

Диагностика ротационных смещений при переломах костей голени**Ф.А. Мацукатов, И.И. Мартель****Diagnostics of rotational displacements for tibial bone fractures****F.A. Matsukatov, I.I. Martel'**

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

Цель. Разработка эффективного и простого способа определения величины и направленности ротационных смещений по двум стандартным проекциям рентгенограмм, основанного на закономерностях изменения линейных параметров отломков при различной направленности и углах их поворота вокруг собственной оси. **Материал и методы.** На основании анализа компьютерных томограмм костей голени разработан способ диагностики ротационных смещений при переломах. **Результаты.** На клинических примерах доказана простота и точность предложенного способа. **Заключение.** Использование предложенного способа позволяет существенно облегчить диагностику и устранение ротационных смещений отломков при переломах костей голени.

Ключевые слова: голень, большеберцовая кость, томограмма, перелом, отломок, смещение, ротация, торсия, диагностика.

Purpose. To work out an effective and simple technique for determination of the size and direction of rotational displacements by two standard x-ray views based on the regularities of changes in linear parameters of fragments for different direction and angles of their rotation around their own axis. **Material and Methods.** The technique for rotational displacement diagnostics for fractures developed on the basis of leg bone tomogram analysis. **Results.** The simplicity and accuracy of the proposed technique proved by clinical examples. **Conclusion.** The use of the technique proposed allows to facilitate the diagnostics and elimination of fragment rotational displacements in case of leg bone fractures to a great extent.

Keywords: leg, tibia, tomogram, fracture, fragment, displacement, rotation, torsion, diagnostics.

ВВЕДЕНИЕ

Полный анализ пространственного расположения любых объемных фигур, в том числе и отломков длинных костей, возможен только при наличии их изображений в трёх взаимно перпендикулярных плоскостях. Однако в клинической практике, как правило, врач это делает по двум стандартным рентгеновским снимкам, являющимися проекционными изображениями повреждённой конечности на фронтальную и сагиттальную плоскости. По ним возможна точная диагностика 5 из 6 возможных смещений – трёх линейных (боковых, переднезадних и продольно-осевых) и двух угловых (поворот во фронтальной и сагиттальной плоскостях). Все они характеризуются объективными и четко визуализируемыми рентгенологическими признаками. Исключением являются ротационные смещения – поворот отломков вокруг собственной оси, который происходит в горизонтальной плоскости. Получение рентгеновских снимков в этой проекции технически невозможно. Поэтому информацию о данном виде смещений мы можем получить только по косвенным признакам на стандартных проекциях.

По вопросу последствий сращения переломов длинных костей с остаточными ротационными смещениями мнения специалистов можно разделить на две

группы. Одни считают, что скелет человека толерантен к ротационным деформациям, поэтому неправильно сросшиеся кости со временем подвергаются процессам ремоделирования, в результате чего происходит устранение ортопедического дефекта [8, 11, 13]. Мнение других противоположно: остаточные ротационные смещения приводят к нарушениям походки различной степени и артрозам, поэтому необходимо добиваться их полного устранения [1, 2, 3, 7].

Наиболее эффективным средством диагностики данного вида смещения является компьютерная томография с 3D-моделированием. Однако для этого необходимо дорогостоящее оборудование. А измерение его при помощи различных приборов, основывающихся на внешних топографо-анатомических ориентирах голени, дает весьма приблизительные результаты.

Целью данного исследования является разработка эффективного и простого способа определения величины и направленности ротационных смещений по двум стандартным проекциям рентгенограмм, основанного на закономерностях изменения линейных параметров отломков при различной направленности и углах их поворота вокруг собственной оси.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Материалом для анализа послужили результаты клинического и томографического исследования голени 25 здоровых человек в возрасте от 18 до 65 лет, 11 женщин и 14 мужчин. Исследование проводили на компьютерном томографе фирмы SIEMENS Poly Smile (Германия) в положении пациента лежа на спине при горизонтальном установлении надколенника. Срезы производили через каждые 0,5 см от проксимальной верхушки над-

коленника до щели голеностопного сустава. Изображения срезов большеберцовой кости на уровнях верхней, средней и нижней трети экспортировали в программу CorelDRAW X5, где проводили их графический анализ. Изучались следующие показатели: величины физиологической торсии голени; соотношения между линейными параметрами поперечного среза большеберцовой кости; угол отклонения линии, соединяющей его наи-

более удаленные точки, от фронтальной и сагиттальной плоскостей; величина проекционного изображения среза при различных углах его поворота на эти же плоскости.

Вычисления производили при помощи пакета прикладных программ с использованием персонального компьютера.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Величина физиологической торсии костей голени, т.е. угол между первым межпальцевым промежутком и сагиттальной плоскостью у 3 исследуемых лежал в пределах 10-15°, у 20 – 16-25° и у 2 – 26-35°.

На всех уровнях (рис. 1), за исключением дистальной части, поперечные срезы большеберцовой кости имели вытянутую треугольную форму, в которой можно выделить длину L_1 , как расстояние между наиболее удаленными ее точками, и ширину L_2 , как наибольший ее размер в перпендикулярной плоскости. Среднестатистическая разница между этими величинами оказалась весьма постоянной величиной для каждого уровня и в среднем составила: в верхней трети 47 % (44,5-49,3 %), в средней трети – 25 %

(23,1-26,9 %), а в нижней – 18 % (13,7-16,2 %).

Угол отклонения L_1 от сагиттальной (α) и фронтальной (β) плоскостей, в противоположность первому показателю, варьировал в значительных пределах. Если в верхней трети он был примерно одинаков по отношению к обеим плоскостям ($\alpha = \beta$) и составлял 41-49°, то в средней трети α колебался в пределах 17-35°, а β – 55-73°. В нижней трети спектр его величин оказался еще шире – соответственно 13-39° для α и 51-77° для β . В дистальном отделе поперечный срез большеберцовой кости по форме напоминал равносторонний треугольник с несколько выпуклыми гранями, постепенно округляясь в области метаэпифиза.

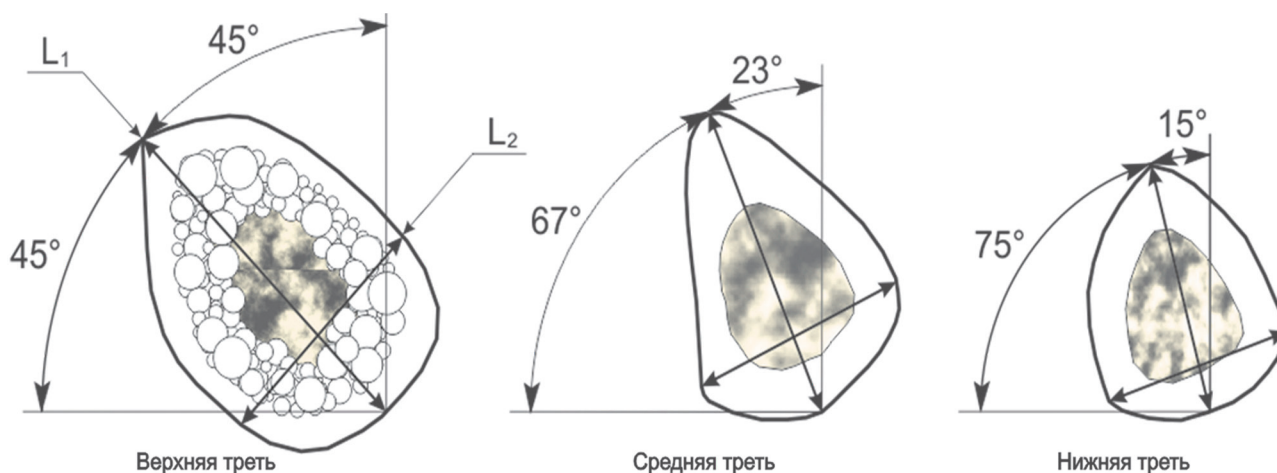


Рис. 1. Поперечные срезы правой большеберцовой кости (вид снизу)

ОБСУЖДЕНИЕ

Из приведенных выше данных следует, что максимальная ширина рентгенологической тени большеберцовой кости может быть равна L_1 , а минимальная – L_2 .

Поскольку в верхней трети L_1 располагается под равным углом как к фронтальной, так и сагиттальной плоскостям, ее рентгеновское изображение будет иметь одинаковую ширину на обеих проекциях. В средней и нижних третях данный угол с фронтальной плоскостью больше, чем с сагиттальной. Поэтому на этих уровнях ширина рентгенологической тени большеберцовой кости в прямой проекции закономерно меньше, чем в боковой.

Расширяющийся по направлению к дистальным отделам диапазон углов отклонения L_1 от фронтальной и сагиттальной плоскостей связан с величиной физиологической торсии костей голени у исследуемых пациентов, которая колебалась в пределах 10-35°.

Одна из двух наиболее удаленных друг от друга точек поперечного среза большеберцовой кости всегда располагалась на верхушке гребня большеберцовой кости. Вместе с постепенным уменьшением угла α в дистальном направлении данный факт свидетельствуют о том, что *crista tibiae* имеет пологий спиральный ход сверху вниз и снаружи внутрь. Следовательно, гре-

бень большеберцовой кости – это анатомическое образование спиралевидной формы с физиологическим внутренним ходом, который не следует отождествлять с внутренней торсией костей голени, как склонны считать некоторые специалисты.

Из приведенных выше данных вытекает закономерность (рис. 2): при переломах большеберцовой кости на всех уровнях ротационное смещение ее дистального отломка кнаружи будет сопровождаться увеличением ширины его тени на прямой и уменьшением на боковой проекциях рентгенограмм. При повороте его кнутри закономерность противоположная, за исключением верхней трети, где внутренняя ротация дистального отломка будет сопровождаться расширением его тени на боковой и сужением на прямой проекциях. Однако данные закономерности верны при угле α 0-45°. За этими пределами зависимость становится обратной.

Использование предлагаемого метода в большинстве случаев позволяет правильно ответить на вопрос о наличии и направленности ротационного смещения. Однако перечисленные выше закономерности верны при условии, что рентгеновские снимки произведены в прямой и боковой проекциях по коленному, а не голеностопному суставу.

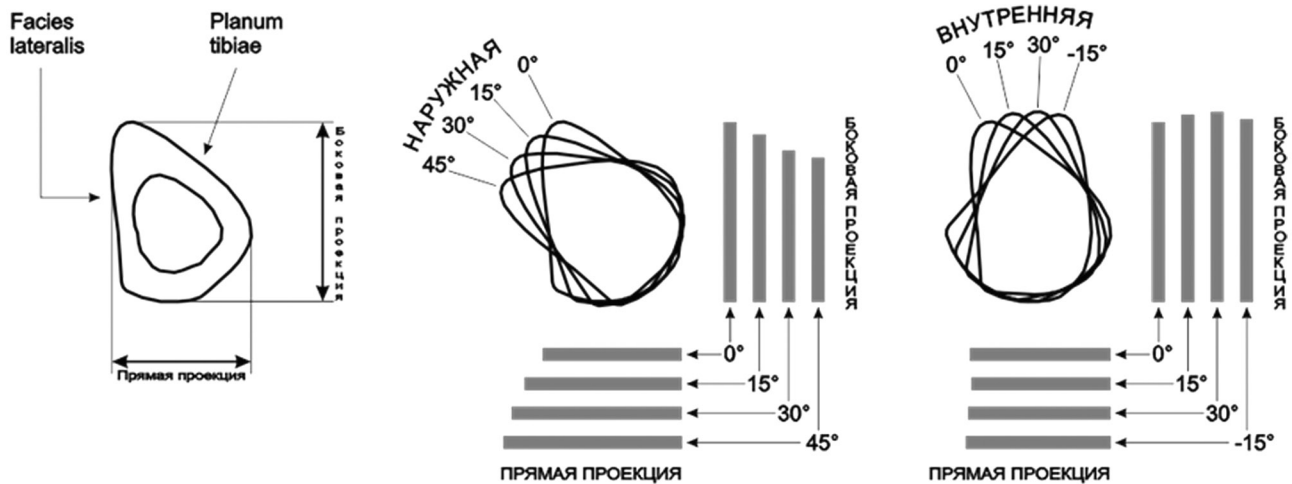


Рис. 2. Проекционное изменение ширины дистального отломка большеберцовой кости при различных углах его ротации

Из изложенного выше следует, что полную информацию о ротационных смещениях можно получить и по обычным рентгенограммам. В связи с этим большое значение приобретает их последовательный и правильный анализ, который гораздо легче проводить после устранения других видов смещений.

При диагностике ротационных смещений алгоритм действий врача заключается в последовательном ответе на три вопроса: 1. Имеется ли ротационное смещение? 2. Какова его направленность? 3. Какова его величина?

Следует отметить, что клинические признаки ротационных смещений являются относительными. К тому же они в значительной степени зависят от установки суставов. Поэтому определение ротации «на глаз» или при помощи различных устройств, базирующихся на внешних топографо-анатомических ориентирах, дает весьма приблизительные результаты. Наиболее точными являются рентгенологические ориентиры.

К абсолютным рентгенологическим признакам ротационного смещения относятся: 1) разница в ширине отломков на уровне перелома; 2) в случае косых и винтообразных переломов – продольный или косой диастаз между отломками после устранения других видов смещений; 3) несовпадение выступов одного отломка с соответствующими им выемками другого. Наличие хотя бы одного из перечисленных признаков однозначно свидетельствует об имеющемся ротационном смещении, что и является ответом на первый вопрос.

Определение направленности ротационного смещения зачастую является непростой задачей по причине проекционного наложения одних рентгенологических признаков на другие. Рентгенологическими ориентирами для определения направленности ротационного смещения являются наиболее четко выраженный выступ одного отломка с соответствующей ему выемкой другого, визуализируемые на обеих проекциях. При винтообразных переломах, например, такими ориентирами являются клиновидные выступы и соответствующие им выемки на обоих отломках большеберцовой кости. После идентификации указанных ориентиров необходимо последовательно ответить на следующие вопросы: 1. На какой стороне проксимального отломка расположен выбранный ориентир? 2. В какую сторону необходимо повернуть дистальный отломок (при условии, что проксимальный считается стационарным) для того, чтобы

совместить ориентиры двух отломков?

Пожалуй, наиболее сложным является определение величины ротационного смещения. Известен способ ее вычисления по формуле [10]:

$$\alpha = 2 \cdot \arcsin \cdot L/D,$$

где α – величина угла ротации, L – поперечное расстояние между соответствующими точками выступа и выемки отломков, D – ширина кости на уровне перелома в этой же проекции. Однако данный способ определения величины ротационного смещения имеет два существенных недостатка. Первый – сложность самой формулы, в связи с чем перспектива ее применения практикующими врачами сомнительна. Второй – использование в вычислениях величины ширины кости, определяемой на той же проекции рентгеновских снимков, что и ширина ротационной щели. Это может быть верно, если допустить, что сечение кости круглое. Однако ширина кости в двух взаимно перпендикулярных проекциях, но на одном и том же уровне, как указывалось выше, может различаться значительно.

Нами предложен более простой способ определения характеристик ротационного смещения (патент № 2452381, опубл. 10.06.2012, бюл. № 16). Его величину можно определить по следующей формуле (рис. 3):

$$\alpha = 360 \cdot L / \pi D,$$

где α – величина угла ротации, L – поперечное расстояние между соответствующими точками выступа и выемки отломков на той проекции, где они проецируются на центр кости, D – ширина кости на уровне перелома во второй проекции. Следует заметить, что в данной формуле заведомо заложена небольшая неточность. Величина L должна обозначать длину дуги окружности. Мы же по рентгеновским снимкам измеряем длину хорды этой дуги. Однако при значениях угла α до 45° разница между этими величинами незначительная, поэтому ею можно пренебречь в пользу упрощения расчетов.

С целью еще большего упро-

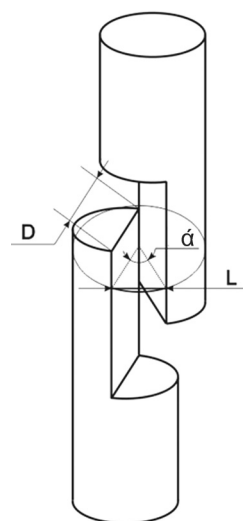


Рис. 3. Определение угла ротационного смещения

щения использования предлагаемого способа нами введен среднестатистический показатель зависимости ширины ротационной щели между отломками от величины угла ротации. С учетом средних величин ширины диафиза большеберцовой кости этот показатель, согласно приведенной выше формуле, равен $3,5-4^\circ$ на 1 мм ротационного диастаза. Ширина большеберцовой кости взрослого человека на границе между средней и нижней ее третями, т.е. в самом узком месте с наиболее частой локализацией переломов, составляет 25-32 мм. По этому показателю мы условно разделили большеберцовые кости на узкие (25-27 мм), средние (28-30 мм) и широкие (30 мм и более). С учетом этого 1 мм ротационной щели соответственно составит $4,5^\circ$, 4° и $3,5^\circ$. Поскольку большеберцовая кость в средней трети толще, эти показатели для данного уровня будут соответствовать 4° , $3,5^\circ$ и 3° , а для верхней трети – $3,5^\circ$, 3° и $2,5^\circ$ соответственно. Несложно заметить, что имеется обратная связь между толщиной кости и угловым выражением 1 мм ротационной щели.

Использование данного шаблона позволяет определить величину угла ротационного смещения большеберцовой кости с точностью от 0 до 5° , что равносильно межотломковому диастазу шириной не более 1,5 мм.

Приведем два клинических примера.

Пациент С., 26 лет, поступил с закрытым винтообразным переломом нижней трети костей правой голени. Произведен остеосинтез голени аппаратом

Мацукидиса-Шевцова. На интраоперационных контрольных рентгенограммах выявлен ротационный диастаз между отломками большеберцовой кости шириной 6,5 мм (рис. 4, а).

Большеберцовая кость пациента оценена как узкая (26 мм), для которой 1 мм ротационной щели соответствует $4,5^\circ$ ротации. Следовательно, величина ротационного смещения у данного пациента составила:

$$6,5 \cdot 4,5 = 29,25^\circ.$$

Ориентируясь по градусной шкале аппарата, мы произвели поворот дистального отломка кнаружи на данную величину и получили анатомическую репозицию перелома (рис. 4, б).

Определение величины угла ротационного смещения по формуле дало бы следующие результаты:

$$\alpha = 360 \cdot 6,5 / \pi D = 360 \cdot 6,5 / 3,14 \cdot 26 = 28,66^\circ.$$

Как видно, результаты практически идентичны.

Пациентка М., 51 г., поступила с закрытым оскольчатым переломом большеберцовой кости на границе средней и нижней третей и малоберцовой кости в нижней трети. Произведен остеосинтез костей голени аппаратом Мацукидиса-Шевцова. Поскольку у больной имела врожденная деформация стопы на этой же стороне, при устранении ротационного смещения не было возможности ориентироваться по положению стопы здоровой конечности. Достигнутая в операционной репозиция расценена как удовлетворительная (рис. 5, а).

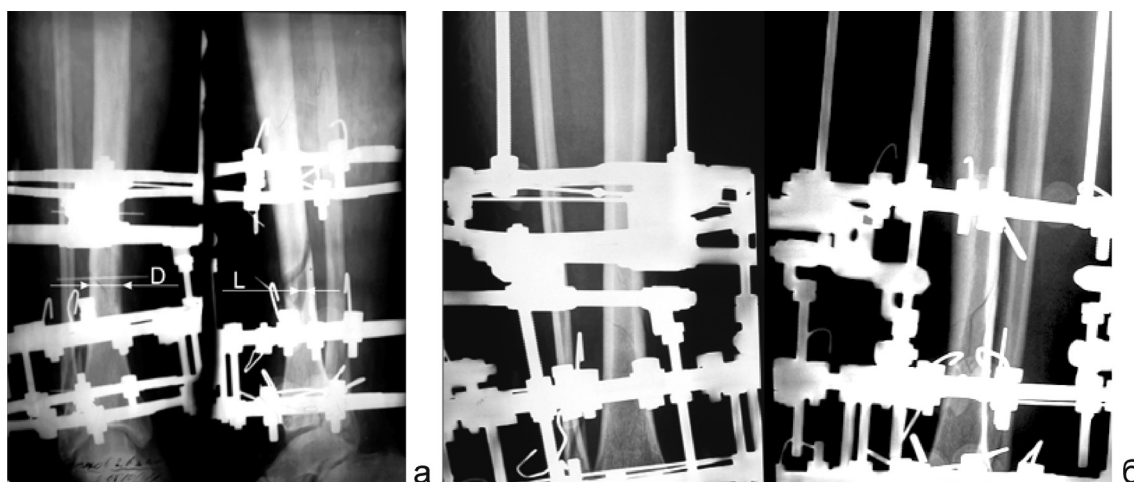


Рис. 4. Рентгенограмма голени пациента С. Положение отломков: а – до устранения ротационного смещения; б – после устранения ротационного смещения

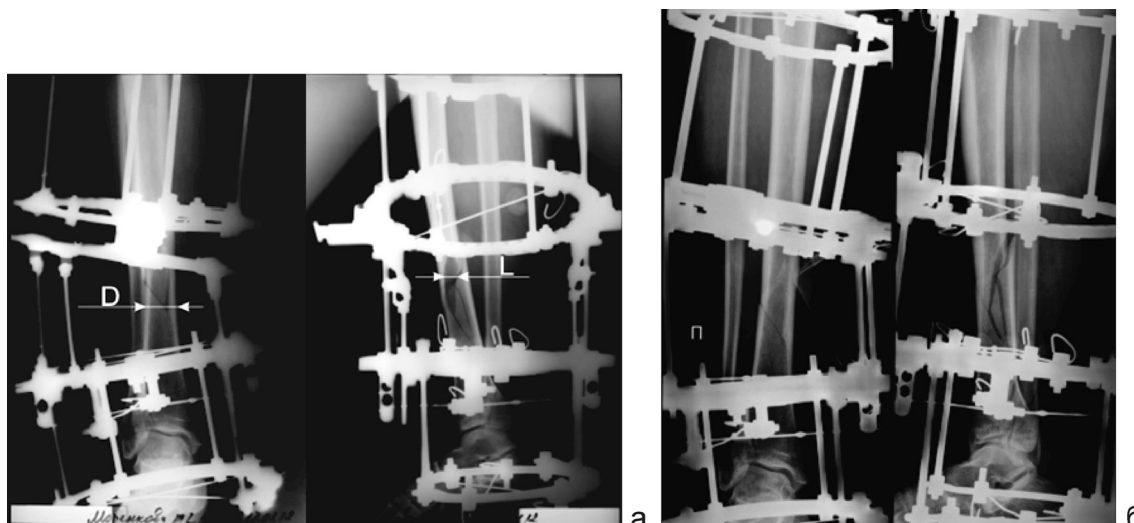


Рис. 5. Рентгенограмма голени пациентки М. Положение отломков: а – до устранения ротационного смещения; б – после устранения ротационного смещения

Однако в послеоперационном периоде возникли вопросы о происхождении дефекта большеберцовой кости на боковой проекции. При более тщательном изучении рентгеновских снимков мы пришли к выводу, что это ротационный диастаз – отломки были зафиксированы в положении внутренней ротации. Измерив величину диастаза (11 мм) и ширину большеберцовой кости на этом же уровне на второй проекции (28 мм), мы вычислили величину ротационного смещения по предлагаемой формуле:

$$\alpha = 360 \cdot L / \pi D = 360 \cdot 11 / 3,14 \cdot 28 = 44^\circ.$$

Поскольку, как было изложено выше, 1 мм ротационной щели для большеберцовой кости средней ширины равнозначен 4° ротации, то определяем величину ротационного смещения по упрощенному шаблону:

$$\alpha = 11 \cdot 4 = 44^\circ.$$

Как видно, найденные значения величины угла ротации по двум разным способам совпадают, что свидетельствует об их объективности.

Устранив ротационное смещение на данную величину, мы получили следующую рентгенологическую картину (см. рис. 5, б).

ВЫВОДЫ

1. Разработка простых и эффективных способов диагностики ротационных смещений является актуальной задачей травматологии.

2. Закономерности изменения линейных параметров рентгенологической тени отломков большеберцовой кости обусловлены ее топографо-анатомическими

особенностями и являются объективными признаками ротационных смещений.

3. Использование предлагаемого способа позволяет определять направленность и величину ротационных смещений с высокой точностью.

ЛИТЕРАТУРА

1. Барабаш А. П., Норкин И. А., Барабаш Ю. А. Атлас идеального остеосинтеза диафизарных переломов костей голени : монография. Саратов, 2009. 64 с.
Barabash AP, Norkin IA, Barabash IuA. Atlas ideal'nogo osteosinteza diafizarnykh perelomov kostei goleni: monografiia [Atlas of ideal osteosynthesis of leg bone shaft fractures: a monograph]. Saratov, 2009. 64 s.
2. Девятков А. А. Чрескостный остеосинтез. Кишинев : «Штиинца», 1990. 316 с.
Deviatov AA. Chreskostnyi osteosintez [Transosseous osteosynthesis]. Kishinev: Shtiintsa, 1990. 316 s.
3. Классика и новации чрескостного остеосинтеза в ортопедии / А. Г. Каплунов, А. П. Барабаш, И. А. Норкин, О. А. Каплунов, Ю. А. Барабаш. Саратов, 2007. 312 с.
Kaplunov AG, Barabash AP, Norkin IA, Kaplunov OA, Barabash IuA. Klassika i novatsii chreskostnogo osteosinteza v ortopedii [Classics and innovations of transosseous osteosynthesis in orthopedics]. Saratov, 2007. 312 s.
4. Морозов В. П., Кузнецов А. В. Применение компрессионно-дистракционных аппаратов при закрытых переломах костей голени // Актуальные проблемы здравоохранения Сибири : материалы конф. Ленинск-Кузнецкий, 1998. С. 107-108.
Morozov VP, Kuznetsov AV. Primenenie kompressionno-distraktsionnykh apparatov pri zakrytykh perelomakh kostei goleni [The use of compression-distraction devices for closed leg bone fractures]. In: Aktual'nye problemy zdoravookhraneniia Sibiri : materialy konf. [Actual Problems of the Siberia Health Service: Materials of Conference]. Leninsk-Kuznetskii, 1998:107-108.
5. Оганесян О. В. Основы наружной чрескостной фиксации. М.: Медицина, 2004. 432 с.
Oganesian OV. Osnovy naruzhnoi chreskostnoi fiksatsii [The basics of external transosseous fixation]. M: Meditsina, 2004. 432 s.
6. Охотский В. П. Консервативное и оперативное лечение переломов // Вестн. хирургии им. И. И. Грекова. 1985. № 2. С. 138-141.
Okhotskii VP. Konservativnoe i operativnoe lechenie perelomov [Conservative and surgical treatment of fractures]. Vestn Khir Im II. Grek. 1985 Feb;134(2):138-141.
7. Особенности интрамедуллярного остеосинтеза с блокированием при переломах костей голени на различных уровнях / Д. В. Павлов, А. В. Воробьев, А. В. Алейников, А. Е. Новиков, А. Н. Шимбарский // Вестн. хирургии им. И. И. Грекова. 2009. Т. 169, № 4. С. 53-56.
Pavlov DV, Vorob'ev AV, Aleinikov AV, Novikov AE, Shimbaretskii AN. Osobennosti intramedullarnogo osteosinteza s blokirovaniem pri perelomakh kostei goleni na razlichnykh urovniakh [Specific features with of intramedullary osteosynthesis with blocking in fractures of the shin bones at different levels]. Vestn Khir Im II Grek. 2009;168(4):53-56.
8. Ситник А. А., Михасевич Н. О. Методика оценки ротационной погрешности остеосинтеза переломов длинных трубчатых костей нижней конечности // Материалы 8 съезда травматологов-ортопедов Республики Беларусь. Минск, 2008. С. 125-127.
Sitnik AA, Mikhasevich NO. Materialy 8 s'ezda travmatologov-ortopedov Respubliki Belarus' [Materials of 8-th Congress of traumatologists-and-orthopedists of the Republic of Belarus]. Minsk, 2008:125-127.
9. Ткаченко С. С. Остеосинтез. Л.: Медицина, 1987. 264 с.
Tkachenko SS. Osteosintez [Osteosynthesis]. L: Meditsina, 1987. 264 s.
10. Ырцева Е. С., Каминский А. В., Сагымбаев М. Способы диагностики ротационных смещений при винтообразных переломах большеберцовой кости // XXXIV областная научно-практическая конференция, посвященная 60-летию образования Курганской области. Курган, 2002. С. 40-41.
Tyrteva ES, Kaminskii AV, Sagymbaev M. Sposoby diagnostiki rotatsionnykh smeshchenii pri vintobraznykh perelomakh bol'shebertsovoi kosti [The ways of rotational displacement diagnostics for spiral tibial fractures]. In: XXXIV oblastnaia nauchno-prakticheskaiia konferentsiia, posviashchennaia 60-letiiu obrazovaniia Kurganskoi oblasti [XXXIV Regional Scientific-and-Practical Conference devoted to 60-th anniversary of the Kurgan region]. Kurgan, 2002:40-41.
11. Ходжаев Р. Р., Шадманов Т. Т. К вопросу неправильного сращения диафизарных переломов костей голени у детей // Травматология және ортопедия. 2007. Т. 1, № 2. С. 142-144.
Khodzhaev RR, Shadmanov TT. K voprosu nepravil'nogo srashcheniia diafizarnykh perelomov kostei goleni u detei [On the problem of improper union of shaft leg bone fractures in children]. Travmatologiya zhene ortopediia. 2007;1(2):142-144.
12. Метод Илизарова в лечении диафизарных переломов костей голени / В. И. Хрупкин, А. А. Артемьев, В. В. Попов, А. Н. Ивашкин. М.: ГЭОТАР-МЕД, 2004. 96 с.
Khrupkin VI, Artem'ev AA, Popov VV, Ivashkin AN. Metod Ilizarova v lechenii diafizarnykh perelomov kostei goleni [The Ilizarov method in treatment of shaft leg bone fractures]. M: GEOTAR-MED, 2004. 96 s.
13. Kahn KM, Beals RK. Malrotation after locked intramedullary tibial nailing: three case reports and review of the literature. J. Trauma. 2002. Vol. 53, No 3. – P. 549-52.
Kahn KM, Beals RK. Malrotation after locked intramedullary tibial nailing: three case reports and review of the literature. J Trauma. 2002 Sep;53(3):549-52.

Рукопись поступила 19.10.2012.

Сведения об авторах:

1. Мацукатов Федор Алексеевич – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г. А. Илизарова» Минздрава России, научный сотрудник научно-клинической лаборатории травматологии.
2. Мартель Иван Иванович – ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г. А. Илизарова» Минздрава России, заведующий научно-клинической лабораторией травматологии, д. м. н.; e-mail: martel-45@mail.ru.