

© Группа авторов, 2012

УДК 616.71-001.5-089.227.84-003.93 -044.964

**Современные представления об условиях консолидации переломов и возможность их обеспечения различными типами фиксаторов  
(обзор литературы)**

**И.И. Мартель, Ф.А. Мацукатов, В.М. Шигарев, С.П. Бойчук**

**Contemporary understanding the conditions of fracture consolidation, and the possibility of their creation with fixators of different types  
(Review of literature)**

**I.I. Martel', F.A. Matsukatov, V.M. Shigarev, S.P. Boichuk**

Федеральное государственное бюджетное учреждение  
«Российский научный Центр «Восстановительная травматология и ортопедия» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России, г. Курган  
(директор – д. м. н. А.В. Губин)

Чрескостный остеосинтез имеет значительные потенциальные возможности, реализация которых предполагает методичную работу по совершенствованию аппаратов внешней фиксации. При этом основной акцент необходимо сделать на улучшение их репозиционных характеристик, возможностей по созданию оптимального баланса сил на стыке отломков и обеспечению стабильной фиксации. Данные требования успешно реализованы в аппарате Мацукидиса-Шевцова, что позволило добиваться высоких анатомо-функциональных результатов лечения.

**Ключевые слова:** чрескостный остеосинтез, аппарат внешней фиксации, перелом, репозиция, жесткость, стабильность, регенерация, консолидация.

Transosseous osteosynthesis has significant potential the realization of which implies performing systematic work to improve the devices for external fixation. And in this situation the main emphasis should be aimed at improving their reposition characteristics, the possibilities for producing an optimal balance of forces at the junction of fragments and providing stable fixation. These requirements have been successfully implemented in Matsukidis-Shevtsov device, thereby allowing to achieve high anatomic and functional results of treatment.

**Keywords:** transosseous osteosynthesis, external fixation device, fracture, reposition, rigidity, stability, regeneration, consolidation.

В структуре общей заболеваемости населения РФ травмы занимают пятое место, а по временной нетрудоспособности уступают только сердечно-сосудистым заболеваниям. Однако по причинам смертности среди населения трудоспособного возраста они стабильно на первом месте [7, 17]. Похожая статистика наблюдается в большинстве стран мира.

Переломы длинных костей, по данным разных авторов, составляют от 48 до 70 % всех поврежденных костей скелета. Поэтому их лечение является актуальной экономической и медико-социальной проблемой [9, 16, 19, 30, 34]. Совершенствование применяемых методов лечения и разработка новых, экономичных и эффективных – основная задача современной травматологии.

На сегодняшний день наиболее широко используются три основных оперативных метода лечения переломов длинных костей – накостный, внутрикостный и чрескостный. Дискуссии на тему их преимуществ и недостатков следует рассматривать как конструктивный процесс, способствующий общему развитию травматологии. Однако в последнее время в научных изданиях все чаще стали появ-

ляться работы с взаимоисключающей статистикой, в которых одни методы лечения противопоставляются другим. При этом выдвигаются новые теории, призванные объяснить возникающие серьезные противоречия между «золотыми стандартами» и результатами фундаментальных исследований основ остеогенеза. Данные противоречия в первую очередь касаются роли остеогенных тканей и первичного костного сращения в успешной консолидации переломов. Все это свидетельствует о том, что проблема чистоты научных исследований сегодня актуальна как никогда.

Необходимо признать, что схожие тенденции имеют место и внутри чрескостного остеосинтеза. В мире запатентованы сотни устройств внешней фиксации. Клиническое применение нашли десятки из них, а широкую известность получили единицы. Анализ эффективности их применения в лечении пациентов с переломами длинных костей также сталкивается с множеством проблем.

Работ, посвященных сравнительной оценке эффективности различных аппаратов внешней фиксации, немало [2, 10, 12, 18, 22, 26, 27, 32]. Критерии оценки при этом предлагаются самые различные –

универсальность устройства, травматичность остеосинтеза, его стабильность, степень взаимного перемещения опор, дозированность управления, удобство для больного, величина рентгеновской тени аппарата, сложность технологии изготовления, его стоимость и др. Подобные исследования нередко опираются на излишне сложные или, наоборот, неоправданно упрощенные системы оценок. В связи с этим теряется логическая цепочка соизмеримости важности различных характеристик аппаратов внешней фиксации, что приводит к необъективным суждениям. Нельзя, например, функциональные возможности аппарата внешней фиксации ставить в один ряд с величиной его рентгеновской тени. Или, совершенно нелогично, в отрыве от других их качеств, сравнивать жесткость фиксации двух аппаратов, в одном из которых заложена одна, а в другом – шесть степеней свободы.

Аппараты внешней фиксации создавались как устройства, которые бы не только фиксировали отломки костей, но и позволяли их целенаправленно перемещать для достижения репозиции. И, если с фиксацией все было проще, то с репозицией дела обстояли сложнее. Опыт травматологии позволяет утверждать, что малотравматичная, ранняя и точная репозиция является надежным залогом достижения высоких анатомо-функциональных результатов в короткие сроки [1, 2, 5, 8, 12, 16, 18, 21, 31], поскольку, во-первых, именно через нее можно запустить наиболее короткий путь к заживлению перелома с прогностически наилучшим анатомо-функциональным результатом. А, во-вторых, точная репозиция – надежный способ стабилизации перелома. В этом и кроется секрет, почему аппараты, имеющие лучшие репозиционные характеристики, обеспечивают более качественные результаты лечения и в более короткие сроки.

В последние годы, в связи с появлением т.н. «золотых стандартов» в лечении переломов, все чаще предпринимаются попытки подвергнуть сомнению роль первичного сращения в успешном лечении переломов [3, 21, 23, 27, 28]. При этом даже проводится аналогия с животным миром, где практически всегда заживление ран, в том числе и костных, идет по пути вторичного сращения. Но упускается из внимания тот факт, что в природе практически нет условий для их первичного заживления.

Первичное костное сращение – это идеальный механизм заживления переломов. Для его запуска необходим ряд условий, основными из которых, являются стабильная фиксация и анатомическая репозиция с шириной межотломковой щели до 200 мкм. Достижение анатомической репозиции, особенно закрытыми способами, всегда считалось большим успехом. Но нередко отсутствие межотломковой щели на рентгеновских снимках ошибочно расценивается как наступившее в минимальные сроки сращение, в результате чего фиксация прекращается преждевременно. В связи с этим рефрактуры при этом виде сращения – явление нередкое. Но данный факт является следствием неправильной тактики лечения, а не ущербности первичного сращения. Совершенство первичного сращения – аксиома, не

подлежащая сомнению. Это подтверждено рядом фундаментальных научных исследований Т.П. Виноградовой (1946), В.И. Стецуды (1952), А.А. Русакова (1959), Г.И. Лаврищевой и Э.Я. Дуброва (1963), Н.Д. Флоренского (1963), L. Friedenberg et al. (1952), L. Ford, J. Key (1954), P. Decoulx, J. Razemon (1956).

Следует также отметить, что достичь точной репозиции переломов большинством аппаратов внешней фиксации на практике достаточно сложно. Это требует от врача определенного практического опыта, пространственного мышления, знаний законов биомеханики и кинематики. Именно поэтому возможность достижения точной и быстрой репозиции отломков аппаратом внешней фиксации, несомненно, должно считаться его уникальным качеством, превышающим по значимости другие характеристики. Разработка аппаратов внешней фиксации, способных успешно решить эту проблему, несомненно, выведет чрескостный остеосинтез на качественно новый уровень.

Второй фактор, от которого в существенной степени зависят сроки консолидации и ее качество – это создание оптимального баланса сил на стыке отломков, соответствующего степени зрелости костной мозоли. Несмотря на все многообразие технологий лечения больных с переломами длинных костей, их возможности реализуются в одном и том же месте – на стыке отломков. Это эпицентр сложных биологических процессов, укладываемых в понятия «остеорепарация» и «остеорегенерация». Каждый вид перелома имеет свои теоретически минимальные временные рамки, в течение которых эти два содружественных процесса приводят к его консолидации. Сама суть совершенствования технологий сращения переломов костей, в принципе, заключается в постоянном сокращении разницы между теоретически минимальными и реальными сроками консолидации. Успех в этом деле в первую очередь зависит именно от глубины знаний процессов, происходящих на стыке отломков. Главной задачей травматолога является создание там таких комфортных условий, которые бы гарантировали максимально быструю консолидацию. Однако даже исчерпывающие знания процессов, протекающих между отломками, не гарантируют их успешное применение. Все упирается в средства достижения цели. Внешняя фиксация в этом отношении имеет потенциальные преимущества перед другими методами лечения, однако их реализация возможна только в аппаратах с высокими репозиционными возможностями.

Кость – композиционный материал, состоящий из двух различных компонентов – коллагена и минерального вещества. Это живая ткань нашего организма, которая постоянно обновляется. При давлении за счет упругой деформации в ней вызывается пьезоэлектрический эффект, играющий весьма важное значение в «доставании» костной ткани [3, 38, 39]. При этом происходит стимуляция синтеза коллагеновых нитей, которые в последующем обрастают кристаллами минеральных веществ. Несмотря на то, что эти процессы изучены еще недостаточно, одно не вызывает сомнения:

взаимное сдавление костных отломков, во-первых, должно быть соизмеримо с весом пациента, а, во-вторых, носить переменный характер, т.е. повторять аналогичную нагрузку на кость в физиологических условиях.

Упрощенное отношение к костной ткани реализовалось в 60-70-х гг. прошлого века при компрессионном остеосинтезе, который допускает взаимное сдавление отломков с силой до 200 кг [3, 8, 35]. Естественно, кость, как живая материя, не может выдержать такой нагрузки, тем более постоянной, логическим исходом чего являются некроз и лизис контактирующих поверхностей отломков. Особенно пагубной такая компрессия является при неточном сопоставлении отломков, когда они контактируют между собой ограниченными участками. Взаимная постоянная компрессия отломков, возможно, – одна из причин, объясняющих, почему, несмотря на колоссальный прогресс современной травматологии, разница в сроках сращения между консервативными и оперативными методами остается небольшой. В этом плане интересны замечания Р. Уотсон-Джонса, классика травматологии: «Компрессия способствует срастанию только тем, что поддерживает иммобилизацию» [41]. При этом автор утверждает, что постоянное давление даже в 20 мм рт. ст. достаточно, чтобы вызвать резорбцию кости. Вместе с тем автор считает пагубной любую форму компрессии, будь то она постоянная или переменная. При всей сомнительности данной позиции, отношение к компрессии как средству стабилизации перелома абсолютно правильное. Здесь следует признать тот факт, что без компрессии добиться хирургической стабилизации перелома зачастую невозможно. Вопрос в величине и направленности ее вектора. Величина стабилизирующей компрессии, согласно мнению большинству авторов, должна лежать в пределах 20-40 кг/см<sup>2</sup> [8, 21, 34]. Однако данные цифры относительны. Если при переломах типа С3 стабилизирующая компрессия невозможна в принципе, то для обездвиживания поперечных переломов достаточно легкого прижатия отломков друг к другу. А при неустойчивых переломах имеет место «эффект гильотины», который играет весьма негативную роль в сращении. В этой связи показательно мнение Виноградовой Т.П., считавшей, что «трение, скольжение вместо давления – вот те механические факторы, которые ведут к развитию хрящевой ткани» [8]. Поэтому для стабилизации неустойчивых переломов отломки необходимо прижимать друг к другу с большей силой и эта сила должна быть тем выше, чем вертикальнее линия излома. Но на стыке отломков действует и вторая сила – вес самого пациента при нагружении конечности. Если компрессия призвана стабилизировать перелом, то переменное осевое нагружение кости, называемое функциональной нагрузкой, – это созидательная сила, принимающая активное участие в процессах консолидации перелома. Ее необходимость и полезность доказана множеством исследований [2, 6, 11, 12, 15, 16, 19, 24, 34, 36, 37]. Так, например, доказано, что отсутствие функциональной нагрузки на оперированную конечность в

первые же дни приводит к повышению экскреции с мочой калия и фосфора [4]. И, наоборот, после ее увеличения отмечается быстрое снижение экскреции этих же минералов, что подтверждает интенсификацию процессов формирования коллагеновой и минеральной основ кости. Однако положительная роль функциональной нагрузки может проявиться только в условиях стабильного остеосинтеза.

Здесь необходимо обратить внимание на один существенный момент. Деление консолидации переломов на первичное и вторичное сращение весьма относительно. Между ними и внутри каждого из них существует множество промежуточных форм [3]. Истинно первичное сращение в клинической практике – явление редкое. Как правило, вывод о типе сращения делается на основании только клинико-рентгенологической картины, что не совсем верно. Добиться первичного костного сращения методом интрамедуллярного блокируемого остеосинтеза проблематично, но возможно. Накостный остеосинтез, благодаря открытой анатомической репозиции и стабильной фиксации, также создает определенные предпосылки для первичного сращения. Однако оба этих метода имеют один базовый недостаток – узкий диапазон стабильности. В статическом варианте они обеспечивают абсолютную стабильность. Это означает, что всю т.н. функциональную нагрузку несет на себе фиксатор, полностью выключая из этого процесса сами отломки, поэтому в этом случае создание оптимального баланса сил на их стыке невозможно. Если даже предположить, что фиксатор был установлен при плотном контакте между отломками, то в процессе фиксации за счет лизиса их некротизированных поверхностей происходит увеличение диастаза между ними. Поэтому в условиях абсолютной стабильности репаративная регенерация в данном случае идет по субституционному пути, т.е. костная мозоль представлена атрофичной, структурно дезориентированной костной тканью, значительно отличающейся от прилегающей интактной кости. По сути, данное состояние следует классифицировать не как первичное сращение, а как «склеивание» отломков остеоподобной тканью, чем и объясняется низкая механическая прочность мозоли. Может быть, в этом следует искать причину того, почему сторонники погружных методов столь критично отзываются о первичном костном сращении, состоятельность и совершенство которого было убедительно доказано более полувека тому назад [3, 27, 40].

Приемы по динамизации переломов при погружных методах лечения можно охарактеризовать как вторую крайность, поскольку консолидация в этом случае направляется по гиперпластическому типу с образованием массивной фиброзно-хрящевой мозоли, перестройка которой в условиях внутреннего шинирования занимает значительный промежуток времени. В этой связи мнение о том, что «клиническое выздоровление пациента опережает его рентгенологическую картину» не совсем научно, поскольку незавершенный процесс перестройки мозоли из фиброзно-хрящевой в костную не может протекать бессимптомно.

Принципиально иной является ситуация с аппаратами внешней фиксации, и это следует подчеркнуть. Наиболее эффективными в этом отношении являются аппараты циркулярного типа, в которых в качестве элементов фиксации используются спицы. Как указывалось выше, достижение абсолютной стабильности аппаратами внешней фиксации невозможно в принципе. А в условиях точной репозиции высокая жесткость фиксации не только не нужна, но и препятствует консолидации. И, наоборот, она более желательна при неточном сопоставлении отломков. Сам аппарат при этом несет только часть нагрузки на конечность, вторая же ее половина – это истинная функциональная нагрузка, реализуемая в виде переменной межотломковой компрессии. Точная репозиция в сочетании со стабильной фиксацией и переменной взаимной компрессией отломков структурно ориентируют новообразованную костную ткань соответственно траекториям главных напряжений кости [38, 39]. При этом обеспечивается реституционный тип репаративной регенерации, когда костная мозоль морфологически идентична той, которая была до травмы. Именно поэтому, казалось бы, схожие по клинко-рентгенологической картине сращения при погружных методах лечения и внешней фиксации в действительности значительно разнятся как по механизмам консолидации, так и по морфологии и механической прочности. И здесь принципиальное преимущество на стороне чрескостного остеосинтеза, которое дополнительно подкрепляется характерной для данного метода лечения эндостальной костной регенерацией. Однако данное преимущество не является само собой разумеющимся, а может быть реализовано только в аппаратах с высокими функционально-эргономическими характеристиками.

Итак, под оптимальным балансом сил на стыке отломков следует понимать минимальную стабилизирующую компрессию в сочетании с переменной осевой нагрузкой, величина которой должна быть пропорциональна весу пациента и степени консолидации отломков.

Сегодня никем не подвергается сомнению тот факт, что в состоянии полной неподвижности концов отломков переломы срастаются значительно быстрее [1, 5, 6, 8, 9, 16, 21, 34, 35]. Для достижения этой цели применяется целый арсенал приемов и средств. Если это обеспечивается оперативным скреплением отломков фиксаторами, то говорят о стабильном остеосинтезе. Однако упомянутые фиксаторы, в том числе и аппараты внешней фиксации, в этом отношении не являются идеальными, поскольку сами подвержены деформациям под действием различных усилий. Сопrotивление устройства для остеосинтеза деформирующим усилиям характеризуют понятием жесткость. А под жесткостью фиксации внешнего устройства следует понимать степень неподвижности фиксированных в нем, но не контактирующих между собой, отломков, находящихся под действием разнонаправленных усилий. Так в чем же отличие жесткой фиксации от стабильного остеосинтеза? Жесткая фиксация – это всего лишь один из способов стабилизации перело-

ма, характеризующая только прочностные качества самого фиксатора. Стабильный остеосинтез – понятие гораздо более широкое. Как бы жестко ни фиксировал аппарат, он не способен полностью обезвредить концы отломков.

Нами были проведены эксперименты по моделированию чрескостного остеосинтеза с использованием разработанного устройства (патент № 107384 от 10.08.2011, бюлл. № 22). С этой целью из двух цилиндрических имитаторов костных отломков, каждый из которых с одного конца снабжен горизонтальной платформой, и 4 колец аппарата Илизарова диаметром 160 мм были смонтированы два модуля второго порядка. На каждом кольце крепили введенные в отверстия имитаторов спицы с перекрестом в 60° и натягивали их с силой в 1000 Н. Все смежные друг с другом кольца были соединены между собой симметрично расположенными по периметру колец 4 резьбовыми стержнями таким образом, чтобы между имитаторами отломков костей оставалась щель 10 мм. Платформа одного модуля выполняла функцию опоры, а на аналогичную платформу второго устанавливали различной величины груз, после чего измеряли ширину щели между имитаторами отломков. Было выявлено, что величина подвижности между концами отломков составляет около 5 мм при величине груза в 30 кг.

Как указывалось выше, точная репозиция и создание оптимального баланса сил на стыке отломков способны существенно повысить стабильность фиксации. Она также зависит от количества фиксирующих элементов, угла перекреста между ними, степени натяжения спиц, уровня их проведения и пр. Из изложенного следует, что стабильный остеосинтез – понятие гораздо более широкое и важное, включающее в себя, в том числе, и жесткость фиксации. Поэтому третью по важности характеристику аппаратов внешней фиксации правильнее было бы сформулировать как их возможности по обеспечению стабильного остеосинтеза.

При анализе литературы обращает на себя внимание тот факт, что из всех характеристик фиксаторов различного типа почему-то наибольшее внимание уделяется именно их жесткости [5, 6, 17, 32, 36]. Однако результаты экспериментов по измерению данного показателя вызывают определенные сомнения. Например, непонятно, ответ на какой вопрос исследователи хотели получить в экспериментах по разрушению большеберцовой кости, фиксированной тремя различными фиксаторами – аппаратом внешней фиксации, пластиной и интрамедуллярным блокируемым стержнем, приложением осевой нагрузки [17]. Ведь эти три метода по сути основаны на разных биомеханических принципах и, если для одного жесткость фиксации является единственным стабилизирующим, но не всегда положительным, фактором, то для другого – это одна из целого ряда возможностей по стабилизации перелома. Имеющиеся сравнительные исследования жесткости фиксации различными аппаратами циркулярного типа также недостаточно объективны [32]. При прочих равных условиях (материал, диаметр, ширина и толщина опор, расстояние между



последними, одинаковые углы между элементами фиксации и т.д.) все аппараты циркулярного типа должны обеспечивать практически одинаковую жёсткость фиксации. Но это при условии сравнения аппаратов с равными функциональными возможностями. Проблема в том, что исследуется жёсткость фиксации аппаратов с разным числом степеней свободы. А это является нарушением чистоты эксперимента, поскольку аппарат, обладающий одной степенью свободы, не может обладать теми же функциональными возможностями, что и аппарат с шестью. А последние могут обеспечить гораздо более стабильный остеосинтез за счет достижения более точной репозиции и создания оптимального баланса сил на стыке отломков. К тому же, перевести их в максимально жесткий режим после достижения точной репозиции не представляет трудностей. А вот трансформация аппарата, в базовую конструкцию которого заложена одна степень свободы, в устройство с шестью крайне сложно. Именно в этом и заключается принципиальная разница между различными аппаратами внешней фиксации.

Безусловно, важными являются все характеристики аппаратов внешней фиксации – универсальность, сложность технологии их изготовления, металлоемкость, жесткость фиксации, величина рентгеновской тени и пр. Однако они не соизмеримы по важности с перечисленными выше их тремя качествами. А репозиционные возможности внешних устройств следует считать одними из основных в прогнозировании эффективности их применения при лечении больных с переломами длинных костей.

В 2005 году был разработан аппарат Мацукидаса-Шевцова (патент РФ № 2357699 С2). Главная

цель, которая преследовалась в процессе его создания – придание ему таких репозиционных качеств, которые бы позволяли легко и быстро добиваться точной репозиции. Заложенный в него конструктивный принцип дает возможность осуществлять любые перемещения отломков в трех взаимно перпендикулярных плоскостях из его базовой конструкции. При этом даже наиболее сложные манипуляции по многоплоскостному перемещению отломков занимают значительно меньше времени, чем при работе с известными устройствами. Опыт его применения у 232 пациентов с закрытыми переломами длинных костей всех типов показывает, что достигаемая данным аппаратом репозиция по точности ничем не уступает открытой, а в сочетании с малой травматичностью метода чрескостного остеосинтеза по Илизарову он позволяет добиваться высоких анатомо-функциональных результатов (88 % отличных и 12 % хороших). В процессе работы с аппаратом по достижению точной репозиции единственно существенной проблемой является правильная оценка величины и направленности ротационного смещения отломков. Для её решения нами разработан способ (приоритетная справка № 20101544768 от 30.12.2010), который позволяет определять параметры данного вида смещения даже при визуальном анализе рентгеновских снимков. А приемы по стабилизации перелома в нем оказались настолько эффективными, что вторичные смещения отломков в послеоперационном периоде оказались редким явлением (у 3 пациентов), а их устранение не составило особого труда. Необходимо также отметить, что технология применения аппарата находится на стадии совершенствования.

#### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Метод чрескостного остеосинтеза по Илизарову имеет значительный потенциал для совершенствования, реализация которого требует четкого соответствия фундаментальных законов остеогенеза и возможностей технических средств для их реализации.

2. Наиболее важными свойствами аппаратов внешней фиксации, от которых зависят сроки консолидации и качество анатомо-функциональных результатов при лечении больных с переломами длинных костей, являются их репозиционные характеристики, возможности по созданию оптимального баланса сил на стыке отломков и обеспечению стабильной фиксации. При этом репозиционные

характеристики аппаратов внешней фиксации следует считать определяющими при прогнозировании эффективности их применения в клинической практике. Реализация данных их качеств позволит наиболее полно использовать в клинической практике мощные остеогенные потенции организма, что предопределяет преимущества внешней фиксации от погружных методов остеосинтеза.

3. Предложенный аппарат с новыми техническими возможностями наиболее полно отвечает указанным критериям, в связи с чем, его использование в лечении пациентов с переломами костей конечностей позволяет добиваться высоких анатомо-функциональных результатов и в короткие сроки.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Травматология: европейские стандарты. М., 2005. 496 с.
2. Барабаш А.П., Норкин И.А., Барабаш Ю.А. Атлас идеального остеосинтеза диафизарных переломов костей голени. Саратов: Оформитель, 2009. 64 с.
3. Баскевич М.Я. Актуальные вопросы регенерации, остеорепаляции и лечения переломов: деп. рукоп. / Тюм. гос. мед. ин-т. Тюмень, 1989. Деп. в ВНИИМИ, № 18420.
4. Биомеханика при повреждениях и последствиях повреждений / Р.С. Баширов [и др.] // Травматология и ортопедия XXI века: сб. тез. докл. VIII съезда травматологов-ортопедов России. Самара, 2006. Т. 2. С. 1111-1112.
5. Волна А.А. Спектр стабильности // Остеосинтез. 2010. № 1. С. 18-19.
6. Волна А.А. Эволюция принципов АО/ASIF // Ортопедия, травматология и протезирование. 2008. № 2. С. 89-93.
7. Медико-социальная экспертиза при последствиях травм костно-мышечной системы / А.Г. Гончаренко [и др.] // Травматология и ортопедия XXI века: сб. тез. докл. VIII съезда травматологов-ортопедов России. Самара, 2006. Т. 1. С. 64-65.

8. Гудушаури О.Н., Оганесян О.В., Внеочаговый компрессионный остеосинтез при закрытых диафизарных переломах и ложных суставах костей голени. М.: Медицина, 1968. 103 с.
9. Диафизарные переломы костей голени и их лечение: учеб. пособие / Читин. гос. мед. ин-т. Чита, 1978.
10. Илизаров Г.А., Катаев И.А., Предеин А.П. Некоторые закономерности и перспективы развития аппаратов для чрескостного компрессионно-дистракционного остеосинтеза. // Изобретательство и рационализаторство в травматологии и ортопедии: сб. тр. М., 1983. С. 85-91.
11. Илизаров Г.А. Некоторые проводимые нами фундаментальные исследования и их общеприкладное значение: актовая речь на Всесоюз. конф. с участием зарубеж. специалистов, посвящ. 70-летию Г.А. Илизарова. Курган, 1991. 27 с.
12. Илизаров Г.А. Чрескостный остеосинтез аппаратом автора при острой травме // III Всесоюзный съезд травматологов-ортопедов: тез. докл. М., 1975. Ч. 1. С.191-194.
13. Комбинированный остеосинтез: определение, место в восстановительной травматологии-ортопедии РосНИИТО им. Р.Р.Вредена / Н.В. Корнилов [и др.] // VII съезд травматологов-ортопедов России: тез. докл. Новосибирск, 2002. Т. 2. С. 72-73.
14. Кузнецов А.В., Киреев С.И., Хритов М.С. Внеочаговый остеосинтез как метод выбора оперативного лечения закрытых переломов костей голени // Травмы и заболевания опорно-двигательной системы: сб. науч. тр. молодых ученых. Саратов, 1998. С. 47-49.
15. Ли А.Д. Разумен ли возврат к старому в лечении переломов костей? // Вестн. хирургии им. И.И. Грекова. 1995. № 8. С. 125-128.
16. Ли А.Д. Чрескостный остеосинтез в травматологии. Томск, 1992. 197 с.
17. Минасов Т.Б., Галлеев А.М., Каримов К.К. Механические свойства систем кость-имплантат при различных способах фиксации // Остеосинтез. 2008. № 2. С. 27-29.
18. Морозов В.П., Кузнецов А.В. Применение компрессионно-дистракционных аппаратов при закрытых переломах костей голени // Актуальные проблемы здравоохранения Сибири: материалы Всерос. конф., посвящ. 5-летию ГРКЦ охраны здоровья шахтеров. Ленинск-Кузнецкий, 1998. С. 107-108.
19. Оганесян О.В. Основы наружной чрескостной фиксации. М.: Медицина, 2004. 413 с.
20. Ошибки и пути профилактики их последствий при лечении переломов костей голени / Д.В. Павлов [и др.] // Казанский мед. журн. 2009. Т. 90, № 6. С. 857-861.
21. Первый Всесоюзный Съезд травматологов-ортопедов. Москва, 1963 / коммент. проф. С.В.Сергеева // Остеосинтез. 2008. № 1. С. 3-6.
22. Петров С.В. Обоснование направлений дальнейшего совершенствования конструкций чрескостных аппаратов // Актуальные проблемы травматологии и ортопедии: междунар. мед. форум. Н.Новгород, 2001. С. 82-83.
23. Прокопьев А.Н. Лечение больных с закрытыми диафизарными переломами костей голени в зависимости от тяжести травмы и сома-тотипа. М., 2008. 224 с.
24. Редько И.А., Дишин В.А. Лечение диафизарных переломов бедра и голени // Травматология и ортопедия XXI века: сб. тез. докл. VIII съезда травматологов-ортопедов России. Самара, 2006. Т. 1. С. 302-303.
25. Медицинские и социальные последствия выбора метода лечения больных с диафизарными переломами большеберцовой кости / К.Г. Редько [и др.] // Травматология и ортопедия XXI века: сб. тез. докл. VIII съезда травматологов-ортопедов России. Самара, 2006. Т. 1. С. 431-432.
26. Редько К.Г., Корнилов Н.В. Стоимость лечения и стоимость металлоконструкции в травматологии и ортопедии на примере переломов диафиза большеберцовой кости // Человек и его здоровье: материалы X Рос. нац. конгр. СПб., 2005. С. 92.
27. Происхождение остеосинтеза. Наружные фиксаторы / С.В. Сергеев [и др.] // Остеосинтез. 2009. № 1. С. 9-22.
28. Сергеев С.В. Происхождение остеосинтеза. Внутрикостный остеосинтез // Остеосинтез. 2008. № 4. С. 3-8.
29. Сергеев С.В. Происхождение остеосинтеза. Накостный остеосинтез // Остеосинтез. 2008. № 1. С. 7-10.
30. Оценка функциональных результатов лечения диафизарных переломов нижней конечности / А.А. Ситник [и др.] // Материалы VIII съезда травматологов-ортопедов Республики Беларусь. Минск, 2008. С. 122-125.
31. Слободской А.Б., Попов А.Ю., Кирсанов В.А. Трехмерное моделирование чрескостного остеосинтеза в комплексном лечении переломов длинных трубчатых костей // Человек и его здоровье: материалы X Рос. нац. конгр. СПб., 2005. С. 99.
32. Биомеханика жесткости чрескостных модулей первого порядка Л.Н. Соломин [и др.] // VII съезд травматологов-ортопедов России: тез. докл. Новосибирск, 2002. Т. 2. С. 125-126.
33. Соломин Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова. СПб.: Морсар АВ, 2005. 544 с.
34. Ткаченко С.С. Остеосинтез. Л.: Медицина, 1987. 264 с.
35. Компрессионные методы лечения диафизарных переломов / В.И. Фишкин [и др.] // Диафизарные переломы длинных трубчатых костей: труды / Ленингр. НИИТО им. Р.Р. Вредена. Л., 1969. Вып. 10. С. 178-197.
36. Метод Илизарова в лечении диафизарных переломов костей голени / В.И. Хрупкин [и др.]. М.: Гэотар-мед, 2004. 96 с.
37. Щуров И.В. Механические и биологические аспекты в лечении методом чрескостного остеосинтеза больных с закрытыми диафизарными переломами костей голени: дис. ... канд. мед. наук. Курган, 2010.
38. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. Рига: Зинатне, 1975. 324 с.
39. Kuliev A.M., Verdiev V.G., Abdullaev N.T., Aliev G.A. Концепция внутренних напряжений опорных структур и репаративный остеогенез: (обзор лит.) // Ортопедия и травматология Азербайджана. 2010. № 2. С. 76-79.
40. Perren S.M. Fracture healing. The evolution of our understanding // Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech. 2008. Vol. 75, No. 4. P. 241-246.
41. Watson-Jones R. The classic: "Fractures and Joint Injuries" by Sir Reginald Watson-Jones, taken from "Fractures and Joint Injuries", by R. Watson-Jones, Vol. II, 4th ed., Baltimore, Williams and Wilkins Company, 1955 // Clin. Orthop. Relat. Res. 1974. No. 105. P. 4-10.

Рукопись поступила 19.09.12.

#### Сведения об авторах:

1. Мартель Иван Иванович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздравсоцразвития России, заведующий научно-клинической лабораторией травматологии, врач травматолог-ортопед, д. м. н.
2. Мапукатов Феодор Алексеевич – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздравсоцразвития России, н. с. научно-клинической лаборатории травматологии, врач травматолог-ортопед.
3. Шигарев Вениамин Максимович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздравсоцразвития России, преподаватель учебного отдела, врач травматолог-ортопед, к. м. н.
4. Бойчук Сергей Петрович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздравсоцразвития России, заведующий травматолого-ортопедическим отделением № 1, врач травматолог-ортопед, к. м. н.