

О. В. ОГАНЕСЯН

К МЕТОДИКЕ ЗАКРЫТОГО КОМПРЕССИОННОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПРИ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМАХ КОСТЕЙ ГОЛЕНИ

За последнее десятилетие в отечественной и зарубежной литературе все больше появляется работ о эффективности остеосинтеза с взаимодавлением отломков. С этой целью применяется множество погружных металлических конструкций, обеспечивающих взаимное осевое давление отломков открытым способом (металлический замок Х. С. Рахимкулова [3], сжимающий винтовой прибор Н. Д. Флоренского [4], пластинки Даниса [5], Дюшена [6], Егерса [7] и др.).

Закрытый чрезкостный остеосинтез с взаимным давлением отломков аппаратами О. Н. Гудушаури [1], Г. А. Илизарова [2], Гофмана [8] и др. дает возможность избежать операционного вмешательства в области перелома и предупреждает ряд осложнений, возникающих при открытом способе.

Отечественные авторы приводят сравнительно небольшое количество наблюдений переломов голени, излеченных закрытым чрезкостным способом. Наши наблюдения охватывают 58 больных со свежими, застарелыми и несрастающимися диафизарными переломами костей голени, которым был произведен закрытый чрезкостный остеосинтез с взаимодавлением отломков аппаратом конструкции О. Н. Гудушаури.

Из общего числа наблюдений поперечных переломов было 13, косых—11, винтообразных—25, оскольчатых—9; в том числе переломы в верхней трети—у 3 больных, средней трети—у 28, нижней трети—у 27. Сроки наложения аппарата от 3 дней до 4 мес. после травмы; возраст больных—от 17 до 76 лет.

Основным показанием для закрытого остеосинтеза явилась безуспешность одномоментной ручной репозиции или скелетного вытяжения, а также застарелые невправленные переломы. Воспалительные процессы в области перелома, в органах и тканях, которые могли явиться противопоказанием для открытого остеосинтеза, не служили противопоказанием для закрытого чрезкостного остеосинтеза отломков.

Принципы применения аппарата О. Н. Гудушаури изложены автором в соответствующих инструкциях. Используя этот аппарат при различных переломах диафиза голени и в разные сроки после травмы, мы внесли в его методику ряд дополнений.

Важным моментом наложения аппарата О. Н. Гудушаури является правильное проведение спиц через большеберцовую кость. Спицы про-

водятся во фронтальной плоскости с расстоянием между каждой парой спиц 7—14 см по два в каждый отломок и под углом друг к другу. При этом точки выхода спиц из голени должны соответствовать местам закрепления их в аппарате. Для этой цели в местах закрепления спиц в аппарате обыкновенно натягиваются шелковые нити, окрашенные брильянтовой зеленью. Прикладыванием этих нитей по передней поверхности голени наносятся проекционные линии, которые служат ориентиром для проведения спиц. Несмотря на это, во многих случаях все же возникают отклонения спиц от проекционных линий и места их выхода не соответствуют точкам закрепления спиц в аппарате.

Для обеспечения правильного положения дрели и контроля за правильностью проведения спиц нами предложен и используется простой по конструкции направитель хода спиц. Он изготавливается из листовой стали толщиной 0,7—1 мм (рис. 1) и представляет собой дугу, составленную из трех подвижных сегментов, позволяющих изменить ее соответственно форме голени. Пружинный замок, расположенный на конце дуги, фиксирует направитель на шейке дрели.

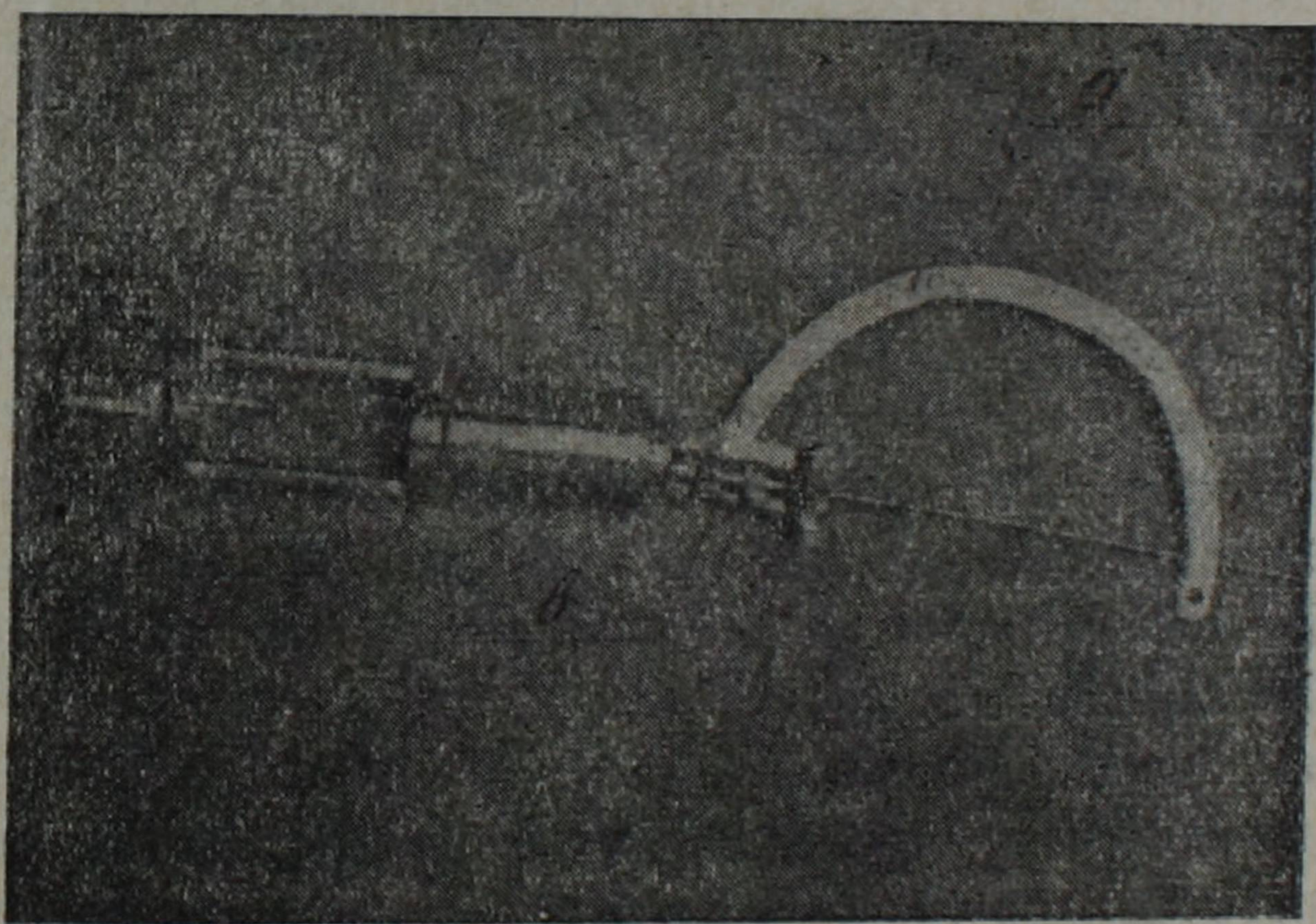


Рис. 1. Направитель хода спиц (а), фиксированный на шейке (б) электрической дрели.

Проведение спиц с использованием направителя осуществляется следующим образом. На проекционных линиях по наружной поверхности голени намечаются метки введения спиц. Направитель изгибается по форме данной голени. Затем, выдвинув спицу из дрели, определяем точку пересечения ее с дугой направителя. После этого дрель устанавливается в рабочее положение. Метку с направителя переносят на проекционную линию по внутренней поверхности голени, указывая место выхода спицы. Далее проводится спица. При проведении необходимо следить за тем, чтобы дуга направителя соответствовала проекционной линии, метки же направителя и голени не смещались относительно друг

друга. Это обеспечивает точное проведение спицы между двумя заранее намеченными точками.

Репозицию отломков мы производили либо одномоментно (сразу после наложения аппарата), при свежих переломах, либо в течение нескольких дней, при застарелых переломах с большим смещением отломков по длине. Однако мы всегда стремились к ранней одномоментной репозиции.

Для точной репозиции отломков в аппарате, кроме направления смещения отломков, имеет немаловажное значение определение величины смещения. Однако рентгеновский снимок вследствие несоответствия теневое изображение кости ее действительным размерам затрудняет определение истинной величины смещения. Для измерения величины смещения отломков по рентгеновскому снимку мы использовали измерительную ленту с металлическими делениями.

Измерительная лента с металлическими делениями представляет собой кусок застежки («молния») длиной 10—12 см, с толщиной зубцов и промежутков между ними 0,2 мм. Для удобства измерений каждые четыре зубца укорачиваются, а пятый остается обычной длины. Таким образом, расстояние между каждым неукороченным зубцом равно 1 см.

Перед рентгенографией измерительную ленту мы накладывали продольно на область перелома по внутренней поверхности большеберцовой кости и закрепляли ее липким пластырем. В этом случае создается возможность с помощью рентгеновских снимков в разных проекциях (независимо от расстояния рентгеновской трубки и кассеты от места перелома и толщины мягких тканей голени) достаточно точно определить величину смещения отломков, ибо изменение размеров кости пропорционально изменению величины ленты (рис. 2). Смещение отломков как по ширине, так и по длине определяется на рентгенограмме циркулем и измеряется на ленте с металлическими делениями.

Для более точного устранения смещения отломков необходимо перемещать дуги аппарата на расстояние, несколько превышающее величину смещения отломков (на 2—3 мм при свежих и 5—6 мм при застарелых переломах). Таким образом, корригируется неточность, возникающая вследствие остаточной деформации спиц и аппарата. Если при этом репозиция не происходит, дуги перемещают еще на 2—3 мм.

Устраняя смещение отломков по ширине при косых и винтообразных переломах после устранения других видов смещения, необходимо учитывать направление плоскости излома. Если последняя имела преимущественно фронтальное направление, вначале устранялось смещение во фронтальной плоскости. Этим достигалось точное стояние плоскостей излома друг против друга. Затем производили сближение отломков в передне-заднем направлении при взаимодавлении с силой 30—40 кг.

Для проведения этих измерений на существующей конструкции аппарата О. Н. Гудушаури был изучен способ измерения с помощью ручных медицинских динамометров. Проверку производили на модели, представляющей собой два «отломка», установленных в аппарате, между ко-

торыми помещался контрольный динамометр, показывающий величину взаимодействия отломков. Статистическая обработка проведенных опытов показала, что ошибки измерений этим способом не превышают величину погрешностей динамометров и равны 3—4 кг.

Взаимодавление отломков в передне-заднем направлении А (рис. 3) измерялось двумя ручными динамометрами. Силы Р через динамометр прикладывали к разводным винтам в точках, наиболее близко расположенных к месту перелома. Направление сил выбиралось таким образом, чтобы они были параллельны друг другу и перпендикулярны разводным винтам. Величина взаимодействия отломков определялась по сумме показаний обоих динамометров. При достижении необходимого взаимодействия отломков разводные винты фиксировались.

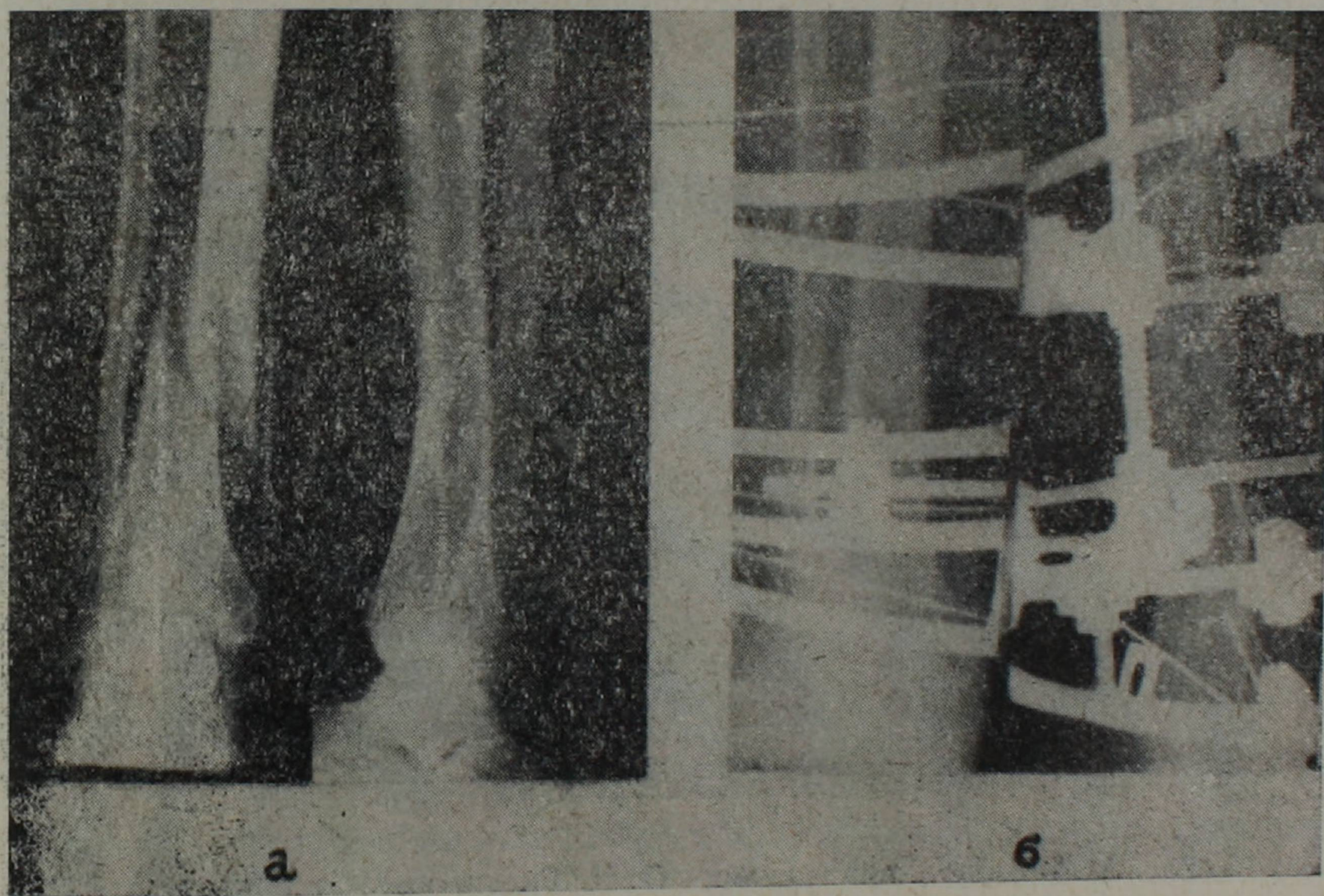


Рис. 2. Рентгенограмма винтообразного перелома голени. а — до репозиции отломков (видна тень прикрепленной к голени измерительной ленты), б — после репозиции отломков.

Взаимодавление в передне-заднем направлении может быть также измерено с помощью одного динамометра. В этом случае усилие прикладывается к нижней или верхней спаренным дугам (в зависимости от направления излома во фронтальной плоскости). Однако истинное взаимодействие при этом может быть фактически ниже перелома примерно на 20—30%. Это объясняется наличием плеча между точкой приложения силы и места перелома.

При плоскости перелома в сагиттальном направлении мы устраняли вначале смещение в этой плоскости, после чего поверхности излома сближали в боковом направлении со взаимодействием отломков с силой 30—40 кг.

Для измерения взаимодействия отломков в боковом направлении во фронтальной плоскости Б (рис. 3) усилие P_1 через динамометр прикладывали к местам закрепления спиц на нижней спаренной дуге. При надавливании к местам закрепления спиц на нижней спаренной дуге. При надавливании внешнего усилия величине взаимодействия отломков появляется люфт между головкой винта, который служит для перемещения нижней спаренной дуги во фронтальной плоскости, и ответвлением репонирующей дуги. С помощью этого винта осуществляется регулировка взаимодействия до тех пор, пока не будет достигнуто заданное показание динамометра. В используемых аппаратах О. Н. Гудушаури указанный люфт недостаточен, что затрудняет проведение измерений. Поэтому целесообразно рекомендовать на время измерения увеличение зазора примерно до 3 мм. Для этого контрящая гайка должна быть предварительно расшплинтована. По окончании измерений гайка затягивается для устранения люфта.

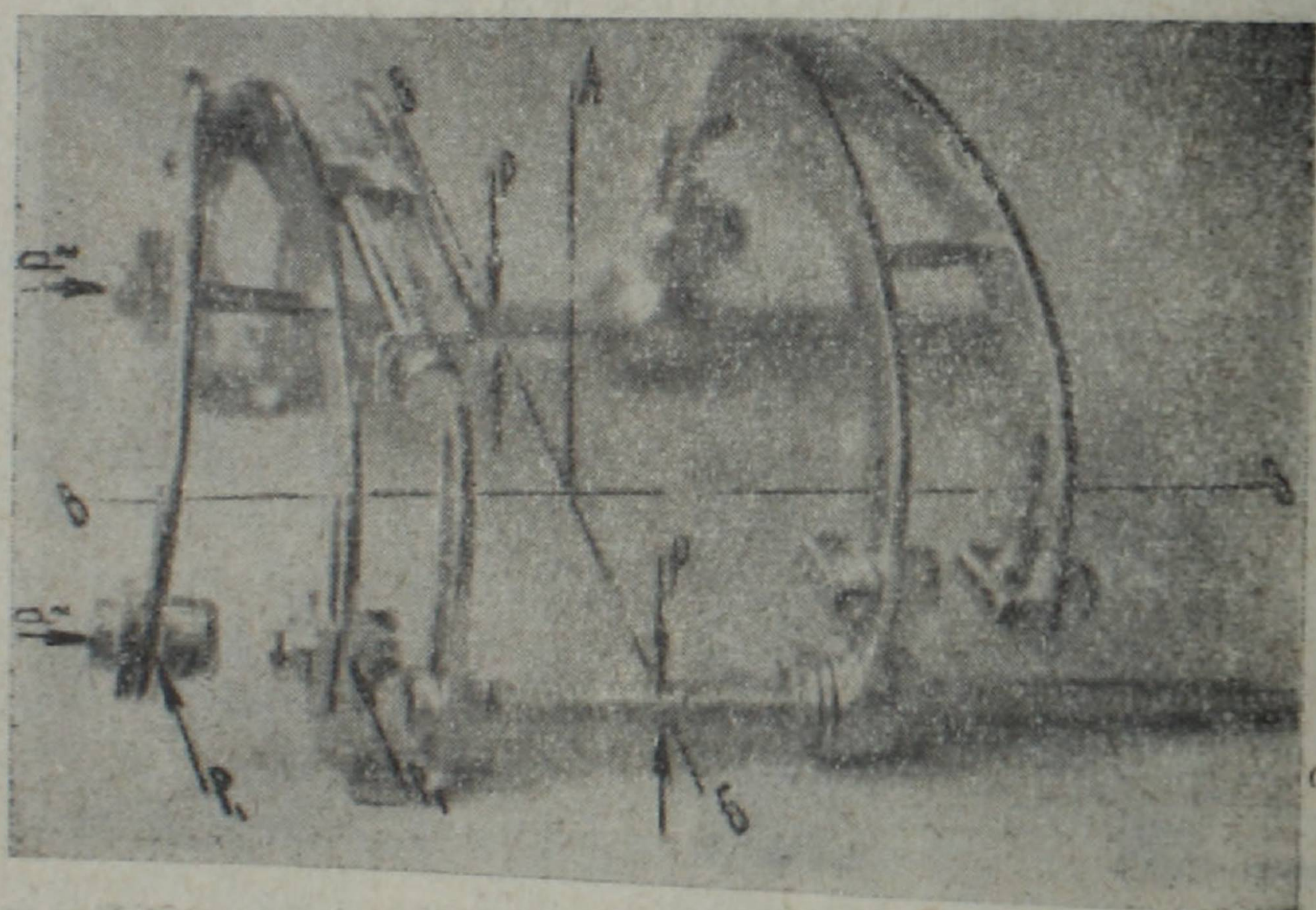


Рис. 3. Аппарат конструкции О. Н. Гудушаури. Стрелками указаны точки приложения сил для измерения взаимодействия отломков.

При поперечных переломах взаимодействие отломков измеряется по продольной оси В (рис. 3). Для этого усилие P_2 с помощью двух динамометров прикладывали к местам закрепления спиц на нижней спаренной дуге. Контргайки разводных винтов в момент измерения должны быть несколько отвернуты для образования зазора, равного примерно 3 мм. По окончании измерений разводные винты фиксировались.

У больных при застарелых переломах с большим смещением отломков вправление производилось постепенно, в течение нескольких дней, устранением смещения по длине по 3—5 мм в день. Пределом растяжения отломков при этом мы считали появление боли. Регулирующий механизм аппарата после вправления остается и действует как шина, что позволяет проводить постепенную репозицию, без помещения больного в специальные рамы.

После репозиции отломков с взаимным их давлением накладывали заднюю гипсовую лонгету до средней трети бедра. При наложении гипсовой лонгеты нужно следить за тем, чтобы спицы не касались краев ее, так как это приводит к трениям спицы о лонгету, раздражает мягкие ткани вокруг спиц и может вызвать воспаление кожных покровов.

По окончании репозиции и фиксации отломков в аппарате больные отмечали полное прекращение болей в месте перелома. Ходить на костылях больным разрешалось на 3—4-й день после репозиции.

Рентгеновские снимки при наложенном аппарате делали, как правило, в рентгеновском кабинете; один-два снимка производили после репозиции и один перед снятием аппарата.

Срок ношения аппарата колебался от 25 до 50 дней в зависимости от вида перелома и срока наложения аппарата после травмы.

При поперечных переломах для поддержания постоянного взаимодавления между отломками, которое ослабевает за счет резорбции концов отломков и остаточной деформации спиц и аппарата, на 10—12-й день наложения аппарата мы дополнительно подтягивали разводные гайки и, таким образом, восстанавливали взаимодавление отломков до 30—40 кг. После снятия аппарата накладывали циркулярную гипсовую повязку до средней трети бедра до появления костного сращения перелома, затем больных выписывали на амбулаторное лечение.

По описанной методике у всех 58 больных была достигнута точная репозиция отломков с прочной их фиксацией. При достижении идеальной репозиции отломков с их взаимным давлением, что наблюдалось у большинства наших больных, костное сращение перелома происходило примерно через 3 мес. с едва заметной периостальной мозолью. Если после репозиции и взаимодавления отломков между ними все же оставалась незначительная щель, заживление перелома наступало через 4—5 мес., с развитием небольшой периостальной мозоли, определяемой на рентгенограмме.

Итак, закрытый чрезкостный остеосинтез отломков с дозированным их взаимным давлением может быть успешно осуществлен с помощью аппарата О. Н. Гудушаури при свежих застарелых и несрастающихся диафизарных переломах костей голени.

Основные преимущества этого метода: 1) спицы проводятся вдали от места перелома, 2) достигается точная репозиция и прочная фиксация отломков, 3) ликвидируется диастаз между ними, 4) создается длительное дозированное взаимное давление отломков. Этим самым метод обеспечивает оптимальные условия для консолидации перелома.

Аппарат переносится больными легко. С 3—4-го дня после репозиции отломков они начинают ходить на костылях. Значительно облегчается транспортировка больных.

Предлагаемые нами дополнения к методике (направитель хода спиц, измерительная лента для определения величины смещения отломков,

измерение взаимного давления отломков ручными медицинскими динамометрами) значительно облегчают лечение переломов этим способом.

Центральный институт
травматологии и ортопедии

Поступило 16/VII 1964 г.

Հ. Հ. ՀՈՎՀԱՆՆԻՍՅԱՆ

ՓԱԿ ՄԻՋՈՍԿՐԱՅԻՆ ԿՈՄՊՐԵՍԻՈՆ ՕՍՏԵՈՍԻՆԹԵԶԻ ՄԵԹՈԴԻԿԱՅԻ ՄԱՍԻՆ

Ա մ փ ո փ ո լ մ

Սրունքի դիաֆիզի կոտրվածքների 58 դեպքերում Օ. Ն. Գուդուշաուրիի ապարատի շնորհիվ հաջողությամբ կատարվել է փակ եղանակով միջոսկրային կոմպրեսիոն օստեոսինթեզ:

Բուժման այս եղանակի հիմնական առավելություններն են՝ 1) շրտերը անց են կացվում կոտրվածքի վայրից հեռու, 2) ստացվում է բեկորների լիարժեք ռեպոզիցիա և ամուր անշարժացում, 3) վերացվում է բեկորների արանքի դիսստազը, 4) ստեղծվում է բեկորների երկարատև փոխադարձ ճնշում: Այս բոլորը ստեղծում են ամենաբարենպաստ պայմաններ կոտրվածքի սերտաճման համար: Հիվանդները Օ. Ն. Գուդուշաուրուի ապարատը հեշտությամբ են տանում և 3—4 օրից հետո հենակներով սկսում են քայլել: Զգալիորեն հեշտանում է հիվանդների փոխադրումը:

Փակ եղանակով միջոսկրային օստեոսինթեզի մեթոդիկայում առաջարկված մեր լրացումները նշանակալիորեն հեշտացնում են կոտրվածքների բուժումը այս եղանակով:

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Гудушаури О. Н. Ортопедия, травматология и протезирование, 1958, 3, стр. 53.
2. Илизаров Г. А. К кн.: Сборник научных работ. Курган, 1954, стр. 146.
3. Рахимкулов Х. С. Ортопедия, травматология и протезирование, 1962, 10, стр. 38.
4. Флоренский Н. Д. Автореферат. Иваново, 1962.
5. Danis R. Theorie et pratique de l'ostéosynthese. Paris, 1949.
6. Duchene A. Acta orthop. Belgica, 1953, 19, 5, 202.
7. Eggers G. J. Bone and Joint surgery, 1948, 30—A, 1, 40.
8. Hoffmann R. Der chirurg, 1941, 13, 4, 101.