

© Группа авторов, 2002

Чрескостный комбинированный остеосинтез при травмах и деформациях костей стопы

О.В. Бейдик, А.Ю. Цыплаков, А.П. Любицкий, К.К. Левченко, А.И. Габаткин, В.Н. Островский

Transosseus combined osteosynthesis in case of injuries and deformities of foot bones

O.V. Beidick, A.Y. Tsyplakov, A.P. Liubitsky, K.K. Levchenko, A.I. Gabatkin, V.N. Ostrovsky

Городская клиническая больница № 7 (главный врач – Г. С. Якунин);
Саратовский государственный медицинский университет (ректор – д.м.н. профессор В.И. Горемыкин), г. Саратов, Россия

С целью изучения рациональных способов фиксации при переломах и деформациях костей стопы с использованием стержневых и спице-стержневых компоновок аппарата Илизарова были проведены биомеханические, топографо-анатомические, клинические и параклинические исследования, в ходе которых сравнивали варианты монтажа аппарата Илизарова по жесткости фиксации, по состоянию регионарного кровообращения и тканевого метаболизма вокруг стержней и спиц, обосновывали безопасные зоны и точки введения стержней. В результате были получены данные, свидетельствующие о снижении числа специфических осложнений, упрощении методики остеосинтеза при применении спице-стержневых компоновок аппарата Илизарова.

Ключевые слова: стопа, переломы, деформации, спице-стержневой аппарат Илизарова, биомеханические исследования.

Biomechanical, topographic-and-anatomical, clinical and paraclinical investigations were made, in which wire, pin and wire-pin variants of the Ilizarov fixator mounting were compared by fixation rigidity, the condition of regional circulation and tissue metabolism round the pins and wires, and also safety zones and points for pin insertion were substantiated with the purpose of studying rational ways of fixation for fractures and deformities of foot bones using pin and wire-pin configurations of the Ilizarov fixator. As a result the data was obtained, demonstrating reduction of specific complications in number, simplification of osteosynthesis technique by the use of wire-pin configurations of the Ilizarov fixator.

Keywords: foot, fractures, deformities, the Ilizarov wire-pin fixator, biomechanical investigations .

Переломы и деформации костей стопы составляют до 4-8% от общего числа переломов и деформаций опорно-двигательного аппарата [1]. Реабилитация этих больных – одна из актуальных проблем современной травматологии. Это вызвано прежде всего тем, что стопа является органом опоры и выполняет статические и динамические функции [2].

Все известные консервативные и оперативные способы лечения патологии стопы приводят к большому количеству неудовлетворительных результатов и рецидивов. До 70% пострадавших признаются инвалидами 2 и 3 групп [3].

С 1972 года в РНЦ «ВТО» разрабатываются различные методики коррекции деформаций и переломов стоп. Для остеосинтеза используются комплекты из стандартного набора аппарата Г.А. Илизарова для спицевого остеосинтеза. Однако методика спицевого остеосинтеза достаточно трудоемка вследствие высокой плотности монтажа и громоздкости внешних

опор. Использование спиц при остеосинтезе костей стопы недостаточно эффективно. Вследствие фиксации кости спицами происходит прорезывание мягких тканей, что приводит к развитию специфических осложнений (до 12% случаев) [4].

При передаче управляющего усилия в спицевых аппаратах возможно прорезывание спиц в губчатой костной ткани костей стопы. Снижающаяся со временем жесткость фиксации требует создания поддерживающего повторного натяжения спиц в аппарате внешней фиксации каждые 10 дней.

Учитывая, что в настоящее время отмечается тенденция к более широкому использованию стержней в компоновках аппарата Г.А. Илизарова, нами была поставлена цель исследования – разработать и изучить рациональные способы фиксации костей стопы с использованием стержневых и спице-стержневых компоновок аппарата.

Для достижения поставленной цели нами были проведены биомеханические, топографо-анатомические и клинические методы исследования больных с травмами и деформациями костей стопы, прооперированных методом наружного чрескостного остеосинтеза с использованием спицевых и спице-стержневых типов аппарата Г.А. Илизарова.

Биомеханические исследования. Проведены биомеханические исследования жесткости фиксации пяточных костей с помощью спицевых, спице-стержневых и стержневых компоновок аппарата Г.А. Илизарова. Эксперименты были выполнены на 30 образцах свежих немацерированных пяточных костей трупов мужчин 30-40 лет. В каждую кость вводили по определенной схеме спицевые, стержневые и спице-стержневые фиксаторы, которые закрепляли к внешней полукольцевой опоре аппарата Г.А. Илизарова. Спицы предварительно натягивали и фиксировали стандартными спицефиксаторами. Первая макетная схема экспериментов предусматривала фиксацию пятки тремя перекрещивающимися спицами, которые были проведены в одной плоскости под углом 30° друг к другу и после натяжения фиксированы к полукольцевой опоре спицефиксаторами. Вторая макетная схема заключала в себе спицу, которую закрепляли в полукольце во фронтальной плоскости и стержень, установленный в пяточную кость под углом 90° к спице. При этом расстояние между стержнем и спицей составляло 5 мм. Третья макетная схема состояла из сквозного стержня во фронтальной плоскости и консольного стержня, проведенного через бугристость пяточной кости, который был установлен под углом 90° к сквозному стержню. Расстояние между стержнями составляло 5 мм. Каждый из макетов устанавливали в специальное нагруженное устройство для определения величины смещения фрагментов при осевой и радиальной нагрузке. Установка включала груз заданной величины, опорные валики, нагрузочный хомут из пластичной медной проволоки диа-

метром 0,75 мм, индикатор часового типа с ценой деления 0,001 мм.

Для определения равномерности жесткости при различных направлениях поперечной нагрузки последнюю прикладывали с поочередным угловым изменением ее в радиальном направлении каждые 30° . Это достигалось последовательным поворотом аппарата на опорных валиках и самоустановкой вертикального направления нагрузки. Благодаря пластичности нагрузочного хомута направление первой нагрузки соответствовало линии диаметрального расположения спицы или стержня в одном из отделов кости.

Для данных условий нагружения принимали, что смещение фрагмента кости происходит под действием приложенной к нему нагрузки только из-за деформации фиксаторов, возможную деструкцию костной ткани в зоне контакта с фиксатором при этом не учитывали. Предварительные опыты показали, что необходимая точность регистрации перемещений и воспроизводимость измерений достигаются при наименьших значениях осевой нагрузки до 60 кгс. Для каждой схемы фиксации повторяемость опытов была принята пятикратной, результаты экспериментов обрабатывались методами вариационной статистики [5, 6, 7].

По средним арифметическим значениям смещения концов были рассчитаны средние значения смещения каждого зафиксированного отдела кости испытываемых образцов (табл. 1, 2).

Таблица 1.

Средние показатели смещения кости под действием внешней осевой силы, мм.

Способ фиксации	Линейное смещение, мм
Тремя спицами	$3,7 \pm 0,055$
Спицей и консольным стержнем	$3,0 \pm 0,066$
Сквозным и консольным стержнями	$2,8 \pm 0,056$
Условия	$P < 0,05$

Таблица 2.

Смещение фрагментов кости в различных диаметральных плоскостях их нагрузки, мм.

Плоскость измерения	Спицевая фиксация	Спице-стержневая фиксация	Стержневая фиксация	Условия
1	0,82	0,39	0,25	$P < 0,05$
2	1,40	0,45	0,45	$P < 0,05$
3	0,80	0,39	0,55	$P < 0,05$
4	0,92	0,31	0,60	$P < 0,05$
5	0,90	0,80	0,50	$P < 0,05$
6	0,85	0,72	0,40	$P < 0,05$
7	0,75	0,63	0,37	$P < 0,05$
8	1,25	0,56	0,41	$P < 0,05$
9	0,99	0,53	0,55	$P < 0,05$
10	0,80	0,45	0,60	$P < 0,05$
11	1,10	0,42	0,57	$P < 0,05$
12	0,78	0,32	0,44	$P < 0,05$
M_{cp}	0,95	0,50	0,47	
M_{max}	-	-	-	
M_{min}	0,65	0,49	0,35	

Таким образом, применение стержня совместно с диаметрально расположенной спицей для фиксации пяточной кости, по сравнению с применением трех спиц, увеличивает жесткость фиксации на 19% и повышает равномерность этой жесткости на 24,6% при изменении направления поперечной силы. Использование двух стержней, по сравнению с использованием трех спиц с наилучшими характеристиками, повышает жесткость фиксации на 24,3% с улучшением равномерности жесткости на 46,1%.

Топографо-анатомические исследования.

Топографо-анатомические исследования были проведены на 6 трупах мужчин в возрасте 35-55 лет мезоморфного телосложения. Нами были проведены Пироговские распилы замороженных стоп трупов во фронтальной и косо-сагиттальной плоскостях на уровне пяточной, таранной, ладьевидной, клиновидной костей, оснований плюсневых костей, на уровне Шопарова и Лисфранкова суставов. Также производились распилы голеней на уровне проксимального метафиза, диафиза и дистального метафиза в горизонтальной плоскости с различным шагом распилов. С учетом топографической анатомии голени и стопы были определены зоны и направления введения стержневых фиксаторов с расчетом максимального снижения риска повреждения сосудов и нервов, функционально активных зон (мышечных лож и синовиальных влагалищ сухожилий) [8].

На голени стержни вводили в область проксимального и дистального метафизов большой берцовой кости: в проксимальный метафиз - перпендикулярно длинной оси большой берцовой кости, медиальнее бугристости, в направлении спереди-назад и снаружи-внутрь, с захождением стержня в противоположный кортикальный слой; в дистальный метафиз - перпендикулярно длинной оси большой берцовой кости, на 1,5-2 см выше щели голеностопного сустава, в направлении спереди-назад и снаружи-внутрь. На стопе стержни вводили в пяточную, таранную, ладьевидную, клиновидные кости, основание 1 плюсневой кости. В пяточную кость консольный стержень устанавливали на уровне пяточного бугра, латеральнее места прикрепления ахиллова сухожилия, в направлении спереди-назад и снаружи-внутрь. Такое введение стержня позволяет избежать повреждения слизистых сумок ахиллова сухожилия. Также в пяточную кость вводили сквозной стержень во фронтальной плоскости в направлении снутри-наружу, при этом расстояние между консольным и сквозным стержнями составляло 5 мм. В таранную кость стержни вводили через шейку, в косо-сагиттальной плоскости спереди-назад, снаружи-внутрь, латеральнее сухожилия длинного разгибателя пальцев. Это направление ис-

ключает травматизацию тыльной артерии стопы и повреждение межкостной таранно-пяточной связки. В ладьевидную кость стержни вводили в косо-сагиттальной плоскости в направлении спереди-назад, снутри-наружу, медиальнее сухожилия длинного разгибателя 1 пальца. В клиновидные кости стержни вводили во фронтальной плоскости в направлении снутри-наружу, медиальнее сухожилия длинного разгибателя 1 пальца. В основание 1 плюсневой кости стержни вводили в косо-сагиттальной плоскости в направлении спереди-назад, снутри-наружу, медиальнее сухожилия длинного разгибателя 1 пальца.

Клинические исследования. Наружный чрескостный остеосинтез (НЧО) применен нами у 65 пациентов с переломами и деформациями костей стопы в возрасте от 3 до 52 лет. Было выполнено 75 операций, из них 25 операций – с использованием спицевого НЧО, 40 операций – с использованием спице-стержневого остеосинтеза и 10 пациентов были прооперированы с использованием стержневых компоновок аппарата внешней фиксации. 10 пациентам выполнено оперативное лечение патологии обеих стоп. 5 пациентов имели закрытые переломы пяточной кости со смещением фрагментов.

При лечении деформаций и переломов костей стопы мы использовали серийно выпускаемый комплект аппарата Г.А. Илизарова. Для оперативного лечения деформаций стоп применяли компоновку аппарата внешней фиксации, которая включала наличие двухуровневой базы на голени на уровне проксимального и дистального метафизов большой берцовой кости и фиксацию костей стопы на уровне заднего, среднего и переднего отделов стопы. В проксимальный метафиз большой берцовой кости вводили стержень перпендикулярно длинной оси большой берцовой кости, медиальнее бугристости, в направлении спереди-назад и снаружи-внутрь, с захождением стержня в противоположный кортикальный слой. В дистальный метафиз большой берцовой кости вводили стержень перпендикулярно длинной оси большой берцовой кости, на 1,5-2 см выше щели голеностопного сустава, в направлении спереди-назад и снаружи-внутрь. Дополнительно на этом же уровне через большую берцовую кость проводили спицу параллельно щели голеностопного сустава, которую после натяжения крепили к кольцевой внешней опоре стандартными спицефиксаторами. Стержень в проксимальном метафизе крепили к кольцевой опоре с помощью длинного кронштейна. В таранную кость стержень вводили через шейку в косо-сагиттальной плоскости спереди-назад, снаружи-внутрь, латеральнее сухожилия длинного разгибателя пальцев, и крепили к кольцевой опоре с помощью кронштейна. В пяточную кость стержень устанавли-

вали на уровне пяточного бугра, латеральное места прикрепления ахиллова сухожилия, в направлении спереди-назад и снаружи-внутри. Дополнительно проводили спицу с упорной площадкой в поперечном направлении. Фиксацию переднего отдела стопы производили путем введения стержня в основание 1 плюсневой кости в направлении спереди-назад, снутри-кнаружи, медиальное сухожилия длинного разгибателя 1 пальца. Стержень с помощью кронштейна крепили к полукольцевой опоре. Дополнительно проводили спицу с упорной площадкой через основания 2-5 плюсневых костей, которую после натяжения также крепили к полукольцевой опоре. Установку шарниров производили в строгом соответствии с плоскостями имеющихся деформаций. Шарнирные сочленения выполняли двухосевыми, из планок с торцевым резьбовым креплением. Управляющие тяги устанавливали также с помощью шарниров или полусферических пар (рис. 1 а).

При лечении переломов пяточной кости фиксацию большой берцовой кости производили в области дистального метафиза путем введения двух стержней. Один стержень вводили перпендикулярно длинной оси большой берцовой кости, на 1,5-2 см выше щели голеностопного сустава, в направлении спереди-назад и снаружи-внутри, второй стержень вводили подобным образом в направлении спереди-назад, снутри-кнаружи, медиальное прохождения сухожилия передней берцовой мышцы. Стержни посредством кронштейнов крепили к кольцевой опоре. Через шейку таранной кости проводили спицу во фронтальной плоскости. Спицу натягивали и крепили спицефиксаторами к кронштейнам на кольцевой опоре. В пяточную кость вводили консольный стержень на уровне пяточного бугра, латеральное места прикрепления ахиллова сухожилия, в направлении спереди-назад и снаружи-внутри и сквозной стержень во фронтальной плоскости в направлении снутри-кнаружи, при этом расстояние между консольным и сквозным стержнями составляло 5 мм. Оба стержня закрепляли в полукольцевой опоре посредством кронштейнов. Фиксацию среднего отдела стопы осуществляли введением стержня в основания плюсневых костей во фронтальной плоскости в направлении снутри-кнаружи, медиальное сухожилия длинного разгибателя 1 пальца. Стержень с помощью кронштейна крепили к выносной пластине на кольцевой опоре. Управляющие тяги позволяли производить репозицию и фиксацию отломков в нужном положении (рис. 1 б).

Во всех случаях удалось добиться хороших и удовлетворительных анатомо-функциональных результатов. При этом доля осложнений составила 5%, что в 1,7 раза ниже, чем при использовании чисто спицевой фиксации в аппарате

Г.А. Илизарова.

Встретившиеся осложнения: прорезывание мягких тканей вокруг спиц – в трех случаях, перелом спицы – в одном из наблюдений.

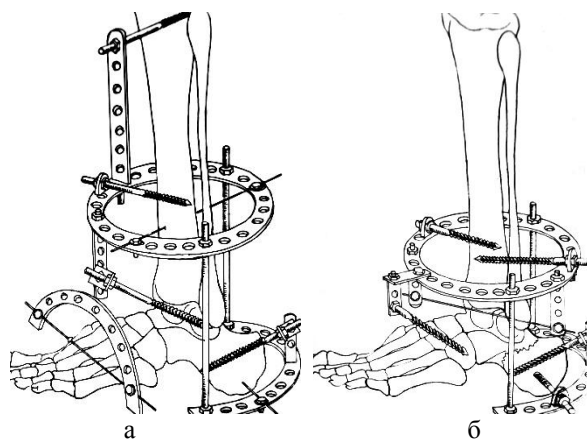


Рис. 1. Схемы фиксации при деформациях и переломах костей стопы: а) при деформациях костей стопы; б) при травмах костей стопы.

Исследование микроциркуляции в области фиксаторов. В качестве метода, позволяющего объективно оценить состояние мягких тканей, мы применили термографию [9]. Исследования выполнялись с помощью тепловизора АТП-46, разработанного Московским институтом радиотехники, электроники и автоматики (МИРЭА). Термографию проводили у 20 пациентов, которым был выполнен компрессионно-дистракционный остеосинтез аппаратами спицевого, спице-стержневого типа по поводу травм и деформаций костей стопы. Термографические исследования выполнялись в период фиксации аппаратом после завершения репозиции и окончательного устранения деформации, через 2 недели и через 1 месяц с момента начала фиксации и перед снятием аппарата. При обследовании больных в динамике соблюдали стандартные правила записи. Расстояние между объектом исследования и объективом камеры – 1,5 м. Диапазон температурных измерений прибора – 11 градусов по Цельсию. Спектр температуры убывал в данном направлении через 1 градус по Цельсию, от красного к синему. Исследовали термограммы больной и здоровой конечности, на здоровой определяли максимальные и средние значения разности дельта t. Количественная оценка термографических данных заключалась в измерении температур дельта t между исследуемой областью и соответствующей точкой на здоровой конечности. Визуальный анализ термограмм показывал, что в большинстве случаев в области стержней и спиц через 2 недели с момента начала фиксации аппаратом преобладали холодные пятна темно-зеленого цвета. Средняя разность температур дельта t в среднем была одинакова и составила $0,6 \pm 0,0007 - 0,8 \pm 0,0006$ ($p < 0,05$). Эта реакция обусловлена травмированием мягких тканей

установленными фиксаторами и, как следствие, нарушением микроциркуляции и усилением местных метаболических процессов. Причем большая температурная реакция вокруг стержня объясняется большей его массивностью относительно спицы. Через 1 месяц с момента начала фиксации вокруг стержней отмечается прежняя визуальная картина - холодные пятна желто-зеленого спектра. Дельта t также остается величиной того же порядка - $0,9 \pm 0,0007$ ($p < 0,05$). Вокруг спиц отмечаются очаги гипертермии оранжевого цвета, соответствующие более высокой разнице температур дельта t $1,5 \pm 0,002$ ($p < 0,05$). Сходная картина наблюдается и перед снятием аппарата - большая интенсивность оранжевого цвета вокруг спиц и более выраженная разница температур дельта t $1,8 \pm 0,002$ ($p < 0,05$). Мы использовали стержни и спицы, изготовленные из стали одной марки, разрешенной к применению в медицине. Диаметр стержней составлял 5-6 мм, а диаметр спиц - 1,2-1,8 мм, т.е. диаметр стержня в среднем превышал диаметр спицы в 3-3,5 раза. Однако длина участка стержня, проходящего через мягкие ткани до кости, была меньше того же участка спицы в три раза, т.к. стержни устанавливали в кость со стороны меньшей толщины мягких тканей. Следовательно, площадь контакта с мягкими тканями у спиц и стержней не имела существенных различий. Таким образом, теплопроводность спиц и стержней была сопоставимой.

Изменение температурной реакции в мягких тканях около стержней и спиц связано прежде всего с изменением тканевого метаболизма, обусловленного воспалительной реакцией в ответ на их раздражение фиксаторами.

Анализ термографических исследований состояний мягких тканей вокруг стержней и спиц у больных с аппаратами внешней фиксации позволил нам сделать вывод о том, что применение стержней снижает риск воспаления мягких тканей вблизи фиксаторов.

Клинические примеры. Больной Б., 39 лет, поступил в клинику с диагнозом: закрытый внутрисуставной перелом тела правой пяточной кости со смещением фрагментов. 13.09.2000 года была проведена операция: остеосинтез правой большеберцовой кости, правой пяточной, таранной и клиновидных костей аппаратом Г.А. Илизарова спице-стержневого типа. В течение 20 дней производилась дистракция с целью постепенного восстановления суставной поверхности пяточной кости. Фиксация аппаратом - 59 дней. Функция и структура подтаранного сустава восстановлены. Пример проиллюстрирован рентгенограммами больного: до лечения (рис. 2), в процессе лечения (рис. 3), в результате лечения (рис. 4).



Рис. 2. Рентгенограмма больного Б. до лечения.



Рис. 3. Рентгенограмма больного Б. в процесс лечения.

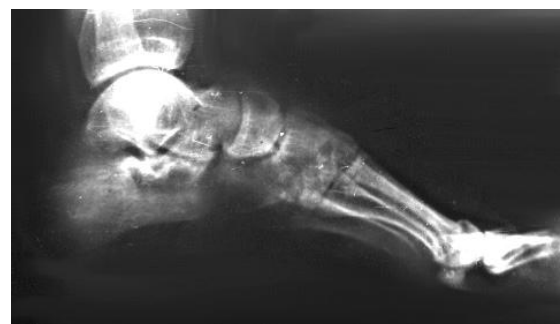


Рис. 4. Рентгенограмма больного Б. после лечения.

Больной Д., 12 лет, поступил в клинику 19.11.2000 года с диагнозом: левосторонняя врожденная косолапость. 23.11.2000 года произведена операция: ахилотомия, плантотомия, V-образная остеотомия костей правой стопы, остеосинтез правой стопы и голени аппаратом Г.А. Илизарова с использованием стержней. В течение 27 дней производилось исправление деформации. Через 2,5 месяца аппарат снят, наложена гипсовая повязка на 1,5 месяца. Деформация стопы исправлена. Пример проиллюстрирован рентгенограммами больного: до лечения (рис. 5, 6), в процессе лечения (рис. 7, 8), результат лечения (рис. 9, 10).



Рис. 5. Рентгенограмма больного Д. до лечения - боковая проекция.



Рис. 6. Рентгенограмма больного Д. до лечения - вид сверху.

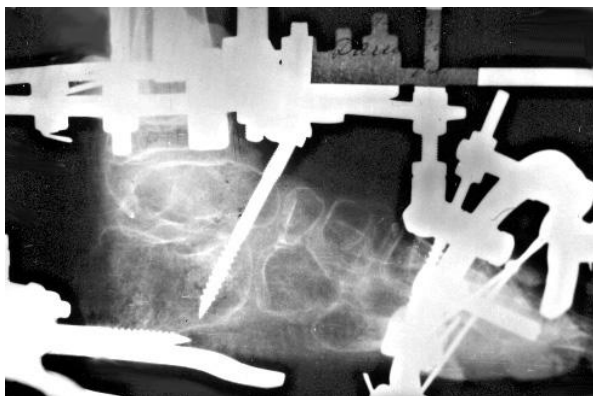


Рис. 7. Рентгенограмма больного Д. в процессе лечения - боковая проекция.

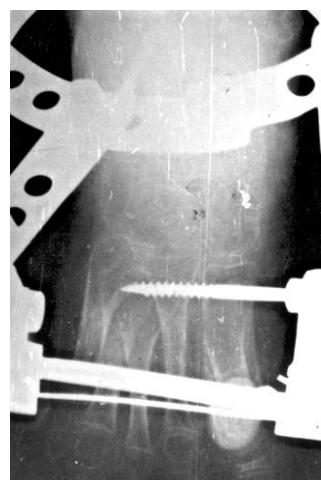


Рис. 8. Рентгенограмма больного Д. в процессе лечения - вид сверху.



Рис. 9. Рентгенограмма больного Д. после лечения - боковая проекция.



Рис. 10. Рентгенограмма больного Д. после лечения - вид сверху.

ВЫВОДЫ

Использование спице-стержневого аппарата при лечении переломов и деформаций стопы упрощает методику остеосинтеза, снижает число специфических осложнений. Полученные положительные анатомо-функциональные ре-

зультаты подтверждают эффективность комбинированного остеосинтеза и позволяют рекомендовать методику для более широкого применения в специализированных стационарах.

ЛИТЕРАТУРА

1. Клинические возможности метода управляемого чрескостного остеосинтеза в хирургии кисти и стопы / В.И. Шевцов, Г.Р. Исмаилов, А.И. Кузовков и др. // Гений ортопедии. - 1998. - № 4. - С. 108-115.
2. Хирургическая реабилитация детей с патологией опорно-двигательной системы с использованием стержневых аппаратов / С.А. Хмызов, С.Д. Шевченко, А.В. Демченко и др. // Тез. докл. VI съезда травматол. и ортопед. России. - Нижний Новгород, 1997. - С. 462.
3. Двадцатилетний опыт применения аппарата Илизарова при ортопедической патологии стопы / В.И. Шевцов, С.Я. Зырянов, В.А. Шестаков и др. // Метод Илизарова - достижения и перспективы: Тез докл. междунар. науч.-практ. конф. - Курган, 1993. - С. 151-152.
4. Прогнозирование и профилактика осложнений при лечении аппаратами наружной фиксации / В.И. Шевцов, А.М. Черкашин, Л.В. Скляр, Р.Д. Бородайкевич // Метод Илизарова - достижения и перспективы: Тез докл. междунар. науч.-практ. конф. - Курган, 1993. - С. 15-17.
5. Кудрин А.П., Пономарева Г.Т. Применение математики в экспериментальной и клинической медицине. - М.: Медицина, 1967. - 221 с.
6. Митропольский А.К. Техника статистических вычислений. - 2-е изд. перераб. и доп. — М.: Наука, 1971. — 576 с.
7. Румшиский Л.З. Математическая обработка результатов эксперимента: справочное руководство. - М.: Наука, 1971. - 192 с.
8. Анатомо-хирургическое обоснование монтажа стержневых систем фиксации в различных отделах костей сегментов конечностей / О.В. Бейдик, Н.В. Островский, В.Н. Дьяченко, И.А. Катаев // Анатомо-хирургическое и экспериментальное обоснование оперативных вмешательств. - Саратов, 1996. — С. 97.
9. Малова М.Н. Клинико-функциональные методы исследования в травматологии и ортопедии. - Москва, 1985. — 173 с.
10. Новикова Е.Е., Куница Т.А., Дмитриев Ю.Я. Использование термографии в диагностике гнойных осложнений // Острая хирургическая инфекция: Тез. докл. сетевой конференции. - Саратов, 1994. - С. 9-10.

Рукопись поступила 27.11.01.

Предлагаем вашему вниманию



В.И. Шевцов, А.В. Попков
Оперативное удлинение нижних
конечностей
Москва: Медицина, 1998 – 192с.

В монографии проанализирован мировой опыт по уравниванию укороченных конечностей врожденной и приобретенной этиологии. На основе экспериментальных разработок и клинического опыта Российского научного центра «Восстановительная травматология и ортопедия» имени акад. Г.А. Илизарова расширены современные представления о регенерации тканей конечности в условиях чрескостного дистракционного остеосинтеза. Отражены последние достижения в удлинении конечности, основанные на современных методах исследования. Особый интерес представляют новые клинические данные о состоянии кровоснабжения конечности, обменных процессах и их нейрогуморальном регулировании. Представлены последние методики чрескостного дистракционного остеосинтеза аппаратом Илизарова, классификация, биомеханические основы управления остеосинтезом и регенеративными процессами.
