

для більшості хворих характерний ремітуючий тип початку захворювання, який характеризується періодичним виникненням та зникненням симптомів. Після операції клініка протікала в трьох варіантах: хворі у стані середньої тяжкості та в тяжкому при нормальних показниках вітальних функцій переводились у нейрохірургічне відділення з наявністю постнаркозної седації; третина хворих після екстубації на 3-5 добу поверталась у відділення після стабілізації дихання та артеріального тиску; третя група протягом того ж часу спостерігалась у відділенні інтенсивної терапії — хворі були у свідомості та із самостійним диханням, але з нестійким артеріальним тиском.

Zallum Hatem. Early postoperative period of the patients with cerebral glioma. Lugansk, Ukraine.

Key words: cerebral glioma, dynamic of clinical disturbances.

The aim of present work was study of clinic of the patients with cerebral glioma on early postoperative stage. The authors analyzed state of 60 patients with cerebral glioma on stage of admittance, during postoperative period and at discharge. While work performing it was revealed, that for most patients is characteristic remittent type of disease beginning with periodic appearance and disappearance of symptoms. After operation clinic progresses in three variants: patients in moderate and severe state at normal indices of vital functions were directed in neurosurgical department with signs of postnarcosis sedation; tierce of the patients have been returned in department after 3-5 days after extubation at stabilized breathing and arterial pressure; third group was observed the same time in intensive care department — patients were in consciousness and at spontaneous breathing, but with unstable arterial pressure.

Надійшла до редакції 23.09.2009 р.

© Український журнал екстремальної медицини імені Г.О.Можасєва, 2009
УДК 616.718.5 — 001.5 — 089.84

Биомеханическая модель остеосинтеза фрагментов большеберцовой кости при открывающейся корригирующей остеотомии

М.Л.Головаха, С.П.Панченко, И.В.Шишка, О.В.Банит

Запорожская областная клиническая больница (главный врач — И.В.Шишка), Запорожский государственный медицинский университет, кафедра травматологии и ортопедии (заведующий — доцент А.Й.Чемирис), Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры, кафедра строительной механики и сопротивления материалов (заведующий — профессор В.Л.Красовский)
Запорожье, Днепропетровск, Украина.

Путем анализа напряженного состояния пространственной расчетной модели «кость-фиксатор» показано преимущество применения при остеосинтезе высокой открывающейся корригирующей остеотомии большеберцовой кости имплантатов с жестко фиксированной ориентацией винтов.

Ключевые слова: коленный сустав, остеоартроз, остеотомия, биомеханика.

Введение

Изменение положения механической оси нижней конечности на уровне коленного сустава ведет к патологическому перераспределению нагрузки между его наружным и внутренним отделами. Вследствие перегрузки одного из отделов ускоряется износ хряща с умень-

шением его толщины и полным разрушением в итоге. По мере уменьшения толщины хряща происходит смещение оси конечности. В результате ось значительно отклоняется от центра сустава в сторону пораженного отдела и формируется деформация на уровне коленного сустава.

В настоящее время высокая корригирующая остеотомия проксимального отдела большеберцовой кости переживает период ренессанса. Идея коррекции патологически измененного положения оси нижней конечности пришла из XIX ст. Так, впервые корригирующая остеотомия была выполнена А.Меуер в 1856 г. при лечении пациента с вальгусной деформацией коленного сустава вследствие рахита [8]. Hackeubnesch впервые сформулировал понятие преартрозной деформации и выявил связь между нарушением положения оси конечности и развитием остеоартроза. В 1934 г. J. Naas выполнил первую вальгизирующую остеотомию при лечении варусного гонартроза [8]. Первое подробное описание проксимальной остеотомии большеберцовой кости было сделано J.P.Jackson, W.Waugh в 1961 г. [5].

Наибольший опыт операций на начальном этапе развития методики корригирующей остеотомии был у профессора М.Coventry, который, начиная с 1965 г., обобщил свой опыт и неоднократно его публиковал. По его данным, у 61% оперированных пациентов через 10 лет были хорошие результаты лечения [5]. С тех пор эта операция заняла прочные позиции в лечении остеоартроза медиального отдела коленного сустава.

В то же время ортопеды столкнулись и с массой недостатков данной методики. Поэтому с наступлением эры эндопротезирования коленного сустава интерес к корригирующей остеотомии резко снизился, на определенное время она выпала из поля зрения специалистов.

Прошло 10-20 лет, появилась возможность анализа отдаленных результатов пересадок искусственных суставов. Уровень технологии эндопротезирования коленного сустава со временем существенно повысился, усовершенствовались инструмент, а сами операции стали ординарными. Оказалось, что замена коленного сустава на искусственный действительно эффективная операция, восстанавливающая функцию разрушенного сустава. В то же время анализ неудовлетворительных результатов лечения свидетельствовал, что у пациентов молодого возраста ставить показания к эндопротезированию следует очень осторожно. Поскольку имплантат представляет собой инородное тело, при ряде осложнений возникала тяжелая инвалидизация. Встречались случаи, когда не было пути отступления. Рассматривая проблему в целом, отметим, что данные о выживаемости тотального эндопротеза коленного сустава указывают на необходимость поиска органосохраняющих малоинвазивных методик [1, 4, 6].

Все перечисленные факторы, однозначно, способствовали ренессансу высокой корригирующей остеотомии большеберцовой кости при варусном гонартрозе. Сегодня в литературе все чаще и чаще возникают дискуссии о способах лечения артроза коленного сустава у молодых физически активных пациентов. Достаточно большая группа больных с артрозом коленного сустава после спортивных повреждений также требует особого внимания. Исходя из этого корригирующая остеотомия в последние годы приобретает все большее значение, как и в середине 60-х гг., когда она была единственно возможной операцией при гонартрозе (естественно, наряду с артродезом).

Заметим, что сегодня идет дискуссия о роли и месте в ортопедическом арсенале лечения остеоартроза коленного сустава двух операций: эндопротезирования и корригирующей остеотомии. По нашему мнению, эти два метода не конкурируют, а, скорее, дополняют друг друга [4, 6, 12].

Оптимальными показаниями к высокой корригирующей остеотомии большеберцовой кости являются варусные деформации коленного сустава у молодых пациентов при начальных проявлениях, а лучше всего до развития гонартроза. Целью вальгизирующей корригирующей остеотомии проксимального отдела большеберцовой кости является разгрузка дегенеративно измененного медиального отдела коленного сустава.

Для выполнения высокой остеотомии используют следующие методики: открывающаяся клиновидная остеотомия «open wedge»; закрывающаяся клиновидная остеотомия «close wedge»; шаровидная фронтальная остеотомия.

У перечисленных методов остеотомии форма и размер контактной поверхности различны. Наибольшая контактная поверхность кости в зоне остеотомии образуется при закрывающейся остеотомии (close wedge), при которой с латеральной поверхности выбирается (резецируется) клиновидный костный фрагмент. Эта остеотомия достаточно широко применяется в клинической практике [5].

Открывающаяся клиновидная остеотомия (open wedge) долгое время не была популярной из-за того, что имевшиеся имплантаты не обеспечивали достаточную стабильность фиксации. Это было обусловлено большими осевыми и ротационными силами в зоне проксимального отдела большеберцовой кости [6, 7, 9]. В свою очередь, сложности с выполнением остеосинтеза не позволяли проводить раннее агрессивное физиофункциональное лечение.

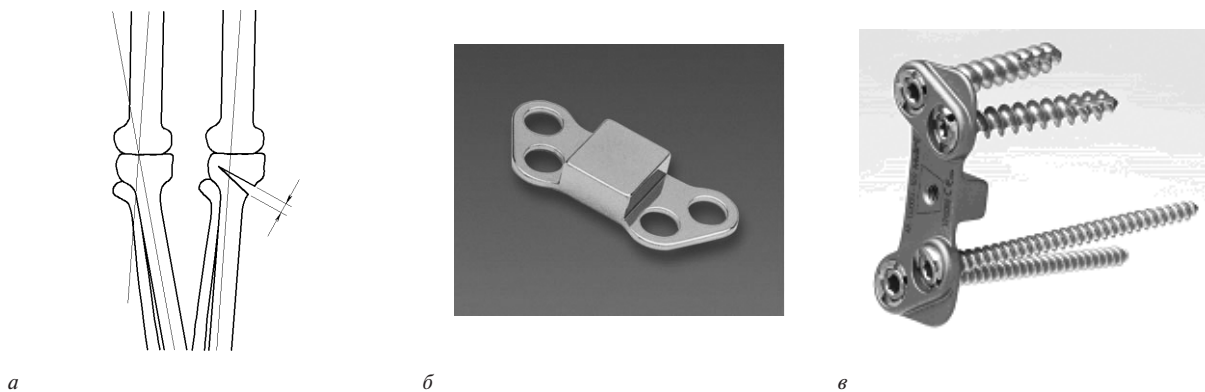


Рис. 1. Схема остеотомии (а), старая (б) и новая (в) пластины Пуду.

С появлением новых имплантатов с жесткой угловой фиксацией винтов данная методика операции переживает второе рождение [8, 11].

Методика открывающейся остеотомии подразумевает образование клиновидной щели в большеберцовой кости с основанием, обращенным медиально. При этом возникают два фрагмента: эпифиз и диафиз большеберцовой кости. Размеры щели между фрагментами зависят от угла коррекции. В общем, создается достаточно нестабильная ситуация.

Суть операции заключается в пересечении большеберцовой кости на уровне 15-30 мм от суставного плато глубиной до 4/5 размера сечения кости с последующим разведением фрагментов (эпифиза и диафиза) на определенную величину. При этом между фрагментами кости образуется клиновидная щель, максимальный размер которой составляет 7,5-15,0 мм. Схема операции приведена на рис. 1а. Для остеосинтеза фрагментов кости в необходимом положении используются различные пластины-фиксаторы.

Отмеченному выше успеху рассматриваемой операции способствовало усовершенс-

тование имплантатов, обеспечивающих остеосинтез, которое сводилось к следующему. У обычных пластин-фиксаторов оси всех винтов, вставленных в отверстия пластины, не закреплены и могут свободно менять свою ориентацию (см. пластину Пуду на рис. 1б) [10, 12]. При этом стабильность фиксации фрагментов может быть получена только за счет плотного прижатия пластины к кости. Однако давление пластины на кость осложняет периостальное кровоснабжение, что может привести к остеопорозу и асептическому некрозу под пластиной и, как следствие, к снижению прочности кости фиксации фрагментов и замедленной консолидации в зоне остеотомии.

Суть усовершенствования пластин заключалась в том, что положение осей винтов жестко фиксировалось по отношению к пластине путем введения в ее конструкцию узлов, которые закрепляли головки винтов в заданном положении. На рис. 1в показана усовершенствованная пластина Пуду [12]. Здесь фиксация винтов обеспечивается коническими цанговыми гайками, зажимающими головки винтов в отверстиях пластины.

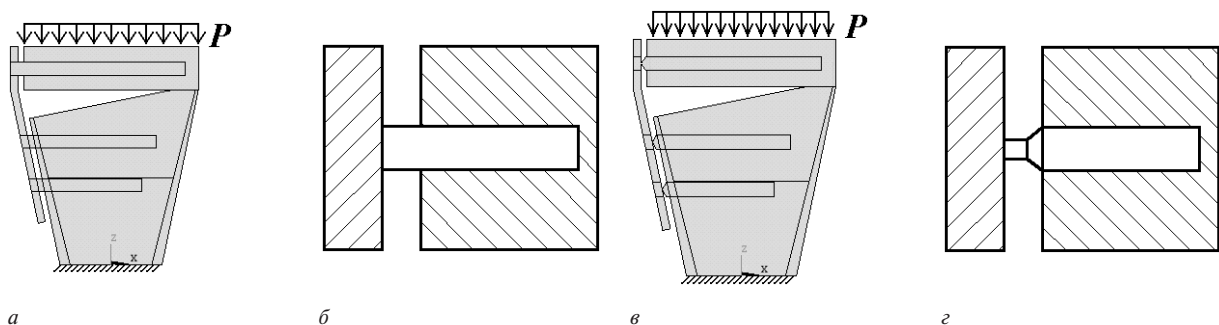


Рис. 2. Расчетные модели с новым (а, б) и старым (в, г) фиксаторами.

ОРИГІНАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ

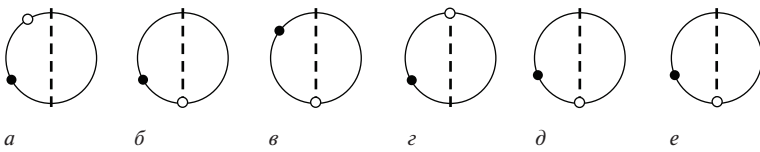


Рис. 3. Опасные точки в кости модели 1 (а, б, а) и модели 2 (г, д, е).

В последние годы был предложен ряд других конструкций пластин с жестко фиксированной ориентацией винтов. В то же время в доступной нам литературе отсутствуют количественные оценки, касающиеся повышения прочности фиксации усовершенствованными имплантатами.

Это обусловило постановку задачи настоящей работы, в которой с целью сравнения эффективности остеосинтеза при высокой корригирующей остеотомии с использованием простых моделей «старой» и «новой» (усовершенствованной) пластины-фиксатора выполнен анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) системы «кость-фиксатор».

Материалы и методы исследования

Модели фиксации остеотомии рассматривались на примере наиболее простой и наглядной пространственной системы с одной плоскостью симметрии и тремя винтами (рис. 2а, 2в), отражающей особенности соединения новой (а) и старой (б) пластинами.

Анализ НДС моделей проводился методом конечных элементов в среде программного комплекса (ПК) ANSYS. Проксимальный отдел большеберцовой кости моделировался в виде кругового цилиндра и состыкованного с ним усеченного кругового конуса с геометрией: высота цилиндра — 15 мм, высота конуса — 60 мм, диаметр цилиндра и большого основания конуса — 60 мм, диаметр малого основания конуса — 35 мм.

Костная ткань моделировалась сплошной кусочно-однородной изотропной средой. Ци-

линдрический участок модели наделялся упругими свойствами, близкими к осредненным свойствам реальной спонгиозной ткани этого отдела большеберцовой кости: модуль упругости $E=800$ МПа, коэффициент Пуассона $\nu=0,2$. Спонгиозная кость конического участка в зависимости от ее уровня наделялась осредненными упругими свойствами реальной спонгиозной ткани соответствующих отделов: от начала конического участка до уровня 30 мм — $E=500$ МПа, $\nu=0,2$; от уровня 30 мм до конца кости — $E=200$ МПа, $\nu=0,2$. На коническом участке модели выделялась кортикальная кость с переменной толщиной от 1 мм на уровне большого основания конуса до 3,5 мм на уровне малого основания и постоянными упругими показателями: $E=2 \cdot 10^4$ МПа, $\nu=0,3$.

Рассечение кости моделировалось клиновидной щелью, находящейся на границе между цилиндрическим и коническим ее участками. Максимальный размер щели составлял 10 мм, глубина рассечения кости — 50 мм.

Пластина-фиксатор постоянной толщины и ширины моделировалась двумя жестко соединенными между собой прямоугольными пластинками, лицевые поверхности которых были параллельны образующим цилиндра и конуса (рис. 2а, 2в). В плоскости симметрии пластина располагалась на расстоянии 2 мм от кости. Геометрия пластины: ширина — 15 мм, толщина — 2,5 мм, длина верхнего и нижнего участков — 15 мм и 46 мм. Винты моделировались круговыми цилиндрами одинаковых радиусов, оси которых располагались в плоскости симметрии параллельно верхнему основанию цилиндра на расстояниях 7,5 мм, 32,5 мм и 47,5 мм от него. Геометрия винтов: диаметр — 4,5 мм, длина — 60 мм, 46 мм, 38 мм. Материал пластины и винтов — сталь с характеристиками: $E=2 \cdot 10^5$ МПа, $\nu=0,3$.

У нового усовершенствованного имплантата пластина с винтами соединялась жестко (модель 1, рис. 2а, 2б), у старого фиксатора жесткость соединения винтов с пластиной снижалась путем существенного уменьшения изгибной жесткости винта в области его контакта с пластиной (модель 2, рис. 2в, 2г). Такое соединение осуществлялось при помощи

Таблица 1

Растягивающие и сжимающие напряжения в различных моделях, МПа

Отверстие	Модель 1			Модель 2		
	max σ_z	min σ_z	σ^*	max σ_z	min σ_z	σ^*
Верхнее	9,83	-4,72	13,2	23,1	-12,4	22,4
Среднее	23,2	-15,1	31,4	18,9	-21,3	30,5
Нижнее	39,1	-44,1	42,7	38,5	-40,6	39,7

вставки, состоящей из усеченного конуса и цилиндра, примыкающего к меньшему основанию конуса, и увеличивало податливость винта в поперечном направлении в 20 раз.

Закреплялись расчетные модели по всей плоскости нижнего основания: накладывались ограничения на вертикальные и горизонтальные перемещения. Соответствующие ограничения накладывались и в плоскости симметрии модели. Нагружение осуществлялось приложением давления $p=0,3$ МПа по всей площади верхнего основания модели, что соответствует равнодействующей, равной 800 Н.

Конечно-элементные модели строились на базе 10-узлового конечного элемента (КЭ) в форме тетраэдра SOLID 186 с тремя степенями свободы в каждом узле. При разбиении моделей на КЭ использовался генератор сеток ПК. Размеры КЭ задавались по линиям и изменялись от 8 мм на дальних границах до 1 мм на винтах и 0,8 мм возле края отверстий. Контактные пары создавались с помощью меню CONTACT MANAGER из трехмерных контактных КЭ TARGE 170 (для винтов) и CONTA 175 (для кости). Число КЭ в окончательных расчетах составляло порядка 37 тысяч.

Результаты исследования и их обсуждение

В результате расчетов были получены картины НДС двух рассматриваемых расчетных моделей системы «кость-фиксатор», которые показали, что максимальные напряжения в костной ткани возникают в окрестности краев отверстий, причем наибольших значений по абсолютной величине достигают нормальные напряжения σ_z , действующие в направлении нагрузки. При этом нагрузку от верхнего винта воспринимает спонгиозная ткань, а от среднего и нижнего — в основном кортикальная кость, жесткость которой почти на два порядка больше, чем у спонгиозной. На рис. 3 даны схемы расположения опасных точек по напряжениям σ_z (где действуют напряжения, максимальные по абсолютной величине) в кости у контура верхнего (а, г), среднего (б, д) и нижнего (в, е) отверстий при использовании нового (модель 1 — а, б, в) и старого (модель 2 — г, д, е) фиксаторов. Здесь штриховой линией показан след плоскости симметрии системы (симметричные опасные точки не показаны). Опасные точки по сжатию отмечены светлыми значками, по растяжению — темными. Оказалось, что с одной из двух точек с наибольшими по абсолютной величине напряжениями совпадают

опасные точки по эквивалентным напряжениям Мизеса (σ^*).

Значения растягивающих и сжимающих напряжений σ_z , а также σ^* в отмеченных опасных точках приведены в табл. 1, откуда видно, что наибольшие напряжения в обеих моделях возникают у нижнего отверстия, причем значения всех рассматриваемых напряжений близки между собой.

Этому можно дать следующее объяснение. Толщина кортикальной кости в области нижнего винта значительно больше, чем у среднего, и поскольку рассматриваемые системы являются статически неопределимыми, большая часть нагрузки от пластины-фиксатора передается на кость нижним винтом, и здесь же в значительно большей степени проявляется неравномерность ее распределения по толщине кортикального слоя, что и приводит к высоким напряжениям. Несколько меньшие значения рассматриваемых напряжений для модели 2 можно объяснить ее приспособляемостью за счет снижения жесткости связи винтов с пластиной. Здесь следует отметить, что максимальные напряжения в области нижнего и среднего отверстий в целом для кости не представляют опасности, поскольку возникают только в кортикальной костной ткани, предельные напряжения которой более чем вдвое превышают значения напряжений, полученных в расчетах.

Определяющими для кости в рассматриваемых моделях являются максимальные напряжения, возникающие в спонгиозной костной ткани в окрестности верхнего отверстия, которые оказались у модели 1 в 1,7-3 раза меньше, чем у модели 2. Это является неоспоримым свидетельством существенного преимущества пластины-фиксатора с жестко закрепленными винтами. Здесь следует отметить, что полученные напряжения не только у модели 2, но и у модели 1 превышают предельные напряжения для спонгиозной кости, то есть стабильность и прочность соединения и в том и другом случае будет нарушена. В этой связи напомним, что мы изучаем простейшие модели, отражающие принципиальные особенности конструкций имплантатов, и не рассматриваем реально существующие пластины-фиксаторы. У известных пластин-фиксаторов, как правило, число фиксирующих винтов больше, чем у рассматриваемых моделей, в частности через метафизарный фрагмент проводят минимум два винта.

Заметим также, что мы рассмотрели только один эффект, порождаемый жесткой фиксацией винтов в пластине. Второй эффект, не менее важный, связан с ориентацией осей винтов и

Таблиця 2

Растягивающие и сжимающие напряжения в различных моделях, МПа

Модель	Напряжения		
	max σ_z	min σ_z	σ^*
1	185	-425	370
2	42,3	-80,2	78,2

проявляется при действии сил, вызывающих их экстракцию. Такие силы возникают при сдвиге и кручении фрагментов кости относительно друг друга. Очевидно, что наклонное расположение по отношению друг к другу осей, жестко скрепленных с пластиной стержней, будет препятствовать их экстракции не в меньшей степени, чем винтовая резьба. В то же время наклонное расположение винтов, как показали наши расчеты, приводит к определенному увеличению напряжений в кости.

Проведенные расчеты также показали, что увеличение длины стержней у рассматриваемых моделей на величину напряжений влияет незначительно. Существенное изменение напряжений дает изменение упругих характеристик костной ткани, однако во всех рассмотренных случаях преимущество остается за первой моделью остеосинтеза.

Жесткая фиксация винтов приводит к значительному увеличению напряжений в элементах пластины-фиксатора. В табл. 2 представлены максимальные растягивающие и сжимающие

напряжения σ_z и эквивалентные напряжения по Мизесу σ^* , возникающие в пластинах рассмотренных моделей. Увеличение эквивалентных напряжений в 4,7 раза указывает на необходимость использовать пластины переменной толщины либо применять их для изготовления высокопрочные материалы.

Выводы

1. Использование пластин-фиксаторов с жестко закрепленными винтами при остеосинтезе высокой открывающейся корригирующей остеотомии большеберцовой кости способствует в раннем послеоперационном периоде существенному повышению прочности и стабильности соединения.

2. Повышение первичной стабильности и прочности остеосинтеза дает возможность осуществлять раннюю нагрузку на конечность, что обеспечивает благоприятные условия для сращения фрагментов кости. Зазор, который остается между пластиной и костью, а также отсутствие давления пластины на кость не вызывают нарушение кровоснабжения костной ткани под пластиной, что создает благоприятные условия для сращения фрагментов и успех оперативного лечения в целом.

3. Жесткая фиксация винтов приводит к существенному увеличению напряжений в элементах пластины-фиксатора, что указывает на необходимость использовать пластины переменной толщины либо применять для их изготовления высокопрочные материалы.

Литература

1. Попов В.А. Высокая корригирующая остеотомия большеберцовой кости при деформирующем артрозе коленного сустава // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1984. — №2. — С. 54-55.
2. Пустовойт Б.А. Хірургічна профілактика диспластичного гонартрозу: Автореф. дис. ... докт. мед. наук. — Харків: ХНДІОТ, 1996. — 43 с.
3. Сіменач Б.І., Пустовойт Б.А., Бабуріна О.П. та співавт. Спадково схильні захворювання суглобів: побудова лікувально-діагностичної тактики (на моделі колінного суглоба). — Харків: ООО «РОМІ», 1999. — 393 с.
4. Agneskirchner J.D., Freiling D., Hurschler C., Lobenhoffer P. Primary stability of four different implants fiir opening wedge high tibial osteotomy // Knee Surg. sports Traumatol. Arthrosc. — 2006. — Vol. 14. — P. 291-300.
5. Coventry M.B. Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long term results // Orthop. Clin. North Am. — 1979. — Vol. 10. — P. 191-210.
6. Hernigou P. A 20-year follow-up study of internal gonarthrosis after tibia valgus osteotomy. Single versus repeated osteotomy // Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot. — 1996. — Vol. 82. — P. 241-250.
7. Goutallier D., Julieron A., Hernigou P. La tale de ciment remplaçant les greffons iliaques dans les ostéotomies tibiales d'addition interne // Rev. Chir. Orth. — 1992. — Vol. 78. — P. 138-144.
8. Lobenhoffer P., Agneskirchner J.D., Gala M. Kniegelenknahe Osteotomie. — Thieme, 2007. — 161 p.
9. Jarry A., Hulet C., Jambou S. et al. Modifications morphologiques du tibia après osteotomie de valgisation // Ann. Orthop. Ouest. — 2004ю — Vol. 36. — P. 92-106.
10. Puddu G.C., Cerullo G., Cipolla M., Gianni F.E. Utilisation una placa para la osteotomia tibial de apertura // Rodilla. — 1998. — Vol. 6. — P. 33-37.
11. Stoffel K., Dieter U., Stachowiak G., Gachter A., Kuster M.S. Biometrical testing of the LCP — how can stability in locked internal fixators be controlled? // Injury Int. J. Care Injured. — 2003. — Vol. 34. — P. 11-19.
12. Puddu G., Cipolla M., Cerullo G., Franco V., Gianni E. Osteotomies: the surgical treatment of the valgus knee // Sports Med. Arthrosc Rev. — 2007. — Vol. 15. — P. 15-22.

М.Л.Головаха, С.П. Панченко, І.В.Шишка, О.В.Баніт. Біомеханічна модель остеосинтезу фрагментів великогомілкової кістки при відкриваючій коригуючій остеотомії. Запоріжжя, Дніпропетровськ, Україна.

Ключові слова: колінний суглоб, остеоартроз, остеотомія, біомеханіка.

Шляхом аналізу напруженого стану просторової розрахункової моделі системи «кістка-фіксатор» показано перевагу використання для остеосинтезу високої відкриваючої коригуючої остеотомії великогомілкової кістки імплантатів з жорстко фіксованою орієнтацією гвинтів.

M.L.Golovakha, S.P.Panchenko, I.V.Shyshka, O.V.Banit. Biomechanical model of internal fixation of tibial bone fragments at open wedge correction osteotomy. Zaporizhzhya, Dnipropetrovsk, Ukraine.

Key words: knee, osteoarthritis, osteotomy, biomechanics.

The advantage of application of the implant with rigid fixed screw orientation for the osteosynthesis of the high tibial opened wedge osteotomy was shown by the way of stress state analysis of the special calculated model of the «bone-fixator» system.

Надійшла до редакції 19.04.2009 р.

© Український журнал екстремальної медицини імені Г.О.Можасєва, 2009
УДК 616.71 — 001.514 — 002.3

Иммунотомулирующий эффект лавомакса у больных с посттравматическим остеомиелитом большеберцовой кости

**А.К.Рушай, А.А.Белозеров, Л.И.Донченко, К.А.Бодаченко,
А.В.Степура, Р.В.Чучварев, А.А.Щадько,
Т.А.Колосова, С.А.Бессмертный**

НИИ травматологии и ортопедии Донецкого национального университета им. М.Горького (директор — профессор В.Г.Климовицкий), Центральная районная больница г. Волновахи (главный врач — Н.М.Безуглый)
Донецк, Волноваха, Украина

В работе отражены результаты наблюдения 62 больных с травматическим остеомиелитом нижних конечностей. Сроки воспалительного процесса составляли от 4 до 6 месяцев, т.е. процесс носил хронический характер. Наиболее частой локализацией поражения была большеберцовая кость — 39 (62,9%) наблюдений. Все больные наряду с традиционным лечением, включающим антибиотикотерапию, растворы аминокислот, НПВС, антикоагулянты, оперативное пособие, дополнительно получали лавомакс в дозе 125 мг один раз в сутки через день. Выявленный у больных с травматическим остеомиелитом иммунодефицит клеточного типа, который не компенсировался гуморальными и неспецифическими факторами защиты, свидетельствовал о необходимости и обоснованности применения лавомакса. К 7 суткам происходила активация гуморальных факторов защиты и нормализация активности клеточного звена иммунной системы; существующие тенденции имели развитие и в дальнейшем. Более быстрое заживление ран и снижение количества рецидивов, отсутствие аллергических реакций свидетельствовало о высокой клинической эффективности лавомакса.

Ключевые слова: остеомиелит, лечение.