

Интрамедуллярный блокируемый остеосинтез длинных трубчатых костей. Общая техника выполнения, результаты и перспективы

ГУ «Белорусский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии»

Закрытый интрамедуллярный остеосинтез длинных трубчатых костей является технически сложным хирургическим вмешательством, для успеха которого необходимо строгое соблюдение этапности его выполнения. Основными этапами являются: предоперационное планирование (выбор типа и размера имплантата), укладка пациента, вскрытие костномозгового канала, репозиция перелома, рассверливание костномозгового канала (опционно), введение и блокирование гвоздя [1]. Нарушения техники при выполнении любого из этапов вмешательства могут значительно затруднить или даже сделать невозможным выполнение последующих этапов. Например, неправильный выбор точки вскрытия костномозгового канала может затруднить введение имплантата и влиять на качество репозиции перелома. В статье будут рассмотрены общие технические требования при выполнении этапов вмешательства, а также преимущества и недостатки возможных вариантов их исполнения.

Предоперационное планирование. Наиболее важными вопросами при планировании интрамедуллярного остеосинтеза являются диаметр и длина имплантата, необходимость рассверливания костномозгового канала и тип блокирования гвоздя.

Клиническое определение длины имплантата по известным костным ориентирам может быть затруднительным у тучных пациентов. Определение необходимой длины имплантата по предоперационным рентгенограммам также может ненадежным быть из-за рентгеновского увеличения. Krettek et al. [2] изучали рентгенологическое увеличение по контрольным рентгенограммам после выполненного остеосинтеза гвоздями известного размера. По их данным его степень составила от 1,01 до 1,26 при рентгенографии бедренной кости и 1,02-1,10 – большеберцовой. Стандартные темпласты для бедра имеют увеличение 1,15, для голени – 1,10-1,15. Т.о. при использовании гвоздя длиной 380 мм при стандартном предоперационном определении с помощью темпласта ошибка может составлять до 30 мм. На основании полученных данных авторы рекомендуют производить окончательный выбор длины имплантата на основании интраоперационных измерений.

Многие наборы для остеосинтеза содержат специальные линейки, которые позволяют с помощью ЭОПа определить точную длину и диаметр костномозгового канала во время операции (рис. 1). Недостатком данного метода, конечно, является дополнительная рентген-нагрузка больного и персонала, поэтому данный метод применяется чаще при остеосинтезе без рассверливания. Если вмешательство выполняется с рассверливанием костномозгового канала, то длину имплантата легко определить по глубине погружения проводника для гибкого сверла. Диаметр стержня определяется с учетом рассверливания канала по диаметру последнего сверла (минус 1-2 мм для большеберцовой кости и 2-3 мм для бедренной).

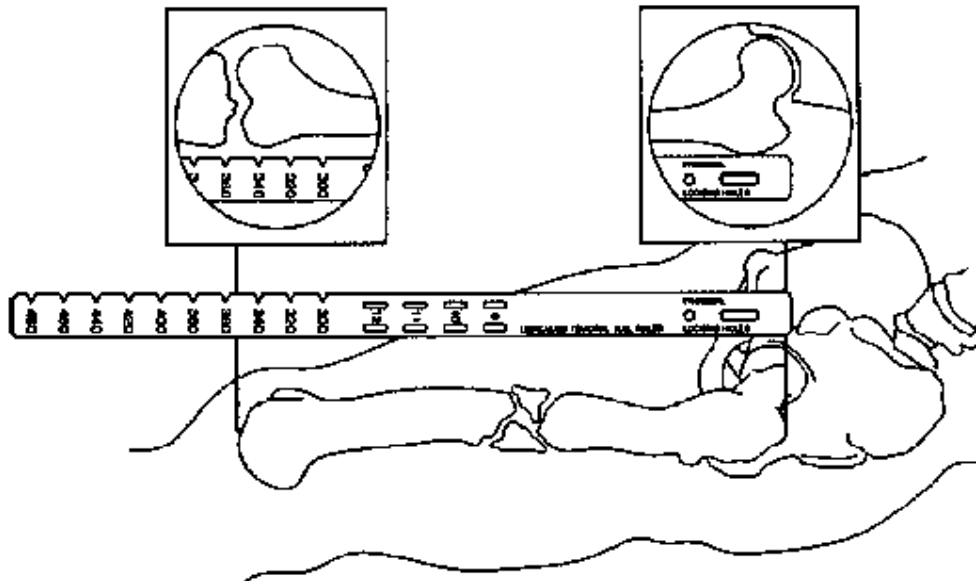


Рис.1. Интраоперационное определение длины имплантата с помощью ЭОП. Вышесказанное объясняет необходимость наличия во время операции гвоздей разных типоразмеров.

Тип блокирования гвоздя. При выборе способа блокирования используется классификация стабильности перелома по Winqvist-Hansen (рис. 2). Переломы типа I-II (простые поперечные либо с клиновидным фрагментом не более 50% поперечника кости) не имеют тенденции к укорочению после интрамедуллярного остеосинтеза без блокирования [3]. При таких переломах роль блокирующих винтов сводится к контролю ротационной стабильности, поэтому обычно выполняется динамическое блокирование. В последние годы все более популярным становится компрессирующий интрамедуллярный остеосинтез таких переломов, когда на блокирующий винт, введенный в динамическое отверстие гвоздя оказывается давление, вызывающее компрессию по зоне перелома. Это позволяет повысить первичную стабильность фиксации и ускорить процессы восстановления функции кости.

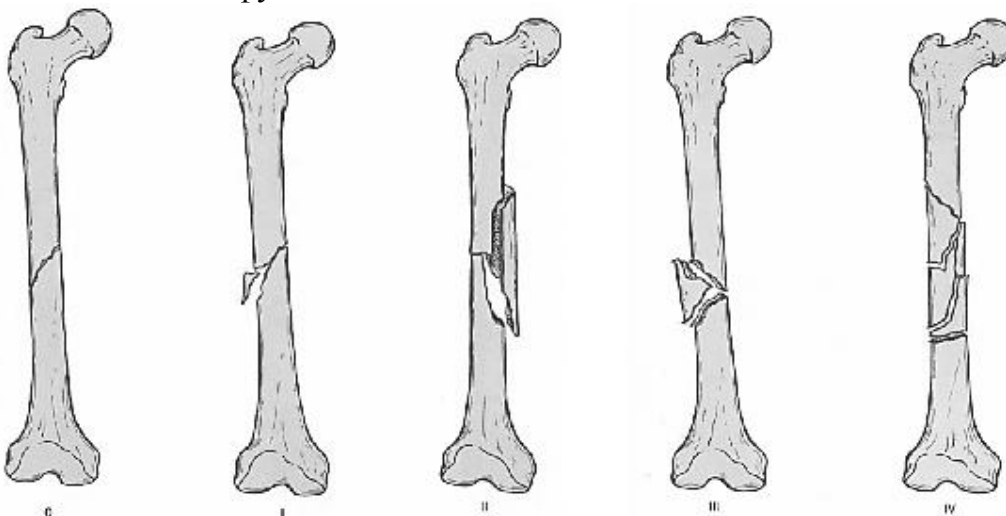


Рис.2. Классификация переломов по Winqvist-Hansen.

Спиральные, оскольчатые переломы (Winqvist-Hansen III-IV) имеют тенденцию к укорочению на гвозде. Поэтому при остеосинтезе таких повреждений первично применяется статическое блокирование для контроля длины сегмента. В ходе

лечения иногда возникает необходимость динамизации гвоздя для стимуляции консолидации.

Околосуставные переломы являются относительно сложными для интрамедуллярного остеосинтеза из-за расширения костномозгового канала, малых размеров околосуставного фрагмента и его тенденции к повторным смещениям. Нередко сложности фиксации усугубляются имеющимся остеопорозом. Для решения этой проблемы были разработаны специальные блокирующие устройства, такие как спиральный клинок, гамма-гвоздь для лечения вертельных переломов бедра.

Другой возможностью повышения первичной стабильности при интрамедуллярном остеосинтезе околосуставных переломов является использование roller-винтов [4]. При отклонении метафизарного отдела кости эти дополнительные винты проводятся рядом с гвоздем по вогнутой стороне деформации в положении коррекции смещения. Введенный таким образом винт предотвращает повторное развитие деформации (рис.3). Полезны roller-винты и при коррекции неправильного первичного положения гвоздя в канале. Они вводятся с целью блокирования первичного канала в кости и предотвращают попадание сверла или стержня в старый канал. Для достижения этой цели возможно также применение толстых спиц.

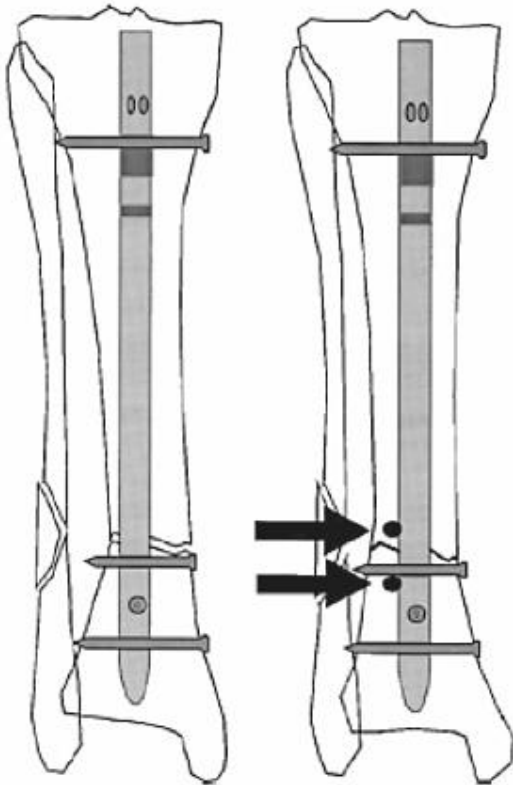


Рис.3. Применение roller-шурупов для контроля положения коротких метафизарных фрагментов.

Укладка пациента

Положение пациента на операционном столе является важным для обеспечения доступа к точке введения стержня и возможности достижения репозиции перелома. Существующие варианты укладки пациента при остеосинтезе бедра включают применение ортопедического стола с тракцией в положении больного на спине или на боку, применение рентген-прозрачного операционного стола с

простым положением пациента на спине или на боку и возможностью дополнительного использования дистрактора для достижения репозиции (рис.4). Каждый из приведенных вариантов имеет свои преимущества и недостатки. Так использование постоянного вытяжения может быть полезным при расверливании канала, однако при использовании ортопедической приставки в положении на спине достаточно сложно осуществить доступ к большому вертелу для идентификации точки введения гвоздя. Для этого необходимо приведение конечности, что сопровождается укорочением сегмента за счет натяжения *tr.iliotibialis* и затрудняет репозицию перелома. При положении пациента на боку точка введения достигается значительно легче, однако проксимальный отдел бедренной кости практически недоступен для интраоперационного рентген-контроля в боковой проекции [8]. Манипуляции конечностью при использовании системы вытяжения затруднительны. Помимо этого, укладка пациента на ортопедическом столе требует значительного времени, что нежелательно при политравме [1].

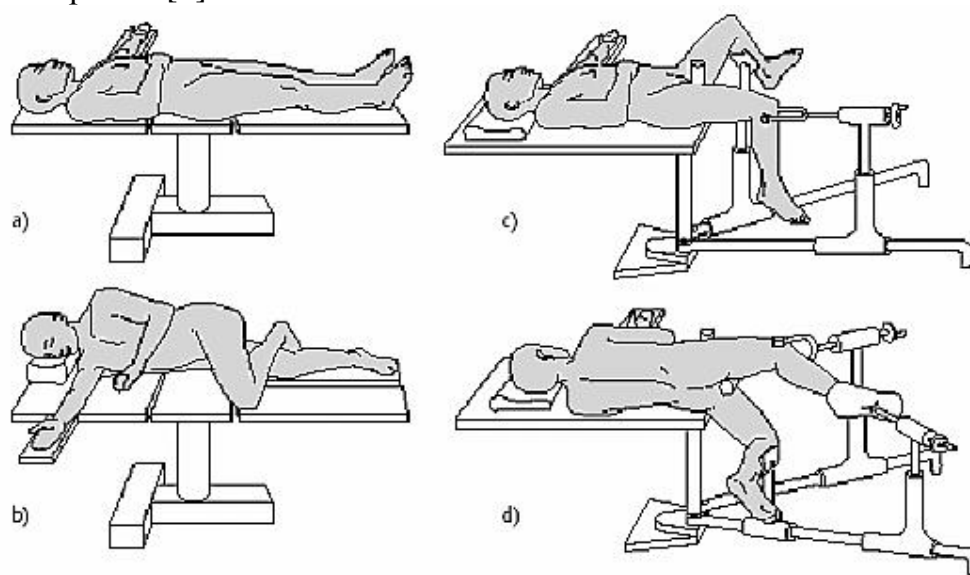


Рис. 4. Варианты расположения пациента при антеградном остеосинтезе бедренной кости.

При интрамедуллярном остеосинтезе без расверливания поддержание репозиции необходимо лишь на протяжении короткого времени, необходимого для проведения гвоздя через зону перелома. Это позволяет отказаться от постоянной тракции во время операции и выполнять вмешательство в положении пациента на спине на рентген-прозрачном столе. Приведение и легкое сгибание облегчает идентификацию правильной точки введения гвоздя, а свободное положение конечности облегчает репозицию перелома. Кроме этого, свободное положение конечности позволяет клинически произвести интраоперационную оценку правильности ротационного положения фрагментов.

При ретроградном остеосинтезе бедра положение конечности не вызывает столько сложностей. Здесь достаточно обеспечения сгибания голени на 30-40° для обеспечения доступа к межмышечковой выемке. Это обычно достигается использованием клиновидной подушки на рентген-прозрачном столе. При необходимости может применяться и тракция с помощью ортопедического стола, однако в своей практике мы прибегали к ней редко.

Остеосинтез большеберцовой кости требует сгибания голени более чем на 90°. Это достигается использованием валика, размещаемого в проекции нижней трети бедра (не в подколенной ямке – опасность сдавления подколенных сосудов!) и свободного свисания конечности. У пациентов с политравмой при одновременном выполнении вмешательств на разных сегментах достичь необходимого положения конечности можно с использованием рамы внешнего фиксатора, смонтированной в форме прямоугольника и установленной с упором в нижнюю треть бедра [1].

Определение точки введения и вскрытие костномозгового канала является важным для последующего введения гвоздя. При расположении точки введения не в проекции костномозгового канала введение гвоздя может стать невозможным или приводить к неправильному положению костного фрагмента. При антеградном остеосинтезе бедра наиболее частой точкой введения является *fossa piriformis*, расположенная чуть кзади и кнутри от верхушки большого вертела. Для правильного вскрытия канала необходимо ввести толстую спицу из этой точки в костномозговой канал и проверить ее положение рентгенологически в двух проекциях. При неправильном положении направляющей спицы она не удаляется, а используется как ориентир для проведения последующей спицы (рис.5). Удобным для вскрытия канала является использование канюлированного шила, вводимого по спице.

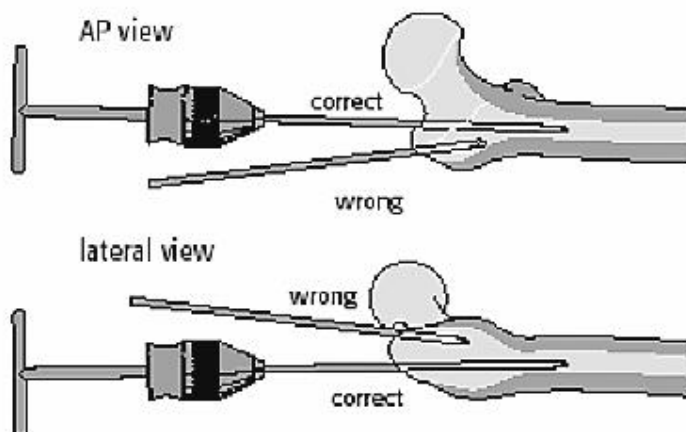


Рис. 5. Определение точки введения с помощью направляющей спицы.

При ретроградном остеосинтезе бедра определение точки введения обычно проще, но и здесь необходим рентген-контроль правильности положения направляющей спицы. Смещение точки введения кзади может вызвать повреждение крестообразной связки, кпереди – повреждение суставной поверхности и импинджмент надколенника с ограничением движений в коленном суставе [5].

При остеосинтезе большеберцовой кости строгое расположение точки введения по оси канала особенно важно при лечении переломов проксимальной половины кости. Смещение точки введения медиально или латерально приведет к варусной или вальгусной деформации проксимального отдела большеберцовой кости. При лечении высоких переломов рекомендуется смещать точку введения максимально кзади от переднего края большеберцовой кости для предотвращения характерного антекурвационного смещения проксимального отдела голени.

Репозиция перелома большеберцовой кости значительно проще, чем бедренной. Причиной тому является меньшая толщина мягкотканых покровов и

возможность пальпации гребня большеберцовой для контроля репозиции кости практически на всем протяжении.

Для репозиции переломов бедра применяется изменение положения дистального фрагмента в сочетании с тракцией. Смещения по ширине можно устранить применением полотенца для латерализации дистального фрагмента и манипуляций с центральным отломком с введенного стержня или шила. Оскольчатые переломы бедренной кости репозируются как правило легче, чем простые. В последнем случае удобно вводить в каждый из основных фрагментов по винту Шанца и осуществлять репозицию путем прямого воздействия на отломки. Достижение вправления перелома при этом ощущается руками и контролируется рентгенологически. При значительных сроках после травмы из-за ретракции мышц ручная репозиция может быть затруднительной, в таких случаях полезным может стать использование дистрактора с введением стержней в каждый из основных фрагментов и механическим восстановлением длины сегмента [6]. При установке стержня в проксимальный отломок необходимо следить за тем, чтобы он не препятствовал введению интрамедуллярного гвоздя (рис.6).

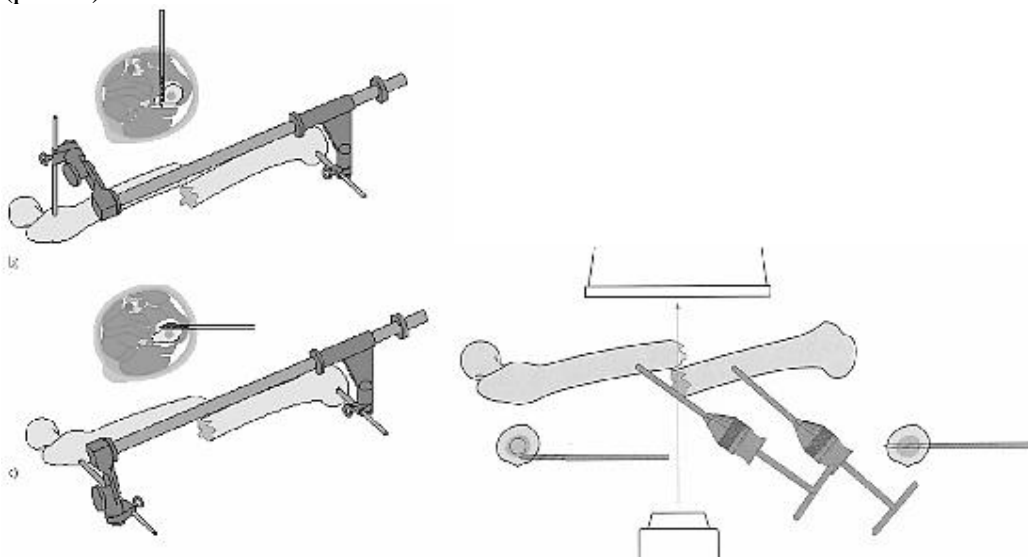


Рис.6. Варианты закрытой репозиции перелома с помощью большого дистрактора (предпочтителен при оскольчатых переломах с целью удержания длины сегмента) и с помощью винтов Шанца, вводимых парафрактурно (чаще при простых переломах).

При остеосинтезе без рассверливания возможна репозиция перелома на гвозде путем «нанизывания» дистального фрагмента на введенный гвоздь. Достижение репозиции ощущается по немедленному восстановлению жесткости сегмента после проникновения гвоздя в дистальный отломок.

Рассверливание костномозгового канала рекомендуется выполнять следующим образом: при каждом введении сверла следует применять умеренную скорость и мощность, следует пользоваться сверлами с пошаговым увеличением диаметра не более чем на 0,5 мм, особенно у молодых пациентов, никогда нельзя сверлить слишком долго одну и ту же зону канала для предотвращения температурного некроза кости. Основные эффекты рассверливания рассмотрены ранее [7]

Введение и блокирование гвоздя. Введение канюлированных гвоздей возможно с использованием гибкого проводника, предварительно введенного в дистальный

отломок. При необходимости можно продвигать гвоздь дистально с использованием легких ударов молотка, однако при этом следует проявлять осторожность из-за возможного раскалывания кости.

Направители, применяемые для введения гвоздя, обеспечивают легкое введение блокирующих винтов в ближние к кондуктору отверстия. Дистальное блокирование затрудняется тем, что гвоздь обычно несколько деформируется при введении, и направитель, закрепленный на проксимальном конце гвоздя указывает лишь правильный уровень проведения блокирующего шурупа по длине сегмента, но не во фронтальной плоскости. Для преодоления этих сложностей разработаны различные конструкции направителей, адаптирующихся к изменению геометрии гвоздя.

Широко распространен для дистального блокирования «метод свободной руки» когда сверло устанавливается в правильное пространственное положение под контролем электронно-оптического преобразователя.

Последовательность блокирования. В настоящее время считается предпочтительным сначала выполнять дистальное блокирование гвоздя, а затем проксимальное. Это позволяет выполнять интраоперационный контроль и коррекцию остаточных смещений по длине и ротации. Нередко после введения стержня (особенно без расверливания) в зоне перелома возникает диастаз фрагментов. В таких случаях после дистального блокирования гвоздь подается краниально с помощью молотка (метод «обратного удара»), что приводит к импактированию костных отломков.

Контроль ротационного положения фрагментов осуществляется после дистального блокирования и введения сверла в одно из проксимальных отверстий. Направитель демонтируется и проверяется объем ротационных движений в тазобедренном суставе в сравнении со здоровой конечностью. При необходимости производится коррекция ротационного положения отломков до введения проксимальных блокирующих шурупов.

Результаты и осложнения

Результаты лечения пациентов с использованием интрамедуллярного остеосинтеза зависят от тяжести первичного повреждения и соблюдения техники выполнения вмешательства. В большинстве случаев достигаются хорошие и отличные результаты. Уровень несращения диафиза бедренной кости, например, колеблется от 0% до 3,1%, для сравнения при применении остеосинтеза пластиной сообщается о нарушениях консолидации, достигающих 11% [8].

Сращение в неправильном положении после интрамедуллярного остеосинтеза остается значительной проблемой. При лечении околоуставных переломов актуальны отклонения во фронтальной и сагиттальной плоскостях, для диафизарных переломов более характерны ротационные. Так, по данным Strecker W. ротационные отклонения более 100 наблюдались у 42,6% пациентов после остеосинтеза бедренной кости и у 25%-большеберцовой кости [9]. При остеосинтезе оскольчатых переломов возможны нарушения длины сегмента (как правило укорочения), но они обычно не превышают 1см и редко проявляются клинически. Вышесказанное подчеркивает важность интраоперационного контроля положения фрагментов.

Инфекционные осложнения после интрамедуллярного остеосинтеза наблюдаются редко. Опубликованные результаты в крупных сериях пациентов сообщают об

уровне инфекционных осложнений от 0 до 1,1%, при открытой репозиции и фиксации перелома пластиной сообщаемый уровень инфекционных осложнений колеблется от 1 до 7% [10, 11].

Проблемы и перспективы

Одним из основных проблемных вопросов интрамедуллярного остеосинтеза является высокий уровень лучевой нагрузки, которой подвергается хирургическая бригада и пациент. Это связано с необходимостью частых ЭОП-снимков для контроля репозиции перелома и проведения блокирующих шурупов (особенно дистальных).

Для снижения лучевой нагрузки ведется разработка различных механических устройств, обеспечивающих выполнение дистального блокирования без дополнительного облучения. Однако эффективность этих устройств до настоящего времени оставляет желать лучшего.

Другим перспективным способом решения проблемы является разработка методов компьютерной пространственной навигации, которая позволяет контролировать положение отломков и инструментария во время вмешательства. Высокая стоимость навигационных комплексов и несовершенство оборудования пока препятствует широкому распространению данной технологии даже в западных странах.

Важной тенденцией развития интрамедуллярного становится расширение показаний к его применению до внутри-и околоуставных переломов. Это обуславливает необходимость дальнейшего совершенствования имплантатов в плане увеличения стабильности фиксации небольших по размерам костных фрагментов (блокирование шурупов в гвозде, разработка блокируемых клинков и т. д.).

Совершенствование имплантатов и техники выполнения интрамедуллярного остеосинтеза обеспечили возможность достижения положительных результатов при большинстве диафизарных переломах нижней конечности, что вывело данный метод на уровень стандарта лечения в большинстве развитых стран. Значительное сокращение длительности стационарного лечения и сроков нетрудоспособности при использовании данного метода обеспечивают существенный экономический эффект даже с учетом немалой стоимости имплантатов.

Перспективы дальнейшего развития метода связаны со снижением лучевой нагрузки при выполнении хирургического вмешательства, улучшением контроля положения костных отломков и дальнейшим расширением фиксационных возможностей имплантатов для лечения около-и внутрисуставных переломов.

Литература

1. Krettek, C. Prinzipien der intramedullaren Knochenbruchstabilisierung. Teil 2: Operationstechnik // Unfallchirurg 104 (2001): 748 – 771.
2. Krettek, C, Rudolf, J, Miclau, T, Konemann, B, Schandelmaier, P, Tschene H Intramedullary template accuracy in femoral and tibial radiographs // J Bone and Joint Surg 78-B (1996): 963 – 964.
3. Winquist, R. A., Hansen, S. T., Clawson, D. K. Closed intramedullary nailing of femoral shaft fractures: A report of five hundred and twenty cases // J.B.J.S. (1984). Vol. 66A. P. 529 – 539.

4. Krettek, C., Stephan, C., Schandelmaier, P. The use of Poller screws as blocking screws in stabilising tibial fractures treated with small diameter intramedullary nails // *J Bone Joint Surg [Br]* 81-B(1999):963 – 968.
5. Moed, B., Watson, J. Complications of Retrograde Intramedullary Nailing of the Femur // *Techniques in Orthopaedics* 16(4):361 – 371.
6. Baumgartel, F, Dahlen, C, Stiletto, R, Gotzen, L Technique of using the AO-Femoral-Distractor for femoral intramedullary nailing // *J Orthop Trauma* 8 (1994): 315 – 321.
7. Ситник, А. А. Интрамедуллярный блокируемый остеосинтез длинных трубчатых костей. Современный уровень развития // *Медицинский журнал*. 2007. № 4. С. 22 – 25.
8. Kenneth, D. Johnson Femoral Shaft Fractures // *Skeletal Trauma*. – Saunders (1992). P. 1525 – 1641.
9. Strecker, W., Popp, D., Keppler, P. Torsional Deformities Following Intramedullary Nailing of Femur and Tibia // *Osteo Trauma Care* 12(2004): 215 – 218.
10. Papadokostakis, G., Papakostidis, C., Dimitriou, R., Giannoudis, P. V. The role and efficacy of retrograding nailing for the treatment of diaphyseal and distal femoral fractures: a systematic review of the literature // *Injury, Int. J. Care Injured* (2005) 36, 813 – 822.
11. Theodoratos, G. The Treatment of the Femoral Diaphyseal Fracture with Intramedullary Nailing: A Review of 313 Cases // *Osteo Trauma Care* 11(2003): S81 – S84.