

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АГРАРНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ Н.И. ВАВИЛОВА»

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

В.В. Анников, О.В. Бейдик

**ВНЕШНЯЯ СТЕРЖНЕВАЯ ФИКСАЦИЯ
ПЕРЕЛОМОВ ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ СОБАК И КОШЕК**

Методические рекомендации для ветеринарных врачей и студентов

УДК: 619:617:619.7:619.8:617.089.

Учебное пособие является своевременным и актуальным, поскольку оно посвящено новому для ветеринарии вопросу – стержневому чрескостному остеосинтезу. В работе дано историческое освещение данного вопроса в сравнительном аспекте. Помещена информация о сравнительной оценке жесткости фиксации различными способами, а также клинические примеры. Практическая часть работы основана на лечении автором более 150 пациентов с переломами трубчатых костей различной степени тяжести.

Пособие предназначено для практикующих ветеринарных врачей, студентов очного и заочного обучения ветеринарных и биологических факультетов высших учебных заведений.

Рецензенты: д.в.н. проф. Семиволос А.М.; д.м.н. проф. Блувштейн Г.А.; д.в.н. проф. Копенкин Е.П.

Утверждено на заседании методической комиссии ФВМ
/Протокол № 5 от «16» ноября 2005 г.

Утверждено на заседании учебно-методического совета
университета /Протокол от «17» ноября 2005 г.

Утверждено учебно-методическим объединением высших учебных
заведений РФ по образованию в области ветеринарии и зоотехнии
/Протокол № 06-1790 от «28» ноября 2005 г.

Содержание

Введение

1. История развития внешней фиксации
2. Сравнительная оценка жесткости фиксации на костной пластине интрамедуллярным стержнем и различными компоновками аппаратов внешней фиксации стержневого типа
3. Методика стержневого чрескостного остеосинтеза (на примере остеосинтеза костей голени)
4. Литература
5. Приложения

Введение

Переломы трубчатых костей и связанные с этим осложнения у животных являются проблемой не только для ветеринарной, но и гуманной травматологии [1, 3, 4, 5, 12, 11].

Многие пациенты не выживают вследствие полиорганной недостаточности. Поскольку в ответ на перелом в организме развивается комплекс иммунобиохимических изменений, приводящий к возникновению травматической болезни [7].

При этом высок процент дегенеративно-воспалительных и атрофических осложнений, при которых пациенты не могут рассчитывать на полную реабилитацию. Эти осложнения включают в себя псевдоартрозы, остеомиелиты, контрактуры смежных суставов, укорочения и деформации конечностей, атрофии мускулатуры, неправильная походка [3, 4].

Лечение пациентов с переломами плеча и бедра сопряжено с определенными трудностями ввиду обильной мышечной массы этих анатомических образований. Имobilизирующая повязка не эффективна, а интрамедуллярный и накостный остеосинтез приводят к дополнительной травматизации мышечно-связочного аппарата [4].

Предплечье и голень имеют гораздо меньший мышечный пласт, но мощный сухожильно-связочный аппарат создает серьезные проблемы при проведении остеосинтеза этих сегментов конечностей.

До настоящего времени в ветеринарной хирургии при переломах трубчатых костей чаще всего используются иммobilизирующие повязки, интрамедуллярный и накостный остеосинтезы.

Новые перспективы при лечении животных с переломами трубчатых костей открылись в связи с разработкой и экспериментально-клинической апробацией чрескостного остеосинтеза по Г.А. Илизарову. В основу метода положены принципы, разработанные его автором [10].

Универсальность конструкции, взаимозаменяемость деталей позволили аппарату и методике стать общеизвестными и решить многие задачи [4, 15]. Анализ доступной медицинской и ветеринарной литературы показал, что, несмотря на многолетние и плодотворные исследования, мнения авторов о показаниях и противопоказаниях к тому или иному методу остеосинтеза различны. Причины осложнений зачастую связаны с несоблюдением методик или отсутствием объективной информации по биомеханическому обоснованию жесткости фиксации.

1 История развития внешней фиксации

Одним из основных условий успешного остеосинтеза является жесткая стабильная фиксация на протяжении всего периода лечения. Желание максимально исключить ротационные и другие смещения способствовало созданию методики внеочагового остеосинтеза. В 1939 г., при остеосинтезе нижней челюсти собаки был предложен метод внешней чрескостной фиксации переломов, суть которого заключалась во введении металлических спиц через кожу и подлежащие мягкие ткани в отломки кости под небольшим углом к продольной оси сегмента без прохода через медиальную кортикальную пластину. Снаружи спицы крепились к стальной шине. Данное приспособление позволяло осуществлять точную репозицию и достаточно жесткую фиксацию костных отломков. Подобная конструкция используется и сейчас [4].

Позже для фиксации диафизарных переломов большеберцовой кости предлагали использовать стальные стержни, которые вводили в поперечном направлении и закрепляли снаружи плексиглазовой пластиной, этот метод применяется и в наши дни.

Одним из примитивных аппаратов внешней фиксации стал аппарат, предложенный в 1907 г. Lambotte [4]. Он позволял фиксировать отрепонированные отломки и контролировать их перемещение. Аппарат легко устанавливался на конечность. Подобный принцип фиксации используется и сейчас в аппаратах АО/ASIF. Эта конструкция стала прообразом всех аппаратов внешней фиксации, а его автор - «отцом» хирургического лечения переломов

В 1911 г. было предложено трансегментарное введение остеофиксаторов (гвоздей Steinmann), которые крепили к внешней раме. А с 1917 г. стали рекомендовать растягивать отломки по оси для репозиции с помощью скобы и фиксирующей рамки. К этому времени появился аппарат для коррекции угловых смещений.

Вторая половина XX века характеризуется бурным развитием травматологии. Параллельно интрамедуллярному и накостному остеосинтезу развивается и внешняя фиксация [4].

В середине 70-х годов прошлого века предлагается несколько вариантов спицевых экстернальных аппаратов. Преимуществом таких конструкций являлась малая травматичность, жесткость за счет напряжения в опорах. Одним из ранних аппаратов этой группы является конструкция Dixon-Divei. Позже свое видение этого вопроса представили Anderson, (1934); Ettinger, (1936); Перцовский А.С., (1950); Гудушаури О.Н., (1954, 1973); Сиваш К.М., (1968). Все эти конструкции различались громоздкостью и использовались для одномоментной репозиции. Конструкции Witmoser, (1954); Волкова М.В., Оганесяна О.В., (1973); Ткаченко С.С., Демьянова В.М., (1974) отличались тем, что позволяли проводить репозицию по длине, ширине, периферии и фиксацию на протяжении всего периода лечения [4].

Вершиной травматологической мысли в области внешней скелетной фиксации, по мнению многих авторов, явилась разработка Г.А. Илизаровым аппарата собственной конструкции и методики компрессионно-дистракционного остеосинтеза.

К этому времени также для лечения псевдоартрозов диафиза бедра была предложена комбинация интрамедуллярного и чрескостного остеосинтезов.

При переломах таза стал использоваться метод внешней фиксации. По мнению авторов, аппарат внешней спице-стержневой фиксации костей таза и тазобедренного сустава обеспечивает репозицию тазовых костей, их фрагментов, тазобедренного сустава, и стабильную фиксацию на протяжении всего периода лечения [13].

По мере совершенствования старых и разработки новых конструкций аппаратов внешней фиксации стало ясно, что основным критерием является возможность достижения максимальной фиксации при

минимальных габаритах и массе металла. Жесткость крепления зависит от геометрических размеров, формы, материала, из которого были изготовлены элементы конструкций, углов соединения деталей, а в спицевых аппаратах – от силы натяжения спиц. Точная репозиция и прочная фиксация – залог раннего восстановления функции поврежденной конечности [11].

В это время большое внимание уделяли и биомеханическим аспектам внешней фиксации [3, 9, 11, 14]. Это позволило сформулировать основные каноны биомеханики и монтажа стержневых систем фиксации, исходя из биомеханических и морфологических принципов развития костного регенерата.

Опираясь на главные биомеханические аспекты внешней фиксации, ряд авторов провели ревизию предложенных аппаратов. В результате пришли к выводу, что характер и величина напряжений в трубчатой кости зависят от количества стержней и соотношения места приложения основной нагрузки, которая приходится на тот кортикальный слой, со стороны которого находится аппарат внешней фиксации. Плоские рамочные конструкции позволяют выполнить репозицию и удержание отломков только в одной плоскости.

Для повышения осевой устойчивости фрагмента кости стержни рекомендовали проводить не перпендикулярно, а под острым углом к ее оси. Некоторые авторы предлагали ребристые аппараты в виде стилета. Исследователи полагали, что конструкция стержня в виде лопастного консольного фиксатора эффективнее круглой, особенно в зоне метафизов и при остеопорозе.

Следующим шагом на пути совершенствования аппаратов внешней фиксации стали стержни-остеофиксаторы, диаметр которых должен составлять не более 20 % от диаметра кости. Для уменьшения микроподвижности остеофиксаторы предварительно изгибали перед закреплением к внешним опорам. Отверстие в кости выполняли меньше

диаметра стержня на 0,2 мм. Некоторые авторы предлагали использовать стержни с высокой резьбой, с большей разницей между внутренним и наружным диаметрами. Osteофиксаторы, у которых отношение высоты витка резьбы к диаметру резьбого участка стержня 1:4, особенно могут быть полезны при их установке в губчатые кости, поскольку это увеличивает площадь соприкосновения и уменьшает давление на кортикальные пластины. Для установки в диафизарных отделах кости совмещается сверлящий перьевой наконечник с резьбовым заходом метчика и резьбами различного диаметра. Эту идею поддержали и другие исследователи, предложившие оригинальный остеофиксатор (стержень), отличающийся обоюдоострой трехгранной заточкой, позволяющей легко вкручивать его не только в метафизы, но и диафизы кости [4].

Учитывая преимущества и недостатки спицевого и стержневого остеосинтезов, в 1975 году была предложена спицестержневая фиксация бедра, а позже – плеча (Введенский С.П., Калнберз В.К.). Свое видение этого вопроса позже представили и другие исследователи (Никитин Т.Д. и др., 1986, Корж А.А., 1988, Грязнухин Э.Г., Иванов В.И., 1989, Катаев А.И. и др., 1980, Барабаш Н.П. и др., 1992, 1996; Афаунов А.А. и др., 1996; Бейдик О.В. 1996; Жаденов И.И., 1996; Решетников А.Г., 1996; Rachke M.J. et al., 1995. и др.) [4].

Совершенствуя дальше методику внешнего спицевого остеосинтеза, некоторые исследователи предложили шатровое, разноплоскостное проведение спиц и замену колец на дуги, а также упорные площадки на спицах для усиления репозиционных возможностей.

С учетом основных видов конфигураций все аппараты можно разделить на 6 типов:

первый – односторонние (унилатеральные), одноплоскостные;

второй – двусторонние (билатеральные), одноплоскостные со сквозной установкой стержней;

третий – двусторонние (билатеральные), квадратные фиксаторы со сквозными стержнями;

четвертый – треугольные со сквозным и односторонним введением стержней;

пятый – полукруглые фиксаторы;

шестой – круглые.

По своим функциям аппараты разделяются на две группы:

1 – фиксирующие предварительно отрепонированные костные отломки;

2 – репонировующие и фиксирующие костные отломки.

При анализе накопившегося материала по практическому использованию конструкций аппаратов внешней фиксации пришли к выводу, что количество осложнений существенно [2, 4, 8, 9, 15] и зачастую связано с недостаточно изученной биомеханической стороной вопроса внешней стержневой фиксации.

2 Сравнительная оценка жесткости фиксации наkostной пластиной, интрамедуллярным стержнем и различными компоновками аппаратов внешней фиксации стержневого типа

Основной задачей конструкции для остеосинтеза при лечении перелома является обеспечение неизменного относительного положения двух поверхностей перелома при действии на отломки кости внешних нагрузок в период консолидации.

Естественные внешние нагрузки представляют собой сложную комбинацию активных усилий, влияющих на кость в местах прикрепления к ней мышц и реактивных усилий, возникающих на суставных поверхностях как следствие действия активных усилий. [2,6] Основными нагрузками для трубчатой кости, входящей в состав конечности, являются усилие продольного сжатия N_x и вращающий момент M_y вокруг оси сустава (рис. 1). Оценим значения этих усилий:

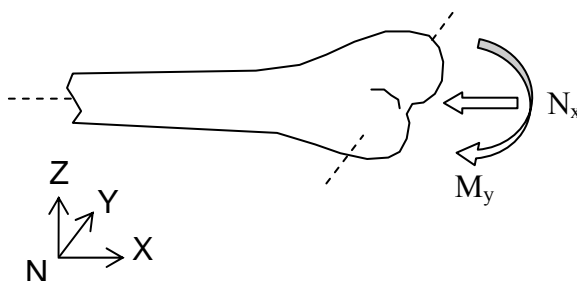


Рис. 1. Основные нагрузки костного отломка: усилие продольного сжатия N_x и вращающий момент вокруг суставной оси M_y .

При стоянии животного массой 20 кг на каждую из 4 опорных конечностей в предположении равномерной их загрузки приходится по 5 кгс. При движении усилия перераспределяются и в случае двух опорных конечностей возрастают до 10 кгс. При вертикальном расположении кости указанные усилия действуют на нее в продольном направлении, поэтому примем $N_x = 10$ кгс.

Предположим, лежащее животное массой 20 кг решило встать на ноги. В лежачем положении длинные трубчатые кости конечностей расположены горизонтально, поэтому для обеспечения подъемного усилия 5 кгс на одном конце кости, с другого ее конца мышцы конечности должны создать вращающий момент $M_y = 5 \text{ кгс} \cdot 200 \text{ мм} = 1000 \text{ кгс} \cdot \text{мм}$.

По результатам расчетов можно будет узнать, удовлетворяют ли рассматриваемые конструкции остеосинтеза условиям по прочности и жесткости при действии на отломки костей основных нагрузок.

Кроме рассмотренных основных нагрузок, разумеется, возможно действие на кость и дополнительных нагрузок – поперечных усилий N_y , N_z , скручивающего момента M_x и вращающего момента M_z . Оценить их значения гораздо сложнее, поэтому просто примем $N_x = N_y = N_z = 10 \text{ кгс}$, $M_x = M_y = M_z = 1000 \text{ кгс} \cdot \text{мм}$ и будем использовать вычисленные для дополнительных нагрузок напряжения и деформации в конструкциях только для сравнения конструкций между собой по жесткости.

3.1 Характеристика билатеральной стержневой конструкции № 1

Конструкция № 1. Конструкция для наружного чрескостного остеосинтеза стержневого типа с шестью стержнями (рис. 2), состоит из следующих элементов:



Рис. 2. Конструкция для остеосинтеза № 1

- 1 остеофиксатор – резьбовой стержень из титанового сплава круглого сечения диаметром 4 мм в средней части и на конце с метрической резьбой, 3 мм – на конце с упорной резьбой, с модулем упругости материала 10^4 кгс/мм²;
- 2 держатель остеофиксатора – стальной кронштейн сложной формы с отверстием для остеофиксатора и резьбовым наконечником, содержащим цилиндр диаметром 10 мм, длиной 7.5 мм и брус прямоугольного сечения 4 x 10 мм длиной 7.5 мм, с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 3 соединительная пластина - стальная пластина сложной формы с отверстиями прямоугольного сечения 5 x 25 мм, длиной 60 мм, с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 4 соединительный стержень – шпилька с резьбой, скрепляющая между собой соединительные пластины цилиндрической формы диаметром 5 мм с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 5 гайки диаметром 8 мм, длиной 5 мм с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм².

3.2 Характеристика билатеральной стержневой конструкции № 2

Конструкция № 2. Конструкция для наружного чрескостного остеосинтеза стержневого типа с пятью стержнями (рис. 3), состоит из следующих элементов:

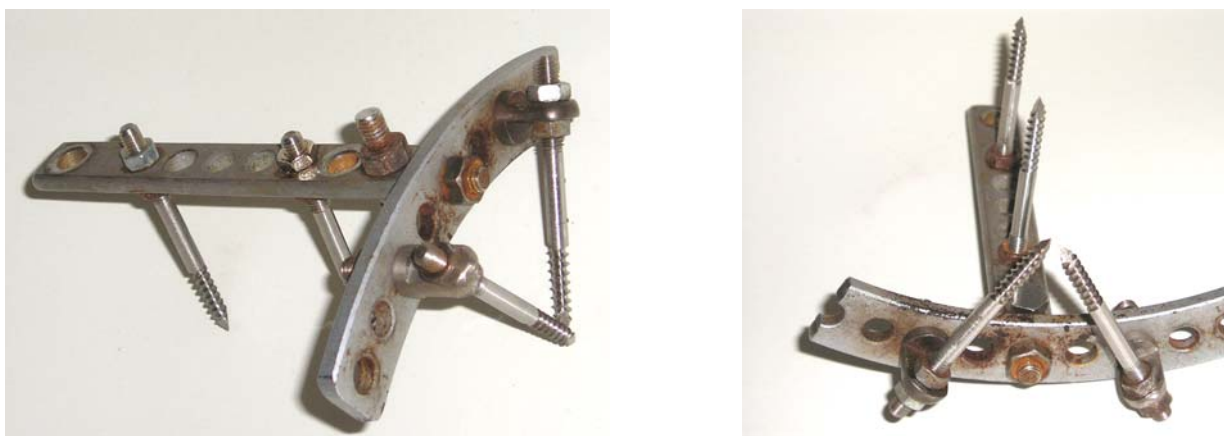


Рис. 3. Конструкция для остеосинтеза № 2

- 1 остеοфиксатор – см. конструкцию № 1;
- 2 держатель остеοфиксатора – см. конструкцию № 1;
- 3 соединительная пластина № 1 - прямоугольная стальная пластина с отверстиями прямоугольного сечения 5 x 15 мм, с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 4 соединительная пластина № 2 - стальная пластина с отверстиями в форме дуги прямоугольного сечения 5 x 20 мм, с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 5 гайки – см. конструкцию № 1.

3.3 Характеристика моноклатеральной стержневой конструкции № 3

Конструкция № 3. Конструкция для наружного чрескостного остеосинтеза стержневого типа с четырьмя стержнями (рис. 4), состоит из следующих элементов:

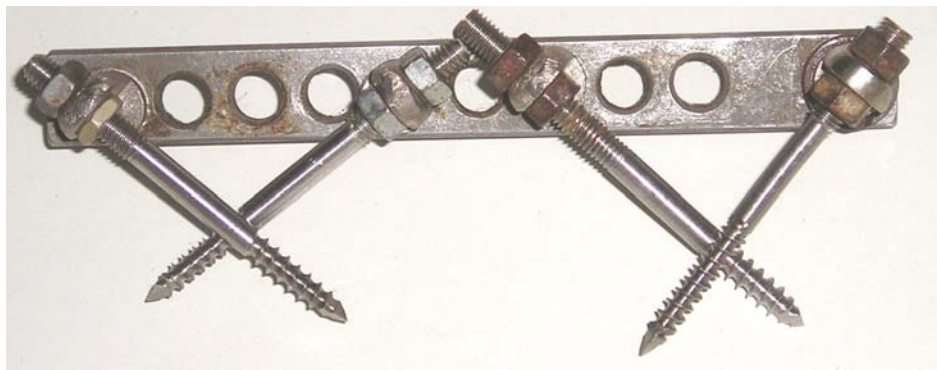


Рис. 4. Конструкция для остеосинтеза № 3

- 1 остеοфиксатор – см. конструкцию № 1;
- 2 держатель остеοфиксатора – см. конструкцию № 1;
- 3 соединительная пластина - прямоугольная стальная пластина с отверстиями прямоугольного сечения 5 x 15 мм, с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 4 гайки – см. конструкцию № 1.

3.4 Характеристика молатеральной двухуровневой стержневой конструкции № 4

Конструкция № 4. Конструкция для наружного чрескостного остеосинтеза стержневого типа с четырьмя стержнями (рис. 5), состоит из следующих элементов:



Рис. 5. Конструкция для остеосинтеза № 4

- 1 остеофиксатор – см. конструкцию № 1;
- 2 соединительная пластина - прямоугольная стальная пластина с отверстиями прямоугольного сечения 5 x 15 мм, с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 3 соединительный стержень – шпилька с резьбой, скрепляющая между собой соединительные пластины цилиндрической формы диаметром 6 мм с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 4 кронштейн № 1 – элемент сложной формы, скрепляющий между собой соединительные пластины и стержень цилиндрической формы диаметром 8 мм с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 5 кронштейн № 2 – см. держатель остеофиксатора конструкции № 1;
- 6 гайки – см. конструкцию № 1.

3.5 Характеристика накостной пластины

Конструкция № 5. Конструкция для погружного остеосинтеза с использованием накостной пластины и четырех шурупов, состоит из элементов:

- 1 накостная пластина – прямоугольная стальная пластина размерами в плане 70 x 10 мм, толщиной 3 мм с отверстиями для вворачивания шурупов максимальным диаметром 3.5 мм с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм²;
- 2 шуруп – стальной шуруп длиной 20 мм, средним диаметром 3 мм с модулем упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм².

Поскольку, в данной конструкции расстояние от места крепления шурупа к накостной пластине до места крепления шурупа в кости измеряется миллиметрами и сравнимо с толщиной кортикального слоя, то приходится отказаться от моделирования костных отломков стержневыми КЭ и перейти к оболочечным КЭ. Каждый отломок представлялся цилиндрической оболочкой диаметром 12.5 мм на протяжении 56% своей длины, начиная от места перелома. Оставшиеся 44% моделировались, как и прежде, стержневыми КЭ для уменьшения общего числа конечных элементов. Считалось, что шурупы проходят сквозь оба кортикальных слоя и головки шурупов закреплены в отверстиях накостной пластины шарнирно.

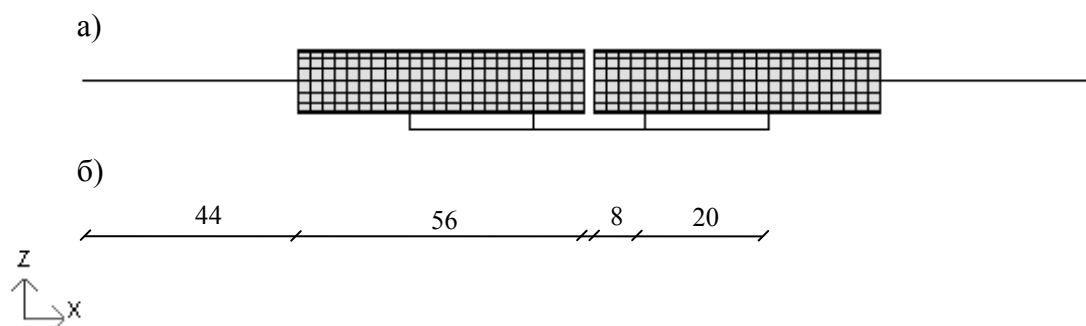


Рис. 6. Конструкция для остеосинтеза № 5:

- а) в изометрической проекции;
- б) в проекции на координатную плоскость XZ

3.6 Характеристика интрамедуллярного стержня

Конструкция № 6. Конструкция для погружного остеосинтеза с использованием интрамедуллярного стержня (ИС). ИС представляет собой тонкостенный стальной стержень U-образного сечения (рис. 7), вставленный внутрь костного канала.

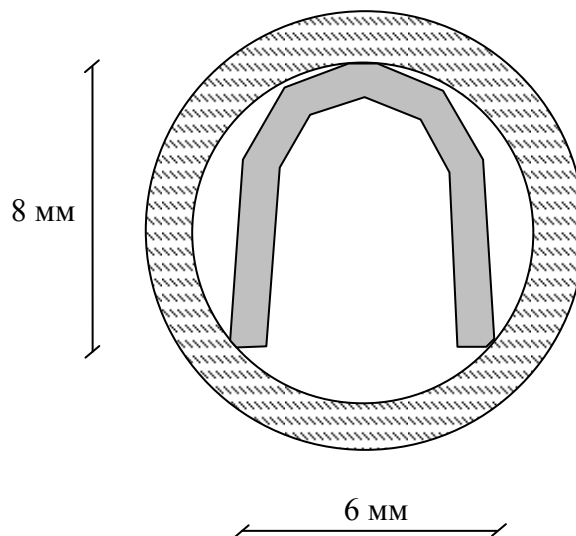


Рис. 7. Поперечное сечение кости с установленным U-образным интрамедуллярным стержнем

Примем высоту U-профиля равной 8 мм, ширину – 6 мм, толщину стенок 1.8 мм, модуль упругости материала $2 \cdot 10^4$ кгс/мм². Для моделирования кортикального слоя и ИС используем соответствующие КЭ оболочечного типа. Предполагается, что ИС вводился в кость с правой стороны, поэтому правый отломок он пронизывает насквозь, а в левый заходит лишь частично – на 30 мм. Будем считать, что сила трения между ИС и внутренней поверхностью кортикального слоя достаточно велика, чтобы не допустить относительного смещения при любых вариантах внешних нагрузок.

Левый отломок кости на своем левом конце считается жестко закрепленным по контуру, правый отломок на правом конце подсоединен к

трехстержневой конструкции, служащей для продолжения кости до условленной длины 200 мм и образующей точку приложения внешних нагрузок. В соответствии с принципом Сен-Венана, такое продолжение не скажется на интересующем нас распределении внутренних напряжений в районе перелома, находящемся на расстоянии более 3 диаметров кости.

Таким образом, из всего сказанного следует, что:

1. Для принятых значений нагрузок стержневые конструкции для остеофиксации № 1 - 4 обеспечивают удовлетворительную жесткость крепления, уступая только интрамедуллярному стержню.

2. Среди стержневых конструкций наилучшую усредненную жесткость фиксации обеспечивает конструкция № 4, при действии на кость преимущественно продольных усилий – конструкций № 3.

3. Конструкция № 1 обеспечивает наименьшие средние нагрузки на каждый остеофиксатор.

4. Накостная пластина проигрывает стержневым конструкциям по жесткости фиксации, равномерности деформаций костного регенерата и нагрузкам на костную ткань в местах закрепления шурупов.

5. Интрамедуллярный стержень выигрывает у стержневых конструкций только при гарантии отсутствия проскальзывания, но проигрывает им по способности работать после кратковременного приложения запредельных нагрузок.

6. Для улучшения прочностных свойств стержневых конструкций № 1- 4 можно рекомендовать увеличить внутренний диаметр упорной резьбы до 4 мм, при соответствующем увеличении внешнего диаметра.

Внешняя стержневая фиксация имеет преимущества не только в жесткости крепления отломков, но и в простоте установки конструкций аппаратов.

3 Методика стержневого чрескостного остеосинтеза (на примере остеосинтеза костей голени)

При проведении операций следует соблюдать те же принципы наружного чрескостного остеосинтеза, что и на других сегментах конечностей. Зоны проведения остеофиксаторов определяются на основании анатомо-хирургического моделирования, проведенного нами. Согласно этим исследованиям, в области верхней трети диафиза голени наиболее безопасной зоной введения стержней следует считать сектор 9 - 11 часов. В малую берцовую кость остеофиксаторы вводить не следует, поскольку она тонка и интимно связана с большой берцовой костью.

При переломах в области проксимального метафиза и верхней трети диафиза голени у собак крупных пород следует использовать пятистержневую компоновку аппарата внешней фиксации (рис. 3).

В этом случае два стержня под углом 30 - 45° друг к другу параллельно суставной щели коленного сустава вкручиваются в проксимальный отломок. В дистальный – три остеофиксатора. Из них два аналогично проведенным в проксимальный, а третий перпендикулярно к плоскости кости в сагиттальном направлении на расстоянии 1- 1,5 см от зоны перелома.

При переломах в области средней трети диафиза используется шестистержневая конструкция (рис. 1). В этом случае устанавливается по 3 остеофиксатора в каждый отломок. В проксимальный отломок - 2 стержня по выше описанной методике, а третий в сагиттальной плоскости перпендикулярно кости на расстоянии 1- 1,5 см от зоны перелома. В дистальный отломок остеофиксаторы можно вводить аналогично описанной методике для фиксации перелома верхней трети диафиза.

Фиксация перелома в нижней трети диафиза и дистального метафиза большой берцовой кости осуществляется пятистержневой конструкцией.

При этом три фиксатора вводятся в проксимальный отломок по ранее описанной методике и два перпендикулярно плоскости большой берцовой кости под углом друг к другу.

При проведении остеофиксаторов их соединяют между собой с помощью кронштейнов, формируя две подсистемы, которые соединяют между собой (рис. 8).



Рис. 8 Собака, беспородная, кобель, 2 года. «Перелом костей голени в области средней трети диафиза справа». Боковая проекция. Рентгенограмма через 3 недели фиксации.

При проведении остеофиксатора в большую берцовую кость у собак мелких пород или кошек используется моностерильный аппарат. Четыре стержня вводятся по два в каждый отломок в сагиттальной плоскости под углом $30 - 45^\circ$ друг к другу и соединяют между собой многодырчатой балкой через кронштейны. В мелких костях или вблизи суставов вместо стержней проводят спицу Киршнера, выполняя из нее П-образную скобу для фиксации к балке. Можно установить спицу по типу стержня, крепя ее к балке шайбой с прорезью и болтом. Конструкция аппарата выполняет в этом случае лишь фиксирующую роль.

Репозицию отломков можно проводить закрытым способом, при ее невозможности в случае застарелых переломов прибегают к открытому

вправлению, выполнив инцизию мягких тканей. Операционную рану ушивают послойно кетгутом и шелком.



Рис. 9 Собака, доберман, сука, 5 мес. Рентгенограмма голени в боковой проекции. «Закрытый спиралевидный перелом большеберцовой кости в области средней трети диафиза справа». День обращения в клинику.

В отдельных случаях остаточные угловые смещения можно устранить спицей Киршнера с напайкой, проводя ее в нужном направлении и крепя через планки кронштейна непосредственно к четвертькольцам. Тактика лечебной помощи при открытых и нагноившихся переломах сводится к тщательной хирургической обработке раны, массивной антибиотикотерапии, дренированию раны и санации ее 1% раствором диоксидина в смеси с 3% перекисью водорода. Для наглядности приводим следующее клиническое наблюдение.

Собака, доберман, сука, 5 мес, вес 14 кг. Поступила в клинику «Поиск» 27.04.03. Со слов хозяина, собака травмировала конечность, упав с дивана.

При клиническом обследовании наряду с сохранением аппетита и приемом воды местно в области голени справа отмечали отечность, при пальпации повышение местной температуры, беспокойство животного и крепитацию отломков кости. Для уточнения диагноза, определение

характера перелома и степени смещения костных отломков провели рентгенологическое исследование голени в боковой и фронтальной проекциях. На контрольных снимках определили нарушение целостности большой берцовой кости на границе нижней и средней трети диафиза спиралевидной формы. Диастаз между отломками более 0,5 см (рис. 9).

Была осуществлена закрытая репозиция отломков большеберцовой кости и их последующая фиксация четырьмя разнонаправленными проведенными остеофиксаторами. Из них два ввели в проксимальный отломок и два в дистальный. Снаружи стержни соединили между собой кронштейнами и балкой. (Рис. 10 а, б).



а)



б)

Рис. 10 Собака, доберман, сука, 5 мес. «Закрытый спиралевидный перелом большеберцовой кости в области средней трети диафиза справа». День операции. а) Состояние после операции. б) Рентгенограмма после установки аппарата.

Период стабильной фиксации составил 25 суток. На момент демонтажа конструкции клинически состояние собаки было удовлетворительным. Она активно принимала корм и воду, передвигалась по дому на четырех конечностях. При движении отмечали незначительную хромоту опирающегося типа. На контрольных рентгеновских снимках регистрировали заполнение зоны диастаза новообразованной костной тканью (Рис. 11).

Положительный анатомо-функциональный результат лечения свидетельствует о том, что мы придерживались основных принципов наружного чрескостного остеосинтеза. Применение разработанной нами методики обеспечивает сохранение функциональной нагрузки и хорошую трофику сопряженных мягкотканых образований.

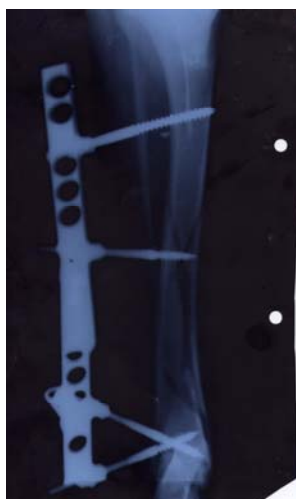


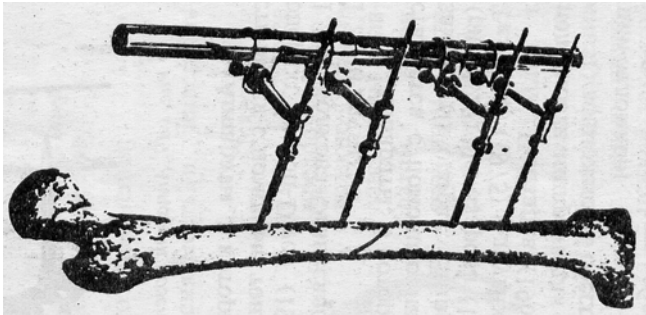
Рис. 11 Собака, доберман, сука, 5 мес. Рентгенограмма голени в боковой проекции. «Закрытый спиралевидный перелом большеберцовой кости в области средней трети диафиза справа». День снятия аппарата.

5 Литература

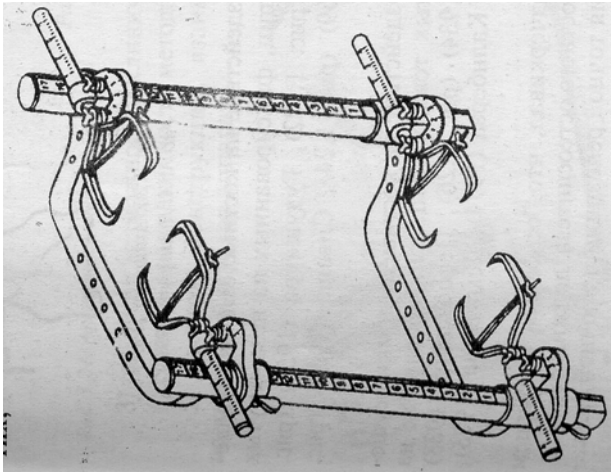
1. Аболина, А.Е. Чрескостный компрессионно-дистракционный остеосинтез при лечении переломов плеча, бедра, голени и их последствий [текст] / А.Е. Аболина, М.Л. Абрамов, В.П. Морозов // Метод Илизарова – достижения и перспективы. – Курган, 1993. – С. 40 - 41.
2. Авдеев, Ю.А. Электромеханические свойства костной ткани [текст] / Ю.А. Авдеев, С.А. Регирер // Современные проблемы биомеханики. – Рига, 1985. – Вып. 2. – С. 103 - 131.
3. Анкин, Л.Н. Принципы стабильно-функционального остеосинтеза [текст] / Л.Н. Анкин, В.Б. Левицкий - Киев, 1991. – С. 143.
4. Бейдик О.В. Остеосинтез стержневыми и спицевыми аппаратами внешней фиксации [текст] / О.В. Бейдик, Г.П. Котельников, Н.В. Островский // Монография. – Самара, 2002. – 208 с.
5. Белов, А.Д. Интрамедуллярный остеосинтез переломов трубчатых костей у животных штифтом растительного происхождения [текст] / А.Д. Белов // Труды МВА, 1967. - Т. 51. - С. 48 - 52.
6. Бернштейн, С.А. Сопротивление материалов [текст] / С.А. Бернштейн – М., 1961. – 464 с.
7. Ватников, Ю.А. Структурная и функциональная организация репаративного остеогенеза у животных (Экспериментальные и клинические исследования) [текст]: Автореф. дис. док. вет. наук / Ю.А. Ватников – 2004. - 38 с.
8. Волков, М.В. Аппарат для репозиции и фиксации костных отломков [текст] / М.В. Волков, О.В. Оганесян // Ортопед., травматол. и протезир.– 1977. – № 2. – С. 62 - 64.

9. Гудушаури, О.Н. Аппарат для репозиции и фиксации длинных трубчатых костей при переломах и для удлинения конечностей [текст] / О.Н. Гудушаури // Ортопед., травматол. и протезир. – 1958. - № 3. - С. 53 - 56.
10. Джек С. Бойд. Топографическая анатомия собаки и кошки [текст] / Джек С. Бойд // Цветной атлас. - М., 1998 г. - 190 с.
11. Илизаров, Г.А. Значение факторов напряжения растяжения в генезе тканей и формообразовательных процессов при чрескостном остеосинтезе [текст] / Г.А. Илизаров // Чрескостный остеосинтез в ортопедии и травматологии: сб. науч. тр. – Курган, 1984. - Вып. № 9. – С. 4 - 41.
12. Майоров, А.И. Болезни собак [текст] / А.И. Майоров // Справочник – М., 2001. – 472 с.
13. Мельников, Н.М. Клинико-экспериментальное обоснование лечения повреждений таза и тазобедренного сустава у собак методом чрескостного остеосинтеза [текст]: Автореф. дис. док. вет. наук / Н.М. Мельников – М., 2004. – 277 с.
14. Шевцов, В.И. Лечение больных с переломами плечевой кости и их последствиями методом чрескостного остеосинтеза [текст] / В.И. Шевцов, С.И. Швед, Ю.М. Сысенко.- Курган, 1995. – 223 с.
15. Aron, D.N. Applikaition and postoperative management of external skeletal fixator [text] / D.N. Aron, C.W. Dewey // Vet Clin North Am Small Anim Pract. - 1992. - № 1 - P. 69 - 97.

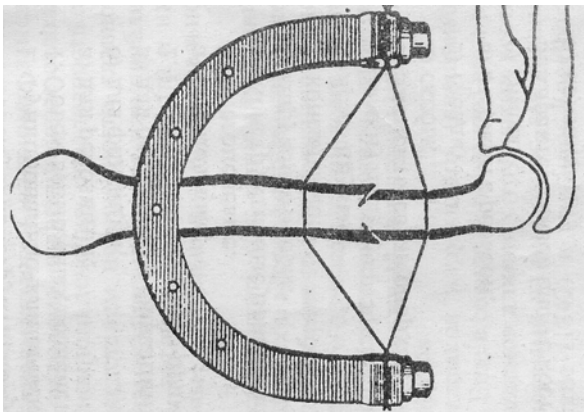
6 Приложения



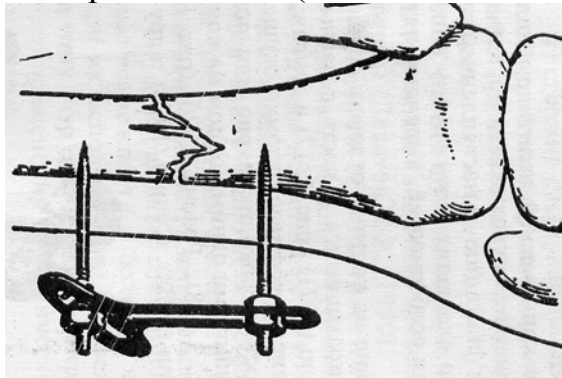
Аппарат Ireifensteiner (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



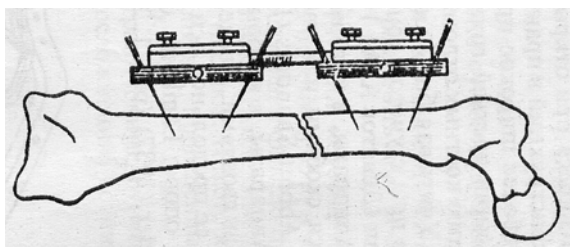
Аппарат Синило/ по А.А. Девятову/ (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



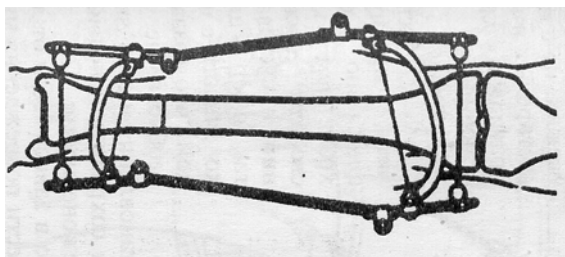
Аппарат Jambotte (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



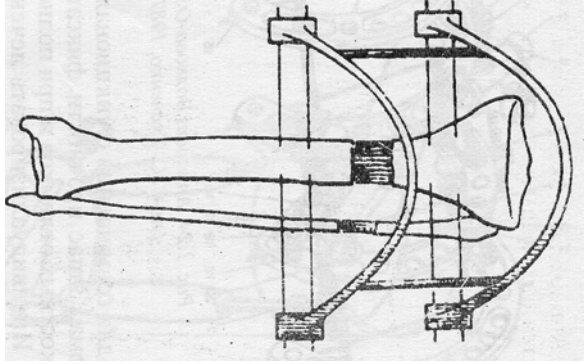
Аппарат Rojen (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



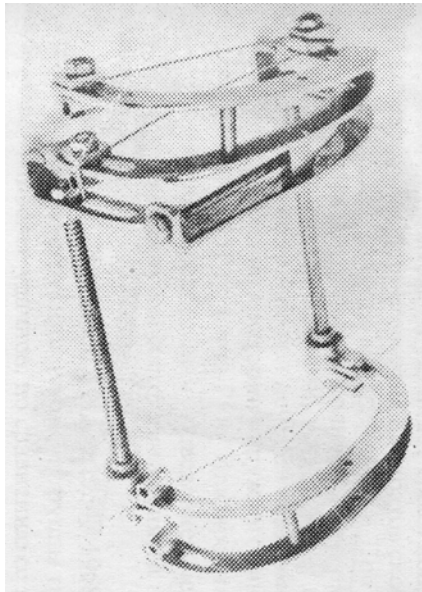
Аппарат Steicler (по А.А. Деба) (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



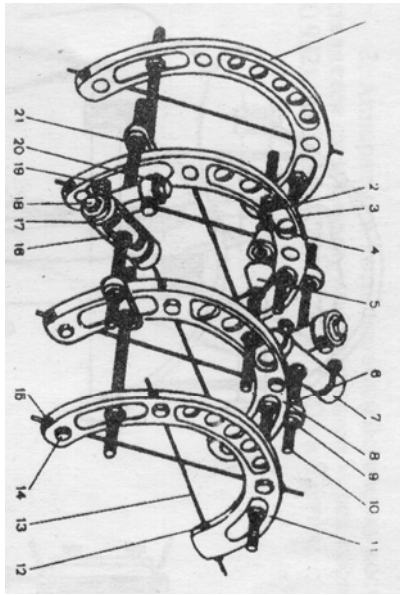
Аппарат Anchrson (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



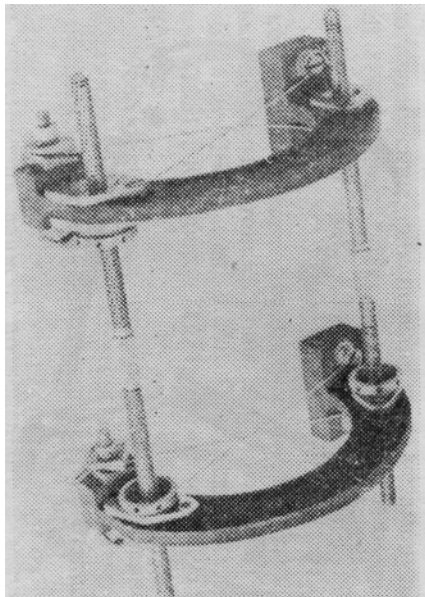
г.) Аппарат Dixon – Divel (по Девятову) (по В.И. Шевцову с соавт., 1995



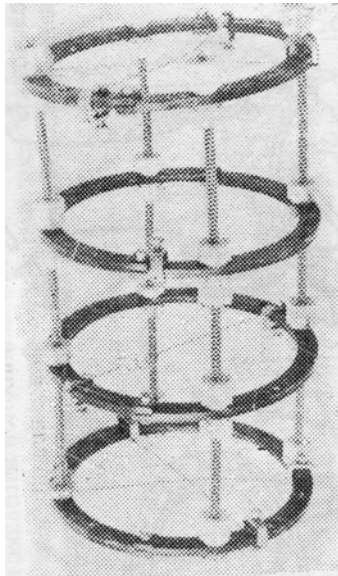
Аппарат Гудушуари (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



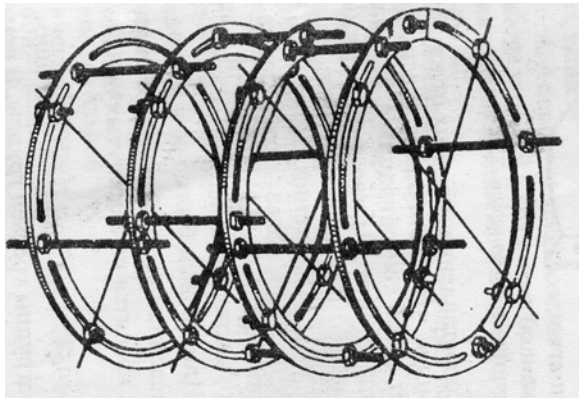
Аппарат Волкова-Оганесяна, 1982 г. (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



Аппарат Сиваша (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



Аппарат Калнберза (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)



Аппарат Демьянова (по С.С. Ткаченко) (по В.И. Шевцову с соавт., 1995 г.)