

10. Krettek C., Schulte-Eistrup S., Schandelmaier P. Operative technique and early clinical experience with the standard locking technique: Engl. translation from Unfallchirurg. — 1994. — Vol. 97. — P. 549–567.
11. MacMillan M., Gross R.H. //Clin. Orthop. — 1988. — N 226 — P. 252–259.
12. Magerl F., Wiss A. et al. //Ibid. — 1979. — Vol. 138. — P. 62–73.
13. Pape H.C., Regel G., Dwenger A. et al. //Injury. — 1993. — Vol. 24. — P. 82–103.
14. Pell A.C.H., Christie J., Keating J.F. et al. //J. Bone Jt Surg. — 1993. — Vol. 75B, N 6. — P. 921–925.
15. Russell T.A., Taylor J.C. //Curr. Concepts Sem. Springer. — 1986. — N 1. — P. 217–231.
16. Svenningsen S., Nesse O., Finsen V. et al. //Acta Orthop. Scand. — 1986. — Vol. 57. — P. 609.
17. Wilson-MacDonald J., Owen J.W., Lowdon I. //Injury. — 1987. — Vol. 18. — P. 390–395.
18. Winqvist R.A., Hansen S.T. //Orthop. Clin. North Am. — 1980. — Vol. 11. — P. 633–641.
19. Winqvist R.A., Bogosian A.J. //Orthop. Trans. — 1994. — Vol. 18. — P. 1022.

© Т.Н. Каллаев, Н.О. Каллаев, 2002

## БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ КОМПРЕССИОННОГО ОСТЕОСИНТЕЗА ПРИ ОКОЛО- И ВНУТРИСУСТАВНЫХ ПЕРЕЛОМАХ

Т.Н. Каллаев, Н.О. Каллаев

Ульяновская городская клиническая больница скорой медицинской помощи,  
Ульяновский государственный университет

*При лечении около- и внутрисуставных переломов различной локализации у 182 больных применен динамический компрессионный остеосинтез с помощью разработанного устройства. Приведено биомеханическое обоснование данного способа остеосинтеза на моделях внутрисуставных переломов. Дозированный компрессионный остеосинтез обеспечивает щадящее давление на отломки с учетом биологической резорбции на их стыке до конца сращения перелома. Надежность фиксации позволяет объединить иммобилизационный и реабилитационный периоды, благодаря чему сокращаются сроки восстановления движений в суставе, снижается риск образования контрактуры, развития деформирующего артроза. Хорошие и удовлетворительные анатомо-функциональные результаты получены у 96,2% больных.*

*Dynamic compressive osteosynthesis using elaborated special device was performed in 182 patients with peri- and intraarticular fractures of various localisation. The biomechanical background of that osteosynthesis was presented on the models of intraarticular fractures. Dosed compression osteosynthesis provides gentle compression on the fragments taking into account biological resorption in the site of fragments contact till the time of fracture healing. Fixation stability allows to combine the immobilization and rehabilitation periods that decreases the terms of motion restoration in joint, the risk of contracture formation and development of deforming arthrosis. Good and satisfactory anatomical and functional results were achieved in 96.2% of patients.*

В клинике травматологии Ульяновской городской клинической больницы раннее восстановление функции после оперативного лечения около- и внутрисуставных повреждений считается приоритетной задачей. Эта концепция успешно реализуется, а исходы лечения свидетельствуют о правильном выборе направления.

### МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

При лечении 182 пациентов в возрасте от 7 до 72 лет с около- и внутрисуставными переломами использовано разработанное нами устройство, позволяющее производить одностороннюю динамическую компрессию костных фрагментов (а.с. 173120 от 08.01.92).

Система, обеспечивающая одностороннее давление на костный отломок (рис. 1), состоит из внешней опоры (А), противоупорных фиксаторов (В) и компрессирующего устройства (В, Г). Последнее представляет собой корпус со шкалой в виде втулки с прорезью (1), в которой установлен подпружинный толкатель; на корпусе имеется гайка (2) или цанговый фиксатор (3). На стержне установлена пружина (4), которая контактирует с дном втулки и пластиной кронштейна (5).

Вследствие эластичности костной ткани, находящейся под давлением, и в связи с физиологической резорбцией на стыке костных фрагментов компрессирующая сила со временем уменьшается. Пружинный механизм устройства обеспечивает

постоянное давление на отломок в динамике остеосинтеза, что исключает необходимость дополнительной подкрутки аппарата.

Показаниями к оперативному вмешательству у наших больных являлись закрытые и открытые переломы локтевого, плечевого, коленного и голеностопного суставов при изолированной травме, а также при множественных и сочетанных повреждениях. Суть метода состоит в восстановлении анатомической формы сустава при сохранении конгруэнтности суставных концов до сращения перелома без выключения функции сустава в условиях малой инвазивности конструкции.

Установлено, что качество лечения переломов при компрессионном остеосинтезе зависит от взаимосвязи чрескостных фиксаторов с мягкоткаными образованиями, биомеханики управления пространственной ориентацией костных фрагментов в ходе лечения и сохранности биологически обоснованной компрессии для удержания отломка до конца сращения перелома. Взаимосвязи статичных чрескостных металлических фиксаторов и подвижных мягких тканей обуславливают биомеханический феномен функционирования конечности в условиях внешнего остеосинтеза.

С целью выявления возможных ошибок в лечении и предупреждения осложнений нами была проведена биомеханическая оценка системы «кость—аппарат» на 90 моделях внутрисуставных переломов.

Экспериментальные исследования выполнены на кафедрах сопротивления материалов и физики твердого тела Ульяновского технического университета. Эксперименты проводили на проксимальных и дистальных сегментах плечевой и большеберцовой костей, взятых от трупов лиц 55–60 лет 2–3-дневной давности. Перелом имитировали косым распилом мыщелков плечевой, большеберцовой костей и внутренней лодыжки на расстоянии 2,5–5 см от их суставного края. Затем отломки сопоставляли и фиксировали спицей (2 мм) с упорной площадкой (рабочая площадка 4 мм). Спицу укрепляли в компрессирующем устройстве. На расстоянии 3–4 см от метафизарного края линии перелома транссегментарно во фронтальной плоскости на двух уровнях перекрестно проводили спицы с упорными площадками со стороны, противоположной повреждению. Спицы фиксировали в натянутом положении на внешней опоре. Последняя посредством резьбовой штанги соединялась с компрессирующим устройством. Завершали монтаж системы обеспечением полного контакта отломка с поверхностью излома сегмента и его компрессией (рис. 2).

Изучалось влияние дозированной компрессии на функциональные возможности суставов в динамике остеосинтеза. В качестве примера представляем схему рас-

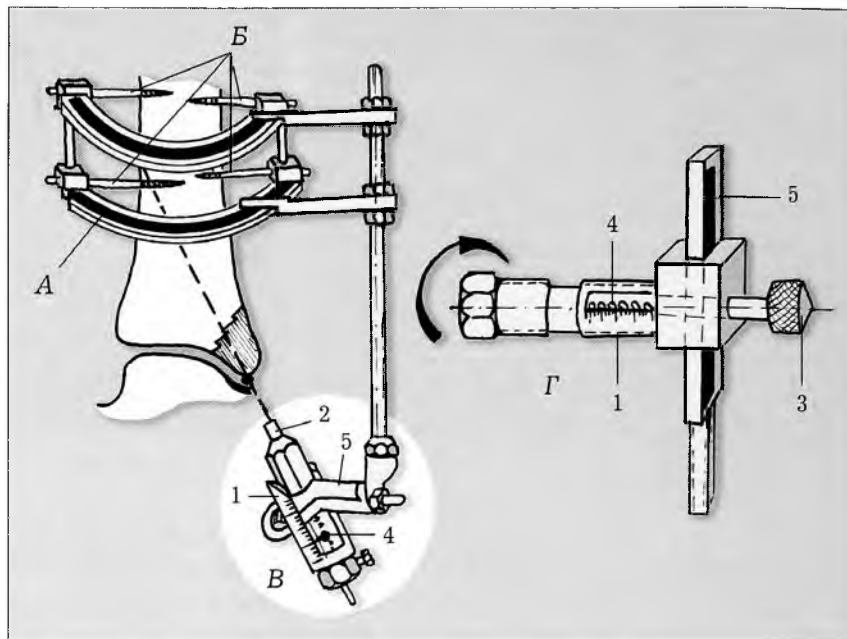


Рис. 1. Схема аппарата для компрессионного остеосинтеза.

А — внешняя опора; Б — противоупорные стержни, В — компрессирующее устройство для фиксации малых костных фрагментов; Г — компрессирующее устройство для фиксации крупных костных фрагментов. Остальные обозначения в тексте.

пределения сил на модели перелома мыщелка большеберцовой кости (рис. 3).

Для удобства расчетов мы ввели следующие биомеханические параметры распределения сил:  $G$  — часть силы тяжести (веса тела), воспринимаемая сегментом конечности;  $R = G$  — реакция, уравновешивающая силу тяжести  $G$ ;  $P$  — сила компрессии, приложенная в точке А;  $Rb$  — напряжение противоупора, приложенное в точке В;  $Mb$  — момент сил, создаваемый противоупором в точке В;  $Rc$  — напряжение опоры в точке С;  $F$  — плоскость излома кости.

Противоупорная и опорная площадки в точках В и С создают встречно-боковую компрессию, препятствующую

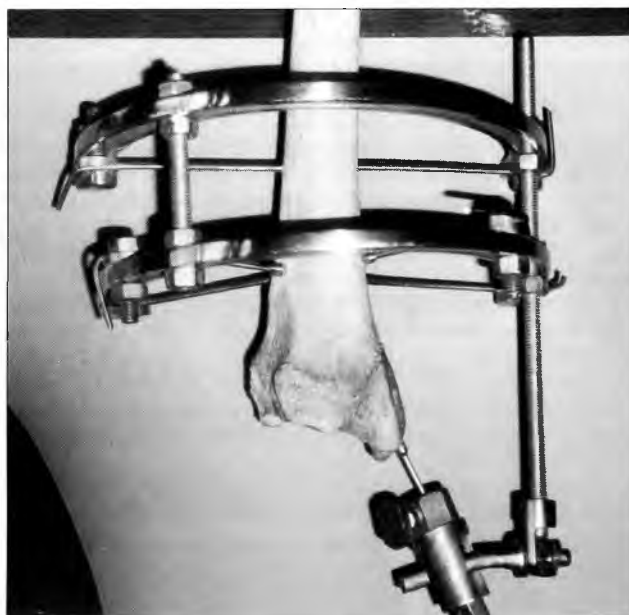


Рис. 2. Компрессионный остеосинтез внутренней лодыжки большеберцовой кости.

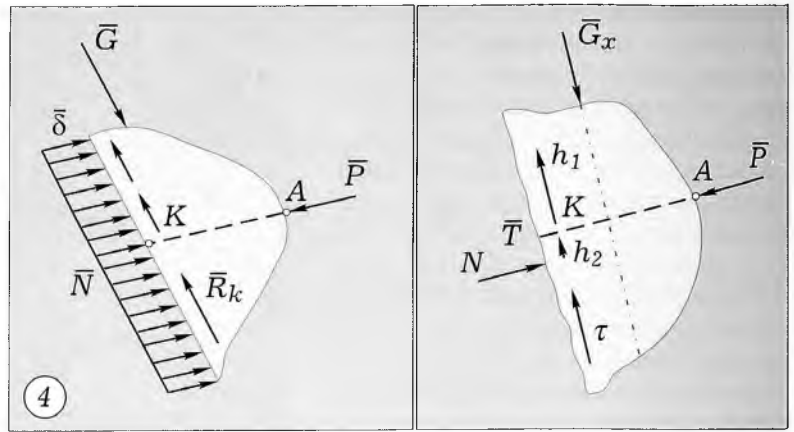
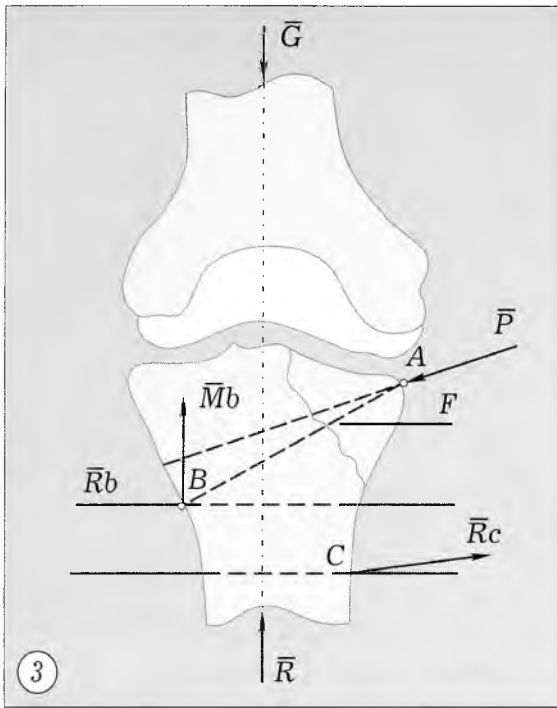


Рис. 3. Расчетная схема распределения сил при переломе мышцелки большеберцовой кости (пояснения в тексте).

Рис. 4. Схема распределения сил на отломок (пояснения в тексте).

щую боковому перемещению внешней опоры по отношению к сегменту большеберцовой кости.

В представленной на рис. 3 схеме система сил  $\{P, R, Mb\}$  находится в равновесии, следовательно, для нее справедливы уравнения равновесия, которые в векторной форме имеют вид:

$$P + Rb = 0; \quad (1)$$

$$Mb(P) + Mb = 0, \quad (2)$$

где  $Mb(P)$  — момент силы  $P$  относительно точки  $B$ .

$$\text{Из (1) следует: } Rb = -P. \quad (3)$$

$$\text{Из (2) следует: } Mb = -Mb(P). \quad (4)$$

Момент силы  $P$  относительно точки  $B$  равен:

$$Mb(P) = r \cdot P, \quad (5)$$

где  $r$  — радиус-вектор, соединяющий точки  $B$  и  $A$ .

Положение силы компрессии  $P$  относительно плоскости излома определяется необходимостью равномерного распределения сил взаимодействия (напряжений) по всей площади соприкосновения отломков.

При равномерном распределении сил по плоскости излома их равнодействующая представляется как  $N = \delta \cdot F$  (6) и приложена в центре тяжести сечения — точке  $T$ . Тогда силы, действующие на отломок, можно изобразить в виде схемы, приведенной на рис. 4, где  $P$  — сила компрессии, создаваемая аппаратом и приложенная в точке  $A$ ;  $\delta$  — интенсивность распределения сил на плоскости излома;  $\tau$  — интенсивность распределения по линии излома касательных сил, препятствующих скольжению костного фрагмента;  $G$  — часть силы тяжести (веса тела);  $K$  — центр площади излома отломка;  $Rk$  — реакция упорной спицы, стремящаяся уравновесить силу  $G$ ;  $N$  — равнодействующая распределения сил давления на площадь излома, т.е.  $P = N$ .

Если сила тяжести (веса тела)  $Gx$  имеет относительно точки  $K$  плечо  $h_1$ , то точка  $K$  смещена относительно центра тяжести сечения перелома (точки  $T$ ) на величину, равную  $h_2$ , причем:

$$h_2 = G \cdot h_1 / P. \quad (7)$$

Напряжение противоупорной площадки спицы в точке  $B$  будет  $Rb = P$ . Тогда момент сил, создаваемый противоупором в точке  $B$ , представляется следующим образом:

$Mb = Ph$ , где  $h$  — плечо силы  $P$  относительно точки  $B$ .

С учетом сил, вызывающих кручение ( $P_{кр.}$ ) и отрыв ( $P_{отр.}$ ) костного фрагмента, сила компрессии на отломок должна быть не менее  $P = (\delta \cdot F) + P_{отр.} + P_{кр.}$ .

Для мышцелки большеберцовой кости при условии  $\delta = 0,25 \cdot 10^6$ ,  $F = 8 \text{ см}^2$ ,  $P_{отр.} = 59 \text{ Н}$ ,  $P_{кр.} = 224 \text{ Н}$  эта величина будет равняться:

$$P = (0,25 \cdot 10^6 \cdot 8 \cdot 10^{-4}) + 59 + 224 = 483 \text{ Н}.$$

Величину силы компрессии при остеосинтезе около- и внутрисуставных переломов мы определяли с учетом возраста, роста, массы тела больного, размеров костного фрагмента, смещающих моментов тяги мышц и связочного аппарата. Средние ее значения представлены в табл. 1.

Со 2–3-го дня после операции производили коррекцию жесткости системы «кость—аппарат». Реабилитация сустава носила этапный характер — от упражнений, направленных на улучшение условий кровообращения, до механотерапии, которая позволяла увеличить амплитуду движений и повысить мышечную силу.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Исходы лечения около- и внутрисуставных повреждений изучены в сроки от 4 лет у 156 больных. Хороший результат достигнут у 128 (82,1%) из них, удовлетворительный — у 22 (14,1%), неудовлетворительный результат констатирован у 6 (3,8%) пациентов.

Нами было предпринято также сопоставление оценки анатомо-функциональных исходов переломов по схеме, предложенной ЦИТО [3], у рассматриваемой группы больных (основная группа) и у 114 пациентов с однотипными повреждениями, которым проводилось оперативное лечение с использованием традиционных фиксаторов (контрольная группа). Как известно, в основе системы оценки,

предложенной ЦИТО, лежит сравнение конкретного исхода со средней анатомо-функциональной нормой. Исходы оцениваются по субъективным и объективным показателям (боль, консолидация перелома, анатомическое соотношение костей, функциональные возможности поврежденного и смежного суставов, нейротрофические нарушения, инфекционные осложнения, косметические дефекты, контрактуры, артроз, ограничение движений и др.). Конечная оценка — сумма баллов, поделенная на число учтенных показателей (норма соответствует 100 баллам).

Мы придерживались обязательного требования медицинской статистики — репрезентативности изучаемой группы наблюдений, т.е. ее соответствия всей генеральной совокупности анализируемых наблюдений. Оценку статистически достоверной разницы исходов проводили по доверительному коэффициенту Стьюдента в группах однородных пациентов. Как видно из табл. 2, разница средних исходов у больных сопоставляемых групп статистически значима.

Эффективность способа компрессионного остеосинтеза, основанного на учете анатомо-хирургических и биомеханических особенностей около- и внутрисуставных переломов, объясняется в первую очередь его функциональностью и меньшей травматизацией мягких тканей.

### ОБСУЖДЕНИЕ

Любой перелом с точки зрения механики можно охарактеризовать как нестабильность, обусловленную отсутствием непрерывной жесткости. Функция сустава восстанавливается только тогда, когда консолидация костных отломков приводит к восстановлению его жесткости, т.е. при анатомичном воссоединении отломков и их биологически обоснованной компрессии.

Из механики известно, что если жесткость определяется свойством конструкции противостоять нагрузке с небольшой деформацией, то прочность — это свойство противостоять внешним силам без разрушения костной структуры. Применительно к лечению около- и внутрисуставных переломов первостепенное значение имеют взаимоотношения сегмента конечности и аппарата внешней фиксации как единой системы с позиции биомеханики. Составляющими системы «аппарат—конечность» яв-

**Табл. 1.** Величины сил давления при дозированном компрессионном остеосинтезе некоторых около- и внутрисуставных переломов

Локализация и характер повреждения	Сила компрессии, Н
<b>Плечевой сустав</b>	
Перелом большого бугорка плечевой кости	224,2±18,8
Вывих плеча + перелом большого бугорка	234,1±14,2
<b>Локтевой сустав</b>	
Перелом мыщелка плеча	308,6±19,9
Перелом надмыщелка	80,4±6,7
Вывих предплечья + перелом надмыщелка	162,1±18,6
Надмыщелковый перелом	364,6±22,9
Чрезмыщелковый перелом	383,2±22,3
Перелом локтевого отростка	384,3±21,4
<b>Коленный сустав</b>	
Перелом мыщелка бедра	527,4±30,2
Перелом мыщелка большеберцовой кости	441,6±24,2
Перелом надколенника	317,4±19,7
<b>Голеностопный сустав</b>	
Изолированный перелом лодыжки	229,8±19,6
Супинационный перелом	447,7±26,9
Пронационный перелом	492,5±28,4
Перелом метаэпифизов берцовых костей + перелом таранной кости	503,4±29,3

ляются, с одной стороны, мягкие ткани, с другой — противоупорные элементы (стержни, спицы), компрессирующее устройство со спицей и внешняя опора (дуги или полукольца).

Клинические исследования живой кости, проведенные Muller и соавт. [6], показали, что при компрессии первые 2 ч сдавливающая сила в зоне перелома повышается на 10% относительно исходной, затем остается постоянной в течение 14 дней, а впоследствии уменьшается из-за эластичности живой кости и изменения метаболических и био-

**Табл. 2.** Оценка исходов около- и внутрисуставных переломов у больных основной и контрольной групп

Локализация перелома (сустав)	Контрольная группа		Основная группа		Доверительный коэффициент	Достоверность различия, P
	выборка	средняя оценка, баллы	выборка	средняя оценка, баллы		
Плечевой	10	80	13	93,46	3,66	<0,05
Локтевой	44	86,71	59	95,51	-4,62	<0,05
Коленный	22	88,55	36	95,69	-2,92	<0,05
Голеностопный	38	84,21	48	96,79	-5,51	<0,05

химических условий при компрессии. М.В. Волков [1], Г.И. Лаврищева и Э.Я. Дубров [2] считают оптимальной ширину щели между костными фрагментами около 100 мкм, Л.Л. Роднянский [4] допускает варьирование ее в пределах 50–250 мкм, Allgower и соавт. [5] — в пределах 100–300 мкм.

Мнения специалистов об оптимальной механической силе компрессии на костные фрагменты разноречивы и не всегда аргументированы. Вместе с тем избыточное давление на отломок может привести к угнетению репаративной регенерации, некрозу на стыке и перенапряжению отломка с его разрушением. Недостаточная компрессия влечет за собой нестабильность фиксации отломка. Поэтому мы прибегли к контролируемой динамической компрессии.

При вертикальном воздействии сил выявлена обратная зависимость величины компрессии от площади сечения перелома, т.е. чем больше площадь излома отломка, тем меньше усилий требуется для разъединения костных фрагментов. В то же время отмечена прямая зависимость силы компрессии от числа компрессирующих устройств. Однако увеличение числа упоров до 2 и до 3 на площадь сечения отломка менее 4 см<sup>2</sup> вызывало разрушение костного фрагмента после приложения силы соответственно более 29,1±2,8 Н и более 19,1±1,3 Н.

Следует отметить, что силы компрессии при различных локализациях около- и внутрисуставных переломов, рассчитанные на биомеханических моделях, несколько отличаются от клинических данных.

**Заключение.** Метод дозированного компрессионного остеосинтеза, дополняя известные консервативные и оперативные способы, расширяет возможности дифференцированного подхода к лечению около- и внутрисуставных повреждений, что

способствует повышению его качества. Дозированный компрессионный остеосинтез обеспечивает щадящее динамическое давление на отломки с учетом биологической резорбции на их стыке до конца сращения перелома. Метод позволяет при минимуме имплантируемых в ткани конструкций, не нарушая васкуляризацию в зоне перелома, стабильно фиксировать костные фрагменты, не препятствуя функции сустава в ранние сроки после операции. Прочность системы «кость—аппарат» зависит от взаимодействия двух факторов — стабильности чрекостных элементов (внешняя опора, противоупорные и компрессирующие фиксаторы) и подвижности мягкотканых образований. Как показали экспериментальные исследования, основной причиной несовершенства конструкции «кость—аппарат» является несоответствие между этими факторами, а именно преобладание нагрузки на конструкцию. Один из путей устранения этого несоответствия — применение нагрузок, адекватных механическим возможностям соединения костных отломков компрессирующими фиксаторами.

#### Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Волков М.В. //Ортопед. травматол. — 1971. — N 3. — С. 34–43.
2. Лаврищева Г.И., Дубров Э.Я. //Там же. — 1968. — N 8. — С. 9–13.
3. Маттис Э.Р. //Там же. — 1984. — N 5. — С. 39–43.
4. Роднянский Л.Л. Компрессионный остеосинтез кольцевидным фиксатором косых винтообразных и оскольчатых переломов диафизов и влияние щели между отломками на процесс заживления переломов: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. — Красноярск, 1967.
5. Allgower M., Segmuller G. //Gohrbande E., Gabko J., Berndorfer A. Handbuch der Plastischen Chirurgie. — Berlin, 1965. — Bd 1. — S. 1–23.
6. Muller K.N., Stratmann R., Rehn J. //Unfallheilkunde. — 1979. — Bd 82, N 5. — S. 183–191.

### НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЕ ФОРУМЫ В РОССИИ

(из плана научно-практических мероприятий Минздрава России на 2002 год)

#### Актуальные вопросы травматологии и ортопедии

23–25 мая

Санкт-Петербург

Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Минздрава России

197046, Санкт-Петербург, ул. акад. Байкова, 8

Тел.: (812) 550 76 47, 556 08 38

#### Проблемы скорой медицинской помощи

3–5 июня

Санкт-Петербург

Департамент организации и развития медицинской помощи населению Минздрава России

Управление медицинских проблем материнства и детства Минздрава России

Комитет по здравоохранению Санкт-Петербурга

Санкт-Петербургская медицинская академия последипломного образования

193015, Санкт-Петербург, Кирочная ул. 41

НИИ скорой помощи им. И.И. Джанелидзе Минздрава России

192242, Санкт-Петербург, ул. Будапештская, 3/5

Тел.: (095) 927 24 82, (812) 588 43 11

#### Съезд специалистов по лечебной физкультуре и спортивной медицине

Октябрь (2 дня)

Ростов-на-Дону

Департамент организации и развития медицинской помощи населению Минздрава России

Центр лечебной физкультуры и спортивной медицины Минздрава России

129059, Москва, ул. Б. Дорогомиловская, 5

Тел.: (095) 240 46 300

#### Проблемы амбулаторно-поликлинической помощи детям и подросткам. Пути их решения

Октябрь (2 дня)

пос. Московский (Московская область)

Управление медицинских проблем материнства и детства Минздрава России

Департамент образовательных медицинских учреждений и кадровой политики Минздрава России

Российский государственный медицинский университет 117869, Москва, ул. Бакулева, 18

Тел.: (095) 438 61 69, 935 55 10