

## НЕКОТОРЫЕ НОВЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ В ЛЕЧЕНИИ ПЕРЕЛОМОВ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ И ИХ ПОСЛЕДСТВИЙ

И.М. Пичхадзе

Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, Москва

---

*Показано, что разработанные автором биомеханическая классификация переломов длинных костей и биомеханическая концепция фиксации отломков позволяют упорядочить и объективизировать выбор способа фиксации и того или иного фиксатора в каждом конкретном случае. Представлена принципиально новая шина для скелетного вытяжения, в которой больной с переломом костей голени может активно передвигаться и обслуживать себя. Предложена система (комплект фиксаторов) для наkostно-подкожно-чрескостного остеосинтеза, предусматривающая жесткое соединение пластины и головки винта. Создан новый аппарат (III модель) для моно- и полиполярной фиксации костных отломков с использованием спиц, стержней или их комбинации. В аппарате возможна репозиция отломков во всех направлениях трехмерного пространства.*

*Elaborated biomechanical classification of long bone fractures and biomechanical conception of fragments fixation are showed to allow the choice of both the fixation mode and the type of fixatives for every specific case. Essentially new splint for the traction is presented. System (set of fixatives) for transosseous osteosynthesis providing stable joining of the plate and the screw is suggested. New device (III variant) for mono- and polypolar fixation of bone fragments using pins, rods and their combinations is created. It is possible to perform the fragments reduction in all directions of three-dimensional space.*

---

Последнее столетие отмечено бурным развитием консервативных и оперативных методов лечения повреждений и заболеваний опорно-двигательного аппарата. Разработано множество принципов наложения гипсовой иммобилизации и технических средств для ее осуществления, различные виды скелетного вытяжения, множество фиксаторов для остеосинтеза — интрамедуллярного, наkostного, чрескостного, комбинированного.

Созданные за рубежом конструкции для фиксации отломков, принципы их применения и, самое важное, стандартизованные подходы к остеосинтезу по системе АО сыграли важную роль в улучшении результатов лечения. Этому способствовала и организация широкой сети обучения травматологов-ортопедов во всем мире, в том числе в России. Вместе с тем нельзя не отметить, что математические и биомеханические принципы, положенные в основу системы АО, охватывают лишь отдельные аспекты оперативной техники по обеспечению стабильности отломков (например, взаимодействие винтов с костью, плотность и площадь контакта пластины с костью и т.д.). При этом не принимается во внимание пространственная стабильность отломков в трехмерной системе координат с учетом размеров, конфигурации и прочностных характеристик каждого отломка в сочетании с конструктивными особенностями фиксаторов. Разработаны классификация переломов длинных костей и схемы фиксации костных фрагментов различными конструкциями, но не даны биомеханически обоснованные с учетом трехмерной системы координат принципы их использования. Это затрудняет индивидуальный подбор фиксатора и, главное, правильное соотносе-

ние компоновки его отдельных деталей применительно к каждому отломку, что не может не отражаться на результатах лечения.

Несмотря на трудности внедрения, метод внешней фиксации занял достойное место в практике травматологии и ортопедии. В настоящее время в развитых странах созданы ассоциации и школы для его освоения и более широкого внедрения. В известной мере это отражает неудовлетворенность методами погружного остеосинтеза.

Безусловно, идеальных способов и конструкций для лечения всех видов переломов нет, как нет и лекарства от всех болезней. Поэтому так важна разработка теоретически обоснованных принципов остеосинтеза для индивидуализации выбора его метода и средств реализации.

К сожалению, до сегодняшнего дня не определены четкие, биомеханически обоснованные показания к тому или иному методу лечения. Каждый автор старается доказать, что созданная им конструкция или способ лучше других, часто расширяя показания к их применению. Это порождает значительную путаницу и дезориентирует практических врачей.

Чрезвычайно важно, чтобы врач-травматолог при выборе того или иного способа остеосинтеза и варианта компоновки фиксатора имел четкое представление не только о локализации перелома, но и о характере каждого отломка с точки зрения его биомеханических параметров, в том числе объемное представление о размерах отломков и их пространственном взаиморасположении.

При обсуждении биомеханической концепции нередко задается вопрос: разве только эти принци-

пы лежат в основе выбора метода лечения? Безусловно, нет. Биомеханические принципы следует рассматривать в совокупности с другими общеизвестными принципами, которые также со временем пересматриваются. Однако в данной работе мы акцентируем внимание именно на биомеханических аспектах остеосинтеза.

В отличие от наиболее распространенной классификации М.Е. Muller и соавт. предложенная нами классификация переломов длинных костей строится на основе оценки рычаговых свойств каждого костного фрагмента. Биомеханический признак является ведущим. Все переломы в данной классификации легли в стройные ряды — от наименее тяжелых до самых тяжелых как в каждой группе — *безрычаговых, одно- и двухрычаговых* переломов, так и в каждой подгруппе — *внесуставных и внутрисуставных* повреждений и так далее в более мелких подгруппах.

Общая структура биомеханической классификации переломов длинных костей может быть представлена следующим образом.

**А. Монофокальные — переломы длинной кости на одном уровне:**

1. *Безрычаговые* — краевые повреждения кости — без полного нарушения ее поперечника, т.е. переломы, при которых абсолютная длина кости не нарушена.

2. *Однорычаговые* — с полным нарушением поперечника кости, распространяющиеся не далее 2–3 см от метафизарной, т.е. наиболее широкой в поперечнике, зоны. В этой группе повреждений свойствами, характерными для рычага, обладает только один отломок, а отломки суставного конца ими практически не обладают.

3. *Двухрычаговые* — распространяющиеся на метадиафизарную и диафизарную область длинной кости. В этой группе повреждений свойствами, характерными для рычага, обладают оба отломка.

**В. Полифокальные — переломы длинной кости на двух и более уровнях:**

*В* — *монополярные* — с линиями излома, расположенными с одной стороны от середины кости (*двухрычаговые*).

*ВС* — *биполярные* — с линиями излома, расположенными с обеих сторон от середины кости (*безрычаговые, одно- или двухрычаговые*).

Каждая из этих групп делится на *внесуставные* и *внутрисуставные* переломы. При повреждениях дистального отдела плечевой и бедренной и проксимального отдела большеберцовой костей различают *межмышечковые* и *чрезмышечковые* переломы.

Применение данной биомеханической классификации позволяет практикующему врачу-травматологу быстрее разобраться в характере перелома и определить, на скольких уровнях минимально должен быть фиксирован каждый отломок. Особо подчеркнем, что использование классификации целесообразно при выборе любого метода остеосинтеза.

Биомеханическая концепция фиксации отломков построена на основе учета присущих им свойств рычага. Чем длиннее отломок, тем меньшая по величине сила (вес и т.д.) приводит к нежелательной, патологической подвижности этого отломка в зоне перелома.

Нами разработаны принципы определения места и числа уровней фиксации отломков в зависимости от биомеханической характеристики каждого из них при конкретном переломе. При этом мы основывались на анализе взаимоотношения фиксатора с костными отломками в трехмерном пространстве.

В целях наиболее полного учета условий, необходимых для устойчивого стояния отломков при использовании консервативных методов лечения и для создания их стабильной фиксации тем или иным оперативным способом (интрамедуллярный, наkostный, чрескостный остеосинтез), нами выделены следующие четыре основные системы стабилизации костных фрагментов (рис. 1).

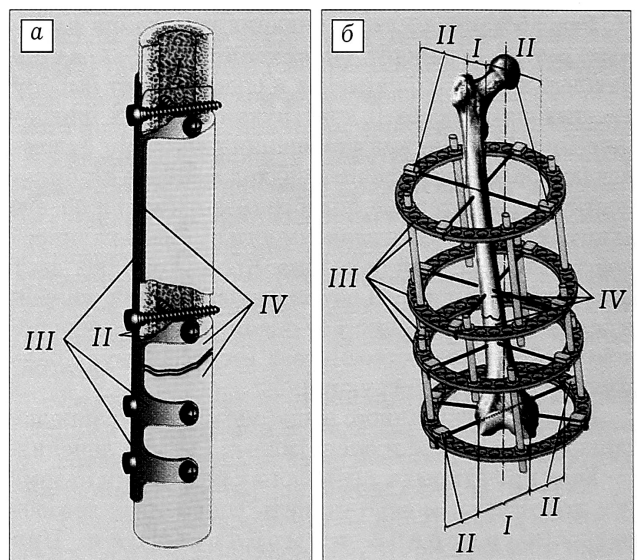
*I* — *фиксатор—кость*, т.е. пространство, ограниченное местами плотного контакта (взаимосвязи) компактной части кости с частью элемента крепления (спицы, стержня, винта) или — при интрамедуллярном остеосинтезе — точками плотного взаимодействия фиксатора с компактной костью;

*II* — *промежуточное звено*, т.е. пространство между костью и несущей частью фиксатора;

*III* — *фиксатор—фиксатор*, т.е. взаимосвязь между отдельными деталями и узлами фиксатора;

*IV* — *кость—кость через фиксатор*. Эта система определяет прочность фиксации между отломками через фиксатор, т.е. через системы *I*, *II* и *III*, которые способствуют реализации стабильности отломков в системе *IV*.

Подобный анализ проводится для каждого узла (соединения) фиксации отломков и между отдельными деталями фиксатора. При этом качество фиксации анализируется во всех стандартных направлениях движений (№ 1–6) трехмерного пространства, т.е. в каждой плоскости: *A* — *фронтальной* (№ 1 — вращательное движение, № 2 — поступательное по вертикали и № 3 — поступательное по горизон-



**Рис. 1.** Системы, обеспечивающие биомеханически оправданную фиксацию костных фрагментов при наkostном (а) и чрескостном (б) остеосинтезе.

*I* — фиксатор—кость; *II* — промежуточное звено; *III* — фиксатор—фиксатор; *IV* — кость—кость через фиксатор.

тали), В — боковой (№ 4 — вращательное, № 5 — поступательное по горизонтали), С — горизонтальной (№ 6 — вращательное).

*Принципы стабилизации отломков — создания уровней фиксации*

Монофокальные переломы: *безрычаговый перелом* — фиксация на одном уровне общими элементами через оба костных фрагмента (малый и основной); *однорычаговый перелом* — фиксация на одном (через короткий фрагмент) + на двух (через длинный) уровнях; *двухрычаговый перелом* — фиксация на двух + на двух (через оба длинных отломка) уровнях.

Полифокальные переломы: *монополярный перелом* — число уровней фиксации зависит от комбинации отломков, т.е. от размеров каждого отломка; *биполярный перелом* — могут быть использованы разные методы фиксации на проксимальном и дистальном отделах кости, число уровней зависит от комбинации отломков, т.е. от размеров каждого отломка.

Следует отметить, что проведение одной спицы или винта через отломок не обеспечивает надежную взаимную стабильность в системе I. Поэтому такая фиксация не может быть расценена как создание уровня фиксации. Зная, в каких плоскостях достигается надежная фиксация, а в каких — нет, можно дополнительно провести спицу, винт или другой элемент крепления под необходимым углом к предыдущему для создания полноценной стабильности на данном уровне фиксации.

Интуитивному подходу к выбору способа лечения переломов костей противопоставлен биомеханический принцип, что позволило упорядочить показания и противопоказания к каждому способу фиксации и использованию того или иного фиксатора. Это и определило более высокую эффективность лечения.

Разработанная классификация переломов длинных костей отражает биомеханический характер каждого костного фрагмента и способствует выбору адекватного способа и конструкции для их фиксации. Биомеханическая концепция фиксации отломков позволяет упорядочить подход к оценке стабильности остеосинтеза и подобрать оптимальную его схему (компоновку) в зависимости от биомеханической характеристики перелома. Кроме того, она дает возможность провести объективный анализ ошибок и осложнений. Это помогает оценить существующие конструкции для остеосинтеза и способствует разработке новых конструкций.

Исходя из сказанного выше мы проанализировали консервативные и оперативные методы лечения.

Если при закрытых переломах репозиция отломков достигнута, можно ставить вопрос о целесообразности гипсовой иммобилизации. При этом, возможно, следует пересмотреть мнение о необходимости стабилизации зоны перелома с фиксацией двух смежных суставов. При безрычаговых и однорычаговых переломах нужно обеспечить фиксацию ближайшего к зоне перелома сустава. Блокировать движения в суставе, смежном с длинным от-

ломком, обладающим рычаговыми свойствами, нет необходимости. Длинные костные фрагменты довольно легко фиксировать гипсовой повязкой, так как они на большом протяжении оказываются под равномерным давлением гипса. Но при этом нужно четко моделировать повязку, формируя площадки равномерного давления на наиболее выступающие костные образования, т.е. через меньший мягкотканый массив. Это обеспечивается равномерным нажатием над такими костными образованиями в момент застывания гипсовой повязки.

При двухрычаговых переломах в среднем отделе диафиза можно использовать типичные укороченные гипсовые повязки, освободив оба смежных сустава, — при условии, что обеспечены соответствующие уровни фиксации каждого отломка. Например, при переломах бедра из-за значительного массива мышц добиться выполнения этого условия существующими приемами гипсовой техники крайне трудно.

В случае локализации двухрычагового перелома ближе к верхней или к нижней трети диафиза следует использовать тот же принцип фиксации, что и при однорычаговых переломах, т.е. с блокированием движений в ближайшем к зоне перелома суставе.

При безрычаговых переломах необходимо создать компрессию в зоне перелома путем формирования в момент застывания гипса площадки равномерного давления над малым костным фрагментом, по возможности в перпендикулярном к плоскости излома направлении.

Скелетное вытяжение позволяет обеспечить динамическую разгрузку костных фрагментов за счет приведения в равновесие мышц-антагонистов по величине их тракционных сил.

При традиционном скелетном вытяжении качество репозиции и фиксации зависит от точки приложения тракционного усилия (точки проведения спицы) и точки фиксации шнура к скобе. Рассмотрим это на простом примере. Если мы вешаем картину на гвоздь, вбитый в стену, и при этом гвоздь располагается не по центру верхнего края картины, то она под действием собственного веса перекосячится. Если ту же картину повесить на двух гвоздях, расположенных ближе к ее краям, она будет висеть устойчиво, однако при этом резко возрастает значение правильного выбора точек фиксации (гвозди), поскольку малейшая ошибка приведет к тому, что картина будет висеть косо. Заметим, что в этом случае оценивается фиксация лишь в одной плоскости — вдоль плоскости стены. Во всех других плоскостях смещению мешает стена. Естественно, возможность смещения в других плоскостях усложняет процесс оценки, но это необходимо делать.

То же происходит и с костными отломками. Если для distraction при скелетном вытяжении используется одна спица, то даже небольшой перекося приводит к неправильной центрации отломков относительно друг друга. Это влечет за собой неравномерное натяжение сгибателей по отношению к разгибателям. Образуется замкнутый круг, препятствующий полноценной репозиции отломков. Проведение дополнительных спиц для репозиции фрагментов

ведет к «перетяжкам» отдельных мышц или отдельных мышечных волокон, что в свою очередь вызывает локальное нарушение микроциркуляции и некролиз этих участков с последующим присоединением инфекции и как следствие — ухудшение условий регенерации в зоне перелома.

При скелетном вытяжении проведенная для тракции костного фрагмента спица, в противовес весу больного, тянет в противоположную сторону от центрального костного фрагмента. Но пациент не может долго находиться в неподвижном состоянии — отсюда появление макроподвижности в зоне перелома. Для частичной нейтрализации этого фактора Н.К. Митюнин и В.В. Ключевский предложили демпферное скелетное вытяжение.

Ю.П. Колесников и А.В. Панков с соавт., чтобы избежать прикованности больного к постели, разработали шину, в которой предусмотрено проведение двух спиц через центральный и периферический костные фрагменты. Однако возможности репозиции в подобной шине ограничены, и если при проведении спицы будет допущена какая-либо ошибка в выборе оси, то дополнительная репозиция окажется достаточно сложной и ишемический процесс в отдельных мышечных волокнах неизбежен. Мы проанализировали данную шину с позиций биомеханической концепции и усовершенствовали ее, расширив репозиционные возможности и дополнив необходимыми уровнями фиксации с помощью ремней и упоров (рис. 2).

При применении для скелетного вытяжения одной спицы создается непрогнозируемая, довольно сложная динамическая система взаимоотношений силовых нагрузок, действующих на каждый костный фрагмент. Проведение двух и более спиц, безусловно, увеличивает предсказуемость ситуации, однако для точного выбора точек (уровней) и углов проведения спиц требуется значительно более сложное представление о распределении динамических усилий на каждый отломок. Определить оптимальный вариант фиксации позволяет анализ на основе предложенной нами биомеханической концепции репозиции и фиксации отломков.

Показаниями к скелетному вытяжению являются монофокальные двухрычаговые неоскольчатые (и поперечно-многооскольчатые) переломы длинных костей, кроме поперечных переломов, без интерпозиции мягких тканей при условии достижения удовлетворительной репозиции отломков. Чем короче один из отломков, тем больше возрастают показания к оперативному лечению.

Следует отметить, что при консервативных методах лечения, когда речь идет о сравнительно устойчивом положении отломков относительно друг друга, важную роль играют даже малые по величине усилия — максимальный груз составляет 18 кг (тогда как тракционные силы мышц достигают 60 кг). Оперативное лечение предполагает создание стабильного (управляемого) остеосинтеза, устойчивого к действию значительных сил, связанному с ранним нагружением поврежденной конечности. Последнее сопровождается циклическими нагрузками, которые ведут к увеличению в геометрической

прогрессии сил, действующих на зону линии излома. Создание микро- (но не макро-) подвижности в зоне перелома позволяет достичь регенерации по первичному, а не по вторичному типу, как это происходит при консервативном лечении.

История развития оперативных методов лечения показала, что нестабильный остеосинтез ухудшает условия регенерации, вплоть до повышения частоты серьезных осложнений (несращение, ложные суставы, хронический остеомиелит и т.п.).

Говоря об интрамедуллярном остеосинтезе, следует выделить такие фиксаторы, как гвозди Смит-Петерсена, Кюнчера, Богданова, НИИЭХАИ, ЦИТО, Эндера, различные блокирующие гвозди. Последние наиболее прогрессивны, и если подбирать уровни проведения блокирующих винтов с учетом биомеханической классификации переломов длинных костей и концепции их фиксации, то можно рассчитывать на расширение показаний к применению интрамедуллярного остеосинтеза и улучшение результатов лечения.

Что касается накостного остеосинтеза, то здесь следует назвать пластины Ляна, Сиваша, Ткаченко, Каплана—Антонова, ЦИТО—СОАН, АО (разного назначения), Зесполь, рамочный скреп Сиваша, Г- и Y-образные пластины для лечения внутри- и околосуставных переломов и т.д. Каждая из них обладает своими особенностями, однако применение этих пластин сопряжено с проведением множества винтов, превращающих костную ткань в «решето». Часто оперирующий хирург не может четко объяснить, для чего проводится каждый из этих винтов. Фиксация пластины к кости осуществляется за счет прочности костной ткани в зоне прохождения резьбовой части винта. Отсутствие прочного соединения пластины с головкой винта приводит к повышенному силовому воздействию на кость в местах резьбового соединения с винтом.

Созданная нами система *накостно-подкожно-чрескостного остеосинтеза* (рис. 3), предусматривающая жесткое соединение пластины с головкой винта, подбирается (собирается) с учетом конкретной биомеханической характеристики каждого костного фрагмента. Надежная фиксация короткого отломка, не обладающего свойствами рычага, обеспечивается двумя винтами, проведенными через него (в горизонтальной плоскости) взаимно перпендикулярно. Для фиксации отломка, обладающего свойствами рычага, требуется создание двух подобных уровней фиксации на максимальном протяжении длинного отломка, т.е. проведение всего четырех винтов.

Безрычаговый перелом следует фиксировать общими элементами крепления между маленьким и основным костными фрагментами, например, двумя спицами и 8-образной серкляжной петлей.

Создано большое число аппаратов внешней фиксации со спицевыми, стержневыми и спице-стержневыми элементами крепления (аппараты Илизарова, Гудушаури, Сиваша, Волкова—Оганесяна, Ткаченко, Калнберза, Вассерштейна, Пичхадзе, Костюка, МКЦ, Гофмана, Вагнера, де Бастиани, Андерсона, Жюде, Монтичелли—Спинелли, Миле,



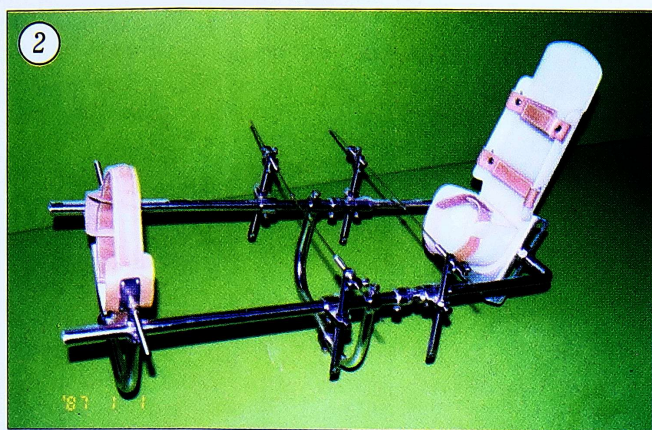
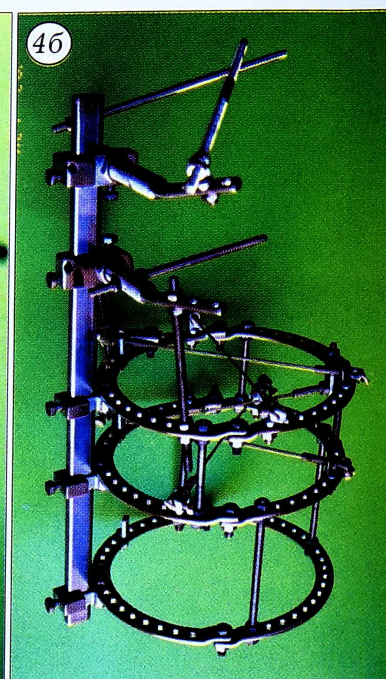
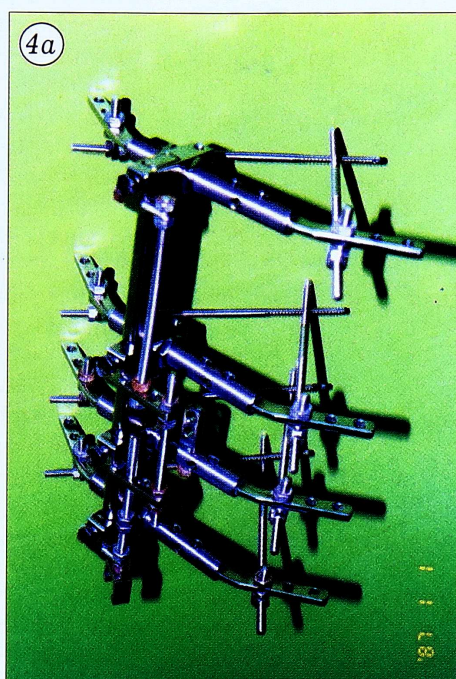
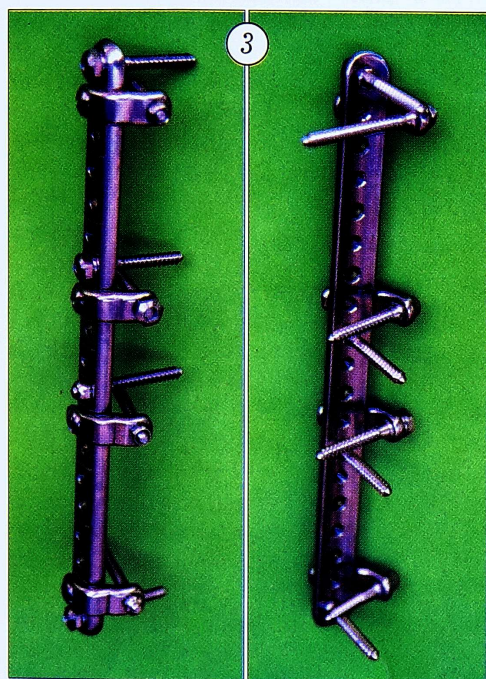


Рис. 2. Шина для скелетного вытяжения, позволяющая активизировать больного в ранние сроки.

Рис. 3. Вариант компоновки устройства для накостно-подкожно-чрескостного остеосинтеза.

Рис. 4. Аппарат автора для монополярной (а) и полиполярной (б) чрескостной фиксации отломков длинных костей.



Польди, Митчела, Арнольда, АО, Тейлора и т.д.). Выбор оптимальной компоновки аппарата внешней фиксации применительно к конкретному перелому (т.е. к сумме различных по размерам отломков) на основе биомеханической концепции фиксации позволяет обеспечить максимальную стабильность в зоне перелома.

Нами разработан многофункциональный аппарат для репозиции и монополярной и полиполярной фиксации при переломах длинных костей (рис. 4). В данной конструкции предусмотрена стержневая, спицевая и спицестержневая фиксация. Сборка аппарата должна производиться с учетом биомеханической концепции фиксации отломков. В нем возможна репозиция фрагментов во всех направлениях трехмерного пространства. При этом, достигнув сопоставления отломков в плоскости прямой проекции, при сопоставлении их в боковой проекции можно не опасаться, что произойдет вторичное смещение в других плоскостях.

В заключение подчеркнем еще раз, что любой метод консервативного и оперативного лечения имеет ограниченные возможности и не может обеспечить надежную фиксацию костных фрагментов во всех случаях. Анализ эффективности каждого метода на основе биомеханической концепции фиксации отломков позволит объективно разграничить показания к применению существующих способов лечения для каждого конкретного случая перелома.

