соколов В.А., Щеткин В.А. Оперативное лечение разрывов лобкового симфиза и крестцово-подвздошного сочленения при множественной и сочетанной травме // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2002. — № 2. — С. 3—8.

38. Соломин Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова. — СПб., 2005. — 521 с.

39. Стэльмах К.К. Лечение нестабильных повреждений таза : автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — Курган, 2005. — 52 с.

40. Ткаченко А.В., Васильев В.Ю., Пусева М.Э., Тишков Н.В. и др. Лечение несвежих и застарелых повреждений таза методом чрескостного остеосинтеза // Тез. докл. 7 съезда травматологов-ортопедов России. — Томск : STT, 2002. — Т. 2. — С. 142—143.

41. Хмызов С.А., Фоминых Т.А., Скребцов В.В. Обоснование применения стрессовых аппаратов внешней фиксации при реконструктивных вмешательствах на костях таза // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2004. — № 2. — С. 70 — 74.
42. Челноков А.Н., Стэльмах К.К., Рунков А.В. Оценка исходов лечения повреждений таза и вертлужной впадины: пособие для врачей. — Екатеринбург, 2002. — 21 с.
43. Черкес-Заде Д.И. Оперативное лечение посттравматических деформаций таза // Мат. VI съезда травматологов и ортопедов России. — Н. Новгород, 1997. — С. 467.
44. Черкес-Заде Д.И. Повреждения таза // В кн. : «Травматология и ортопедия»: рук-во для врачей под ред. член-корр. РАМН Ю.Г. Шапошникова. — М. : Медицина, 1997. — Т. 2. — С. 249 — 268.
45. Черкес-Заде Д.И., Лазарев А.Ф. Применение аппаратов наружной фиксации для оптимизации условий репаративной регенерации при переломах костей таза // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 1996. — № 1. — С. 52 — 56.
46. Черкес-Заде Д.И., Лазарев А.Ф. Алгоритм восстановительного лечения при повреждениях тазового кольца: пособие для врачей. — М., 2001. — 20 с.
47. Черкес-Заде Д.И., Лазарев А.Ф. Оперативное лечение застарелых повреждений тазового кольца: метод. рек. — М., 2004. — 20 с.
48. Шаповалов В.М., Гуманенко Е.К., Дулаев А.К., Танин В.Н. и др. Хирургическая стабилизация таза у раненных и пострадавших — СПб. : МОРСАР АВ, 2000. — 240 с.
49. Швед С.И., Шигарев В.М. Возможности использования чрескостного остеосинтеза при лечении переломов костей таза // Лечение повреждений и заболеваний костей таза. Новые технологии в лечении повреждений и заболеваний опорно-двигательной системы : мат. юбил. межд. науч.-практ. конф. травматологов-ортопедов. — Екатеринбург — Ревда, 2001. — С. 59 — 60.
50. Шлыков И.Л. Оперативное лечение больных с последствиями повреждений тазового кольца : дис. ... канд. мед. наук. — Екатеринбург, 2004. — 119 с.
51. All J., Howard M., Williams J. Is attrition of advanced trauma life support acquired skills affected by trauma patient volume? // Am. J. Surg. — 2002. — Vol. 183 (2). — P. 142 — 145.
52. Clarke J.R., Trooskin S.Z., Doshi P.J., Greenwald L. et al. Time to laparotomy for intraabdominal bleeding from trauma does affect survival for delays up to 90 minutes // J. Trauma-Injury Infect. Crit. Care. — 2002. — Vol. 52 (3). — P. 420 — 425.
53. Duane T.M., Tan B.B., Golay D., Cole F.J. Jr. et al. Blunt trauma and the role of routine pelvic radiographs: a prospective analysis // J. Trauma-Injury Infect. Crit. Care. — 2002. — Vol. 53 (3). — P. 463 — 468.
54. Eastridge B.J., Starr A., Minei J.P., O'Keefe G.E. et al. The importance of fracture pattern in guiding therapeutic decision-making in patients with hemorrhagic shock and pelvic ring disruptions // J. Trauma-Injury Infect. Crit. Care. — 2002. — Vol. 53 (3). — P. 446 — 450.
55. Ertel W., Keel M., Eid K., Platz A. et al. Control of severe hemorrhage using C-clamp and pelvic packing in multiply injured patients with pelvic ring disruption // J. Orthop. Trauma. — 2001. — Vol. 15 (7). — P. 468 — 474.
56. Garcia J., Doblare M., Serai B., Serai F. et al. Three dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations // J. Biomech. Engin. — 2000. — Vol. 122. — P. 516 — 522.
57. Hamill J., Holden A., Paice R., Civil I. Pelvic fracture pattern predicts pelvic arterial haemorrhage // Austral. New Zeal. J. Surg. — 2000. — Vol. 70 (5). — P. 338 — 343.
58. Jacobs G., Aeron-Thomas A., Astrop A. Estimating global road fatalities // Cromthorne, Transport Research Laboratory, 2000. — 342 p.
59. Lu W., Kolkman K., Seger M., Sugrue M. An evaluation of trauma team response in a major trauma hospital in 100 patients with predominantly minor injuries // Austral. New Zeal. J. Surg. — 2000. — Vol. 70 (5). — P. 329 — 332.
60. Majced S.A. External fixation of the injured pelvis. The functional outcome // J. Bone Joint Surg. — 1990. — Vol. 72 (4). — P. 612 — 614.
61. Mosheiff R., Khoury A., Wel Y., et al. First generation computerized fluoroscopic navigation in percutaneous pelvic surgery // J. Orthop. Trauma. — 2004. — Vol. 18 (2). — P. 106 — 111.
62. Nunes L.W., Simmons S., Hallowell M.J., Kinback R. et al. Diagnostic performance of trauma US in identifying abdominal or pelvic free fluid and serious abdominal or pelvic injury // Academic Radiology. — 2001. — Vol. 8 (2). — P. 128 — 136.
63. Ottel D. Änderung des Verletzungsmusters Polytraumatisierter in den zurückliegenden 30 Jahren // Unfallchir. — 2003. — Bd. 106. — S. 448 — 455.
64. Peden M. World report on road traffic injury preventions. — Geneva : World Health Organization, 2004. — 246 p.
65. Rittmeister M. Pelvic fracture among polytrauma decedents // Arch. Orthop. Trauma Surg. — 2001. — Vol. 121, N 1 — 2. — P. 43 — 49.
66. Rommens P.M. Der Kocher-Langenbeck-Zugang zur Behandlung von Acetabulumfrakturen // Operat. Orthop. Traumatol. — 2004. — Bd. 16, H. 1. — S. 59 — 74.
67. Ponsen K.J. External fixators for pelvic fractures comparison of the stiffness of current systems // Acta. Orthop. Scand. — 2003. — Vol. 74 (2). — P. 165 — 171.
68. Ruedi T.P., Murphy W.M. AO Principles of Fracture Management. — Stuttgart — N.-Y., 2000. — P. 391 — 415.
69. Simpson T., Kreig J., Heuer F., Bottlang M. Stabilisation of pelvic ring disruptions with a circum-

ferential sheet // J. Trauma-Injury Infect. Crit. Care. — 2002. — Vol. 52. — P. 158 — 161.

70. Smith W.R., Ziran B.H., Morgan S.J. Fractures of the pelvis and acetabulum // Inform. Healthcare. — N.-Y., 2007. — 371 p.

71. Tile M., Helfet D.L., Kellam J. Fractures of the Pelvis and Acetabulum; 3<sup>rd</sup> ed. — Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2003. — 830 p.

72. Vastmans J. Rolle des Fixateur externe bei instabilen Beckenringverletzungen // Trauma Berufskrankh. — 2002. — H. 4. — S. 388 — 393.

#### Сведения об авторах

**Грищук Алексей Николаевич** — заведующий ортопедическим отделением клиники НЦРВХ СО РАМН (664003, г. Иркутск, ул. Борцов революции, 1; тел.: 8 (3952) 29-03-44).

**Пусева Марина Эдуардовна** — к.м.н., заведующая травматолого-ортопедическим отделением клиники НЦРВХ СО РАМН, доцент кафедры травматологии, ортопедии и нейрохирургии Иркутского ГИУВа (664003, г. Иркутск, ул. Борцов революции, 1; тел.: 8 (3952) 29-03-57).

**Тишков Николай Валерьевич** — к.м.н., доцент, заведующий научно-клиническим отделом травматологии НЦРВХ СО РАМН (664003, г. Иркутск, ул. Борцов революции, 1; тел.: 8 (3952) 29-03-66).

**Васильев Вячеслав Юрьевич** — врач ортопедического отделения клиники НЦРВХ СО РАМН (664003, г. Иркутск, ул. Борцов революции, 1; тел.: 8 (3952) 29-03-44).