

И.М. Пичхадзе

НЕКОТОРЫЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ОСТЕОСИНТЕЗА И ИХ ПРАКТИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭВМ

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

Предложены биомеханическая классификация переломов длинных костей, биомеханическая концепция стабильной фиксации отломков, аппарат для лечения переломов длинных костей, компьютерная система «ОРТО» для выбора оптимального способа лечения и индивидуального подбора аппарата внешней фиксации.

Известные классификации переломов костей построены на основе анатомических признаков, механизма травмы, характера смещения отломков и т.п., но без учета биомеханических особенностей переломов. Вместе с тем изучение переломов с биомеханических позиций позволило нам установить, что существу отломкам рычаговые свойства имеют определяющее значение для выбора адекватного способа фиксации. Недооценка этих свойств ведет к неточной диагностике и нередко к ошибочному выбору метода лечения.

С целью разработки биомеханически обоснованной классификации переломов длинных костей и биомеханической концепции стабильной фиксации отломков [1—3] нами проведено исследование с использованием математического моделирования. В качестве модели кости был взят стержень с переменным поперечным сечением, шарнирно закрепленный на концах и симметричный относительно его продольной оси. Было установлено, что в зависимости от уровня прохождения линии излома (т.е. от длины отломка) сила, вызывающая смещение отломка, различна. Иными словами, каждый отломок дает различный выигрыш в силе, определяемый его рычаговыми свойствами.

Рычаговые свойства отломка оценивали путем измерения его длины, диаметра поперечного сечения и расчета их соотношений по предложенной нами формуле [3], которая позволяет найти величину предельной силы, при превышении которой отломок теряет устойчивость. Таким образом анализировали каждый отломок кости, устанавливая, обладает он или не обладает свойствами рычага.

Проведенные расчеты показали, что чем ближе линия излома к суставному концу кости, т.е. чем короче отломок, тем он меньше наделен свойствами рычага.

Классификация переломов [1, 3, 5] строится на основе оценки рычаговых свойств каждого костного фрагмента, т.е. с биомеханических позиций. Переломы длинных костей всех локализаций делятся на три большие группы: безрычаговые, однорычаговые и двухрычаговые. К безрычаговым относятся

переломы с линией излома, не нарушающей целостность кости по ее длине; к однорычаговым — с линией излома, нарушающей целостность кости по ее длине в пределах метафизарной зоны; к двухрычаговым — с линией излома, нарушающей целостность кости по ее длине в метадиафизарной или диафизарной части.

Внутри каждой из этих групп переломы делятся на вне- и внутрисуставные. Внутрисуставные мыщелковые переломы в свою очередь подразделяются на межмышцелковые и чрезмышцелковые, что отражает степень тяжести повреждения суставного конца кости.

Кроме того, выделяются монофокальные и полифокальные повреждения. Полифокальные переломы мы делим на монополярные — локализующиеся ближе к одному из суставных концов (двухрычаговые) и биполярные — с линиями излома, проходящими по обе стороны от середины кости (без-, одно- или двухрычаговые). При полифокальных переломах (в большинстве случаев они двухрычаговые) необходимо указать биомеханическую характеристику каждого отломка по отношению к каждому уровню перелома.

Нами выделены понятия: «уровни отломков», «уровни переломов» и «уровни фиксации» (рис. 1).

Место фиксации и число уровней фиксации отломков зависят от биомеханической характеристики каждого отломка. Именно из этого следует исходить при подборе фиксатора в каждом конкретном случае.

Стандартным направлениям движений отломков в трехмерном пространстве мы присвоили единую нумерацию степеней свободы — от 1-й до 6-й (рис. 2). Это необходимо для стандартизации анализа подвижности отломков в каждом направлении во всех звеньях фиксации. Движения в остальных направлениях можно рассматривать как результат сложения этих векторов.

С целью наиболее полного учета и анализа условий, необходимых для создания стабильной фиксации отломков тем или иным методом остеосинтеза

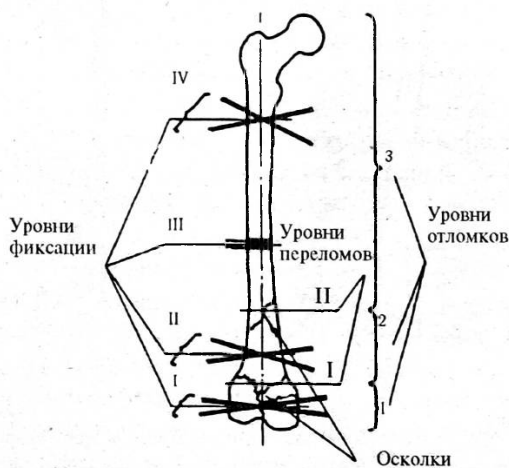


Рис. 1. Уровни перелома (I, II, ...), уровни отломков (1, 2, 3, ...) и уровни фиксации (I, II, III, IV, ...).

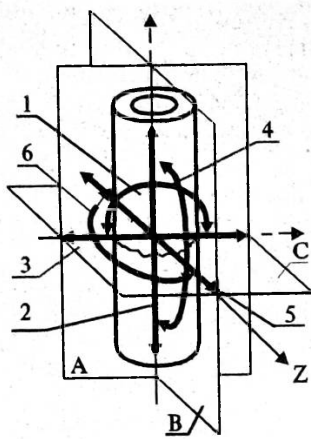


Рис. 2. Схема трех взаимно перпендикулярных плоскостей (A, B, C) и 6 степеней свободы (1-6) для анализа пространственной прочности фиксации во всех системах стабилизации отломков.

(интрамедуллярный, накостный, чрескостный и т.д.), нами [2, 5] выделены следующие основные системы стабилизации отломков (рис. 3): А — фиксатор — кость (пространство, ограниченное местами плотного контакта компактной части кости с частью элемента крепления или фиксатора); Б — промежуточное звено (пространство между костью и несущей частью фиксатора); В — фиксатор — фиксатор (взаимосвязь между отдельными деталями и узлами фиксатора); Г — кость — кость через фиксатор (взаимосвязь между отломками через фиксатор).

Система Б — промежуточное звено — в свою очередь подразделяется на подсистемы: пространство (зазор) между компактной частью кости и несущей частью фиксатора; часть элемента крепления, расположенная в пространстве между костью и несущей частью фиксатора; узел фиксации элемента крепления к несущей части фиксатора.

«Длинный» отломок, обладающий рычаговыми

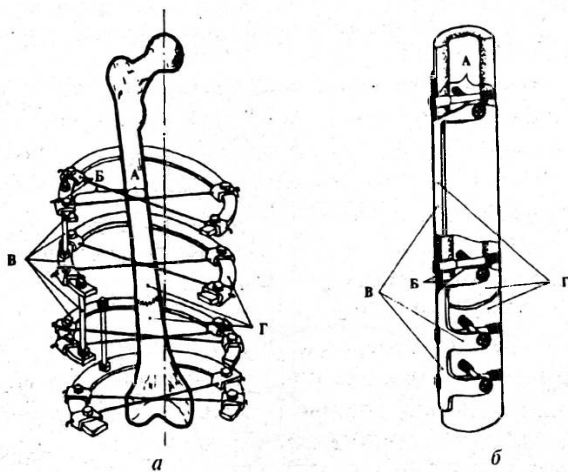


Рис. 3. Системы, обеспечивающие биомеханически оправданную фиксацию костных фрагментов: А — фиксатор — кость; Б — промежуточное звено; В — фиксатор — фиксатор; Г — кость — кость через фиксатор.

а — чрескостный, б — накостный остеосинтез.

свойствами, должен быть фиксирован не менее чем на двух уровнях. «Короткий» отломок, не имеющий рычаговых свойств, следует фиксировать на одном уровне (фиксации), а «малый» (например, при отрывном переломе, переломе одного мышцелка) — общим элементом крепления с большим костным фрагментом. Аналогично «малым» отломкам фиксируются и осколки.

Фиксаторы классифицируются в зависимости от их технических возможностей стабилизировать без-, одно- и двухрычаговые (монофокальные) переломы и полифокальные повреждения. Кроме того, при классификации фиксаторов учитываются их технические возможности нейтрализовать те или иные степени свободы отломков.

Предлагаемая биомеханическая концепция включает метод оценки соответствия технических репозиционных возможностей фиксатора характеру смещения отломков, т.е. возможности перемещения отломков во всех 6 направлениях движений в трехмерном пространстве, а также метод оценки качества фиксации отломков, т.е. степени их стабилизации.

Качество фиксации отломков определяется в каждом стандартном направлении движений в трехмерном пространстве, т.е. по 6 степеням свободы, причем в каждой системе фиксации — А, Б, В и Г.

Оценка степени стабильности отломков может осуществляться при помощи алгоритмов, разработанных на основе теоретического анализа, и при помощи известного метода конечных элементов (в его полном или сокращенном вариантах), адаптированного применительно к данной задаче. Анализ надежности фиксации выполняется на ЭВМ либо матричным способом (с помощью расчетных матричных таблиц).

Основываясь на биомеханической концепции фиксации отломков, можно подобрать фиксатор, наиболее соответствующий конкретному перелому, провести анализ степени стабильности остеосинтеза, а также анализ ошибок и осложнений. Это в свою очередь способствует объективной оценке существующих и разработке новых конструкций для остеосинтеза.

На основе биомеханической концепции фиксации отломков нами разработан принципиально новый аппарат для лечения внутри- и околоуставных переломов — I модель и полифокальных переломов — II модель (а.с. СССР № 534231 с приоритетом от 12.09.74 и № 1301395 с приоритетом от 12.12.85). Аппарат предназначен для лечения открытых и закрытых свежих и застарелых переломов. Он состоит из двух скоб, перемещающихся в одной плоскости, и расположенных на их концах подвижных зажимов под спицы, которые снабжены штуцерными спице-натягивателями. Для гашения рычаговых сил отломков могут применяться одна или две приставки. Компоновка аппарата с тремя приставками и дополнительными репозиционными узлами между ними является основным техническим отличием II модели от предыдущей.

Данный аппарат обладает рядом преимуществ перед известными аппаратами Илизарова, Хофмана, Вагнера, системы АО и др.:

— позволяет производить точную закрытую репозицию отломков при внутри-, околоуставных и диафизарных, в том числе полифокальных, переломах длинных костей;

— дает возможность сопоставлять отломки, раздельно перемещая их в 3 взаимно перпендикулярных плоскостях, как путем ручной репозиции в аппарате, так и путем дозированной винтовой подачи. В каждой из плоскостей возможны как поступательные, так и вращательные движения, что позволяет целенаправленно изменять положение любого отломка относительно других в каждой плоскости. При этом перемещение отломков в одной из плоскостей производится без нарушения их стабильности в других плоскостях;

— благодаря отсутствию в конструкции «мертвого пространства» возможны проведение спиц вблизи линии перелома и репозиция даже мелких отломков;

— реализуются все известные варианты проведения спиц с созданием перекреста (вдоль или перпендикулярно к оси конечности) в различных плоскостях под разными углами до 60° ;

— имеется значительный объем репозиционных движений не только на одном уровне, но и на нескольких уровнях вдоль длины кости, что позволяет производить репозицию как основных отломков, так и осколков не зависящими друг от друга движениями в аппарате;

— несмотря на цельность конструкции аппарата, в нем легко можно обходить сосудисто-нервные пучки благодаря возможности адаптации подвижных зажимов к концам проведенных в заданном направлении спиц;

— в процессе лечения возможно дозированное натяжение каждой спицы в отдельности; в аппарате легко можно заменить или провести дополнительную спицу;

— после наложения аппарата остается хороший доступ для открытого оперативного вмешательства (если в нем возникает необходимость) и для перевязок;

— высокая жесткость фиксации различных по форме и размеру отломков обеспечивает возможность раннего начала разработки движений в поврежденном и смежном суставах;

— при рентгенологическом обследовании больных в одной из плоскостей детали аппарата не наслаиваются на костные отломки; при обследовании в других плоскостях место перелома легко выводится и хорошо видна ось конечности.

При определении тактики лечения больных и выборе метода фиксации отломков мы исходили прежде всего из биомеханической характеристики переломов.

Разработанные нами теоретические положения легли в основу экспертно-консультативной травма-

тологической системы «ОРТО», созданной при содружестве ЦИТО им. Н.Н. Приорова, МГУ им. М.В. Ломоносова, ИАЭ им. И.В. Курчатова и МГТУ им. Н.Э. Баумана [4, 5]. Система «ОРТО» позволяет обработать рентгенограммы на ЭВМ (после их ввода в компьютер при помощи дигитайзера) с учетом биомеханической классификации и биомеханической концепции фиксации переломов и получить исчерпывающий ответ в плане: диагноз (программа содержит базу данных схем переломов и схем их фиксации); оптимальная компоновка спиц, стержней или других фиксирующих элементов для наложения того или иного аппарата чрескостного остеосинтеза (с учетом топографоанатомических особенностей поврежденного сегмента конечности); величина смещения отломков и последовательность репозиционных движений в трехмерном пространстве с учетом репозиционных возможностей используемого аппарата. При удлинении конечности определяют запас технических возможностей аппарата. Программа позволяет также рассчитать степень стабильности отломков в 6 стандартных направлениях движений в трехмерном пространстве при различных вариантах компоновки аппаратов. Это дает возможность методом сравнения выбрать оптимальный для каждого конкретного случая способ остеосинтеза.

Обеспечиваемая программой возможность взаимодействия с базой данных поперечных срезов конечностей человека помогает оптимизировать углы и уровни проведения элементов крепления (спиц и т.д.).

В базу данных компьютерной системы заложены конструкции нашего аппарата, аппарата Илизарова и могут быть введены другие конструкции по представлении чертежей или натурального образца.

Итак, становится возможным при минимальной хирургической агрессии достигнуть анатомически и функционально наиболее выгодной репозиции и максимально стабильной фиксации отломков. Все это значительно повышает вероятность благоприятного исхода лечения.

Изложенные выше принципы были положены в основу лечения 109 больных со 111 переломами длинных костей (у 2 больных имелись симметричные переломы бедренных костей и костей голени). Свежие переломы отмечались у 91, несросшиеся переломы и ложные суставы — у 18 больных. Переломы плеча были у 16 человек, предплечья — у 14, бедра — у 49, костей голени — у 30.

О тяжести повреждений свидетельствует их распределение согласно биомеханической классификации переломов длинных костей. Среди 104 монофокальных переломов безрычаговых было 8, однорычаговых — 50 и двухрычаговых — 46. Внесуставные переломы отмечались у 37, внутрисуставные — у 7 пострадавших. У 7 больных были полифокальные переломы: у 1 — голени, у 2 — бедра, у 2 — плеча и у 2 — костей предплечья. Все эти переломы были отнесены к группе двухрычаговых, хотя они вклю-

чали однорычаговые (7) и двухрычаговые (8) переломы на 2—3 уровнях поврежденного сегмента конечности. У большинства больных (101) имелось смещение отломков.

Метод чрескостного остеосинтеза с биомеханической точки зрения был показан практически при всех переломах длинных костей со смещением отломков, особенно внутри- и околосуставных, при переломах с обширной зоной повреждения мягких тканей, переломах, осложнившихся хроническим остеомиелитом, и в случаях необходимости ранней активизации больного. При подборе аппарата внешней фиксации учитывались технические репозиционные и стабилизирующие возможности той или иной конструкции применительно к каждому конкретному случаю.

Аппарат нашей конструкции I модели показан практически при всех видах без-, одно- и двухрычаговых переломов длинных костей, преимущественно внутри- и околосуставных, аппарат II модели — при всех полифокальных переломах. Аппарат Илизарова показан главным образом при двух- и однорычаговых внесуставных переломах, преимущественно диафизарных отделов длинных костей.

Наш аппарат I модели использован у 90 больных при лечении 92 переломов — 8 безрычаговых, 46 однорычаговых и 38 двухрычаговых. Переломов плечевой кости было 14, бедренной — 48, берцовых костей — 30. У 30 больных переломы локализовались в верхней, у 15 — в средней и у 45 — в нижней трети поврежденного сегмента. У 68 больных были внутрисуставные, у 22 — внесуставные повреждения.

Аппарат II модели был использован у 5 больных с полифокальными двухрычаговыми переломами бедра (2), голени (1) и плеча (2). У 2 больных переломы были внутрисуставными.

Аппарат Илизарова применен у 14 больных с переломами костей предплечья. У 3 из них с наиболее тяжелыми повреждениями (перелом обеих костей предплечья со смещением отломков) произведена раздельная сборка аппарата Илизарова из полуколец со встроенными репозиционными узлами (наша модификация компоновки аппарата). Однорычаговых переломов было 4, двухрычаговых — 10, в том числе 2 полифокальных. У 2 больных перелом локализовался в верхней, у 4 — в средней, у 6 — в нижней трети предплечья, у 2 пострадавших, как отмечалось выше, были полифокальные переломы. Из 14 больных у 12 переломы были внесуставными.

Средняя продолжительность фиксации в аппаратах зависела от биомеханической характеристики перелома, т.е. от тяжести повреждения, и составляла при различных локализациях для безрычаговых переломов от 48 до 83,6 дня, для однорычаговых от 96,8 до 128,2 дня и для двухрычаговых от 122,7 до 161,5 дня. Средние сроки нетрудоспособности равнялись соответственно 82—110, 115—180 и 150—240 дням. Это подтверждает правомочность оценки характера и тяжести переломов длинных костей на основе их биомеханической классификации.

Результаты лечения проанализированы по схеме Г.Н. Улшцкого [6] у 78 (71,6%) больных.

У 10 больных изучены ближайшие результаты лечения в сроки до 1 года после его окончания. Из них у 7 был применен аппарат нашей конструкции, у 3 — аппарат Илизарова. При лечении нашим аппаратом отличные результаты достигнуты у 5 и хорошие — у 2 пациентов. При лечении аппаратом Илизарова переломов костей предплечья отличный результат получен у 1, хороший — у 1 и удовлетворительный — также у 1 больного.

У 68 больных изучены отдаленные результаты в сроки до 15 лет. Из 55 больных со свежими переломами аппарат нашей конструкции был применен у 50 (при переломах бедра — у 24, голени — у 17 и плеча — у 9), аппарат Илизарова — у 5 пострадавших с переломами костей предплечья. Отличные результаты получены у 40, хорошие — у 11, удовлетворительные — у 4 больных.

Из 13 больных с несросшимися переломами и ложными суставами 10 лечились аппаратом нашей конструкции и 3 — аппаратом Илизарова. Отличные результаты констатированы у 6, хорошие — у 3, удовлетворительные — у 3 и неудовлетворительный — у 1 больной.

Наиболее благоприятные результаты были получены в тех случаях, когда достигалась наиболее адекватная характеру перелома фиксация отломков (с позиций биомеханической концепции) и в особенности — точная репозиция. Это способствовало раннему началу разработки движений в смежных и поврежденных суставах и дозированной нагрузки пострадавшей конечности.

На основе биомеханической концепции фиксации переломов длинных костей проанализированы ошибки, допущенные при выборе компоновки спиц в аппаратах чрескостного остеосинтеза, и осложнения. Они отразились на результатах лечения в тех случаях, когда по той или иной причине не были своевременно выявлены и устранены. Наиболее частые из осложнений — инфекционные легко купировались своевременной местной противовоспалительной терапией. Одной из причин развития воспалительных явлений вокруг спиц служит ослабление их натяжения с последующим увеличением подвижности мягких тканей. Поэтому своевременная протяжка спиц по длине является одной из мер профилактики воспалительных осложнений при использовании их в аппаратах чрескостного остеосинтеза.

Итак, 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 фиксации костных отломков. Биомеханическая кон-

цепция фиксации отломков позволяет упорядочить подход к оценке стабильности остеосинтеза и подобрать оптимальную его схему в зависимости от биомеханической характеристики перелома.

Практически все известные методы оперативного лечения, в том числе и распространенные в зарубежных странах, включая систему АО, травматичны и нередко сопровождаются таким осложнением, как выраженные контрактуры суставов. Применение аппаратов чрескостного остеосинтеза, резко снижая хирургическую агрессию, позволяет максимально сохранить сосуды и нервы в зоне перелома, т.е. сохранить кровоснабжение мелких отломков. Использование компьютерной системы «ОРТО» дает возможность повысить точность сопоставления отломков, рассчитать степень их стабильности, обойти магистральные сосудисто-нервные пучки при проведении спиц или стержней, а в итоге — оптимизировать ход оперативного лечения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Пичхадзе И.М. Лечение переломов дистального отдела бедренной кости: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 1984.
2. Пичхадзе И.М. //Биомеханические исследования в травматологии и ортопедии. — М., 1988. — С. 101—111.
3. Пичхадзе И.М., Холодкова А.Г. //Функциональная и биомеханическая диагностика в травматологии и ортопедии. — Горький, 1989. — С. 133—141.
4. Пичхадзе И.М., Рахимов А.Т., Рой Н.Н. и др. //Ортопед. травматол. — 1989. — № 6. — С. 42—46.
5. Пичхадзе И.М. Системный подход к выбору и компьютеризации стабильного чрескостного остеосинтеза при переломах длинных костей: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — М., 1994.
6. Улицкий Г.П. //Вопросы восстановительной хирургии, травматологии и ортопедии. — Свердловск, 1964. — С. 108—112.

SOME THEORETICAL BASES OF OSTEOSYNTHESIS AND THEIR PRACTICAL APPLICATION USING COMPUTER

I.M. Pichkhadze

Biomechanical classification of long bone fractures, biomechanical concepts of stable fixation of fragments, devices for treatment of long bone fractures as well as computer system «ОРТО» for choice of the most optimal treatment method and individual selection of external fixation device are suggested.

© А.И. Проценко, В.А. Калашник, 1994

А.И. Проценко, В.А. Калашник

ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ПОВРЕЖДЕНИЙ ШЕЙНЫХ ПОЗВОНКОВ В ОСТРОМ ПЕРИОДЕ ТРАВМЫ

Московская медицинская академия им. И.М. Сеченова

В основу работы положен анализ эффективности хирургического лечения 330 больных с повреждениями шейных позвонков: вывихами (199 пострадавших), переломовывихами (89) и переломами тел позвонков (42). Разработанная тактика лечения с применением модифицированных способов операций из переднего доступа (открытое вправление вывихов и подвы-

вихов с последующим спондилодезом, замещение тела позвонка костным трансплантатом или имплантатом) позволила получить стойкий положительный результат в подавляющем большинстве случаев, сократив при этом сроки лечения за счет ускоренной реабилитации больных.

В оценке эффективности консервативного и оперативного методов лечения поврежденных шейных позвонков существуют разногласия. Нет единства мнений и об эффективности отдельных способов лечения этого вида повреждений. Значительное число клиницистов считают, что одномоментная ручная репозиция и скелетное вытяжение не обеспечивают устойчивого вправления вывиха, не предупреждают посттравматической нестабильности и развития остеохондроза. К тому же консервативное лечение сопряжено с длительной утратой пострадавшим трудоспособности из-за необходимости продолжительной иммобилизации позвоночника. Оперативные вмешательства из заднего доступа более эффективны, так как при этом реже возникают релоксации. Но и в этом случае в послеоперационном периоде требуется длительная иммобилизация позвоночника, что не позволяет ускорить реабилитацию больных.

Большинство пострадавших с травмой шейных позвонков — люди молодого, наиболее трудоспособного возраста, в связи с чем повышение эффективности лечения рассматриваемых повреждений имеет и важное социально-экономическое значение.

Наиболее вероятным путем достижения этой цели является внедрение в широкую клиническую практику хирургической тактики с применением операций из переднего доступа, которые дают хороший клинический эффект и позволяют сократить сроки лечения. Вместе с тем следует отметить, что известные способы стабилизации позвоночника из переднего доступа также не лишены недостатков, таких как возможность смещения костных трансплантатов, релоксации, рассасывания трансплантатов с образованием кифотической деформации. В связи с этим после операций из переднего доступа необходима иммобилизация позвоночника до формирования костного блока на уровне травмы. Попытки ускорить реабилитацию больных за счет применения спондилодеза металлическими конструкциями представляются нам недостаточно убедительными, поскольку из-за выраженной нестабильности поврежденных позвоночных сегментов не исключена опасность миграции фиксаторов и трансплантатов.

При разработке тактики хирургического лечения поврежденных шейных позвонков мы учли преимущества операций из переднего доступа и постарались избежать указанных недостатков.

В основу настоящего сообщения положен анализ эффективности хирургического лечения 330 больных с так называемыми неосложненными повреждениями шейных позвонков. У 199 больных были вывихи и подвывихи позвонков, у 89 — переломовывихи и у 42 — переломы тел позвонков. В клинической картине этих повреждений встречаются разной степени