

ОСОБЕННОСТИ СТРУКТУРЫ ПРОКСИМАЛЬНОГО ЭПИФИЗА БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ И ЭФФЕКТИВНОСТЬ ФИКСАЦИИ ОТЛОМКОВ ИМПРЕССИОННОЙ ЗОНЫ ОСКОЛЬЧАТЫХ ПЕРЕЛОМОВ МЫШЦЕЛКОВ БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

И.А. Воронкевич

*ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России,
директор – д.м.н. профессор Р.М. Тихилов
Санкт-Петербург*

Выполнен анализ структуры губчатой кости с использованием КТ и твердометрии, который выявил, что субхондральный слой эпифиза большеберцовой кости толщиной 10–15 мм, соответствующий толщине импрессионных фрагментов при переломах, имеет плотность и модуль упругости до 84,4% от нижнего порогового значения для компактной кости. С удалением вглубь от субхондрального слоя губчатая кость прогрессивно теряет плотность, а на глубине более 40 мм от хряща эти показатели приближаются к своему нижнему пороговому значению.

Анализ устойчивости фиксации импрессионного отломка к циклической нагрузке показал, что высокое расположение пластин с прохождением фиксирующих элементов сквозь субхондральный слой импрессионных отломков костей на уровне 5–7 мм от суставной поверхности, которое достигается путем анатомического моделирования пластин, является более надёжным. Высокое (субхондральное) введение фиксирующих элементов позволяет выдержать достоверно ($p < 0,05$) большее количество циклов нагрузки (24066 ± 2015) даже без применения костного трансплантата, чем при расположении фиксирующих элементов на уровне глубже 20 мм и проведении винтов через костный трансплантат (2133 ± 446).

Ключевые слова: плотность и твёрдость губчатой кости, фиксация импрессионных фрагментов, переломы мыщелков большеберцовой кости.

CHARACTERISTICS OF PROXIMAL TIBIAL EPIPHYSIS STRUCTURE AND EFFECTIVENESS OF IMPRESSION FRAGMENTS FIXATION IN TIBIAL CONDYLAR FRACTURES (*IN VITRO* STUDY)

I.A. Voronkevich

*Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics
Director – R.M. Tikhilov, MD Professor
St. Petersburg*

The structure of cancellous bone of the proximal tibial epiphysis using CT and measurement of Leeb hardness was investigated. The author found that subchondral layer as thick as 10 – 15 mm which corresponds with the thickness of impressed fragments of tibial condylar fracture has the density and elasticity modulus up to 84,4% of lowest threshold value of the compact bone. In more deep layers from cartilage the cancellous bone progressively loose it's density and hardness and deeper than 40 mm they reach their lowest threshold value.

Higher level of plating with screwing through impression fragment can persist significantly more ($p < 0,05$) cyclic loading (24066 ± 2015) even without bone grafting, than the same fixators inserted lower with deeper than 20 mm screwing through the bone graft (2133 ± 446 cyclic loading). Such application of the plate with passing screws through subchondral layer of impression fragments at the level of 5-7 mm from joint cartilage can be achieved by anatomic preoperational pre-bending of any fixator.

Key words: density and hardness of cancellous bone, fixation of the impression fragments, tibial condylar fractures.

Остеосинтез переломов мыщелков большеберцовой кости предполагает достижение достаточной прочности фиксации отломков, позволяющей безопасно применять раннюю разработку движений, направленную на восстановление их нормальной амплитуды одновременно с консолидацией перелома [1, 7, 14].

При оскольчатых переломах этой локализации сложнее всего фиксировать отломки в зоне импрессии, располагающиеся над костным дефектом [4, 12, 15]. Для остеосинтеза переломов мыщелков большеберцовой кости предложены разные устройства, отличающиеся материалом, формой фиксатора и строением основных фиксаторов.

сирующих элементов, а также наличием или отсутствием в них эффекта угловой стабильности [2, 9, 11]. И если эффект угловой стабильности достаточно подробно описан, то влиянию структуры эпифиза на возможность достижения стабильной фиксации уделено пока недостаточное внимание. Известно, что структура эпифизов вообще и проксимального эпифиза большеберцовой кости в частности неоднородна. В ней можно выделить компактную кортикальную пластинку, толщина которой снижается с 4 мм на метадиафизе до 0,5 мм на границе мыщелка [6, 8], и губчатую кость, наименее плотную в геометрическом центре эпифиза и наиболее плотную на субхондральном уровне [5, 9, 10, 11]. Большинство фиксаторов для остеосинтеза переломов мыщелков большеберцовой кости устроены таким образом, что основные фиксирующие элементы, ответственные за фиксацию импрессионных отломков, наиболее проблемных с точки зрения возможности их надёжной фиксации [3], ориентированы на уровень не самой высокой плотности и прочности, что предположительно может негативно влиять на надёжность фиксации [11, 13].

Цель настоящего экспериментального исследования – проанализировать распределение плотности и твёрдости губчатой костной ткани в эпифизе большеберцовой кости и связанную с ней возможность повышения надёжности фиксации импрессионных отломков при оскольчатых переломах мыщелков большеберцовой кости.

Материал и методы

Материалом для экспериментального исследования послужили 50 компьютерных томограмм пациентов с переломами мыщелков большеберцовой кости и 40 анатомических препаратов большеберцовых костей.

В первой серии эксперимента методом компьютерной томографии исследовали прочностные характеристики (плотность и жесткость) губчатой костной ткани эпиметафиза большеберцовой кости на разных уровнях удаления от суставного хряща мыщелков. Жесткость характеризовали модулем упругости E , измеряемым в мегапаскалях (МПа).

Для определения модуля упругости костной ткани эпифиза большеберцовой кости была проведена компьютерная обработка в программе Mimics 50 образцов компьютерных томограмм пациентов с переломами мыщелков большеберцовой кости в типичном для этих переломов возрасте – от 50 до 60 лет. Исследовали проксимальные отделы большеберцовой кости неповрежденной конечности. На томографических срезах во фронтальной плоскости при по-

следовательном удалении от суставного хряща эпифиза с шагом 5 мм на горизонтальных уровнях измеряли коэффициент абсорбции костной ткани в единицах Хаунсфилда (НУ). Плотность кости рассчитывали по формулам, предложенным разработчиком программы Mimics (фирма «Materialise»):

$$\rho = 1,067 \times \text{НУ} + 131 \text{ (кг/м}^3\text{)}$$

где ρ – плотность в кг/м³, НУ – коэффициент абсорбции костной ткани в единицах Хаунсфилда, а 1,067 и 131 – поправочные величины.

Полученную плотность использовали для вычисления модуля упругости по формуле:

$$E = \rho \times 3,64 - 506 \text{ (МПа)},$$

где E – модуль упругости (МПа), ρ – плотность, а 3,64 и 506 – поправочные величины.

Полученные значения для губчатой кости сравнивали с показателями компактной кости кортикального слоя исследуемых образцов. На основании сравнительного анализа был сделан вывод об оптимальных уровнях введения фиксирующих элементов пластин при остеосинтезе импрессионных переломов мыщелков большеберцовой кости.

Во второй серии эксперимента измеряли твердость костной ткани с целью определения участков максимальной прочности для размещения в них элементов, ответственных за стабильную фиксацию импрессионных фрагментов. Исследования были выполнены на 10 проксимальных эпифизах большеберцовых костей. Производили послойные распилы во фронтальной плоскости с интервалом 5 мм (по 5 срезов на кость). Каждый срез кости в виде пластины толщиной 5 мм наклеивали эпоксидной смолой на керамическую плитку для обеспечения жесткости фиксации к условно параллельной твёрдой поверхности и после полимеризации выполняли твердометрические исследования. Использовали динамический твердометрический аппарат ТКМ-359 с шариковым индентором диаметром 5 мм. Полученные данные заносили в таблицу и производили сравнительную оценку средних показателей твердости губчатой костной ткани на уровнях 0–10 мм, 11–20 мм, 21–40 мм, более 40 мм со средними показателями компактной кости.

Исследования устойчивости отломков импрессионной зоны к нагрузкам выполнены на 30 моделях перелома большеберцовой кости, на которой остеотомами единообразно формировали наиболее часто встречающийся перелом второго

типа по Shazker [14]. Для исследования использовали анатомически обработанные проксимальные трети большеберцовых костей, взятые от трупов людей в возрасте от 50 до 55 лет, типичном для этих переломов, со сходными антропометрическими параметрами и имеющих присущие им прочностные характеристики. Образцы диафизарной части кости заливали эпоксидной смолой в блок в форме прямоугольного параллелепипеда толщиной 45–50 мм для обеспечения вертикальности расположения кости и жесткого крепления образца к подвижной части вибростенда.

В третьей серии эксперимента исследовали устойчивость фиксации переломов с импрессионным компонентом, фиксированных разными устройствами с двумя уровнями расположения фиксирующих элементов. Имитацию наиболее часто встречающегося импрессионно-оскольчатого перелома II типа по Shatzker выполняли при помощи тонких остеотомов. При этом эпифизы костей рассекали, формируя свободный отломок кортикальной стенки и свободный отломок импрессионного участка суставной поверхности площадью в 4/5 поверхности латерального мыщелка (субтотальная импрессия). Под ним формировали зону дефекта (рис. 1 а, б), аналогичную той, которая встречается при реальном переломе этого типа с возможностью беспрепятственного импрессионного смещения – коллапса (проваливания в полость) свободного отломка суставной поверхности.

Полученные переломы фиксировали при помощи трех устройств: вильчатой пластины, Г-образной поддерживающей пластины с анатомической моделировкой и импортной пластины с угловой стабильностью винтов (ChM) с четырёхвинтовой системой фиксации импрессионного отломка в соответствии с технологиями применения каждого из устройств.

В первой серии испытаний фиксаторы моделировали так, чтобы проксимальные фиксирующие элементы (винты традиционных пластин или зубцы вильчатой пластины) располагались максимально высоко – на уровне 5–7 мм от суставной поверхности с прохождением ими импрессионного отломка (рис. 1 б). При этом трансплантат в полость костного дефекта не помещали, чтобы избежать его дополнительного стабилизирующего влияния на устойчивость фиксации.

Во второй серии испытаний такой же тип перелома фиксировали аналогичными конструкциями, но располагали их так, как удаётся установить Т- или Г-образную пластину без её анатомического моделирования. При этом проксимальные фиксирующие элементы вводили на уровне >20 мм от суставной поверхности и располагали их в губчатом костном трансплантате, которым в этом случае заполняли полость костного дефекта (рис. 1 д).

Исследуемый образец нагружали посредством специального устройства (рис. 2 а), содержащего груз-имитатор (1) массой 22,7 кг и скользящий шток (2) с регулировочной втул-

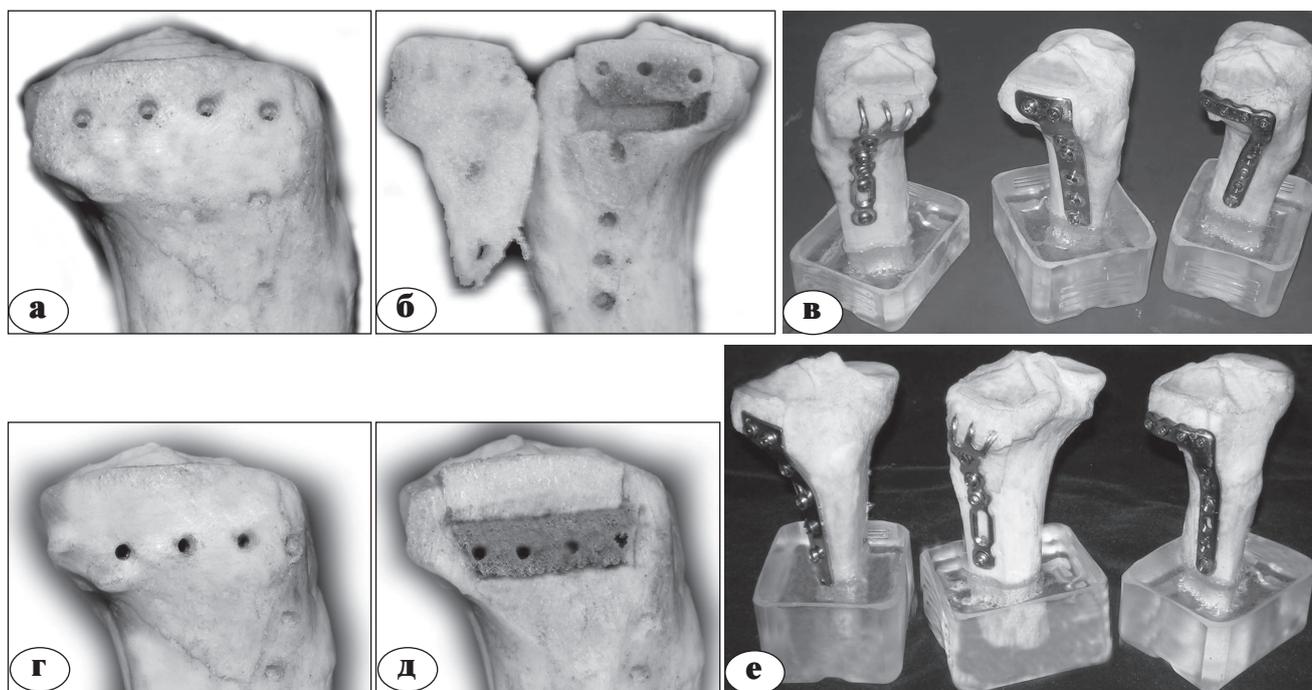


Рис. 1. Образцы с высоким (а-в) и низким (г-е) расположением проксимальных фиксирующих элементов пластин

кой (3) на неподвижном столике-треноге (4), которые позволяли точно направить нагрузку на костный отломок (5). При циклическом вертикальном возвратно-поступательном перемещении стола вибростенда (6) с частотой 5 Гц и амплитудой 5 мм через шток (2) передавались динамические нагрузки на отломок (5) суставной поверхности модели импрессионного перелома, зафиксированного каждым из трех исследуемых устройств при их установке на высоком (рис. 1 в) и низком уровнях (рис. 1 е).

Надежность фиксации определяли по количеству циклов, которые привели к коллапсу (проваливанию импрессионного отломка) или расширению суставного конца кости вместе с фиксатором. Точкой отсчета при измерении величины деформации служил маркер (8), относительно которого проводились измерения щупом (9) (рис. 2 б). Под действием циклических нагрузок исследуемый отломок суставной поверхности (5) постепенно опускался, и под маркером (8) появлялся зазор, который фиксировали щупами (9) с шагом 0,05 мм. Сигналом к измерению зазора служили показания контрольного датчика-акселерометра (10), отмечающего появление ударной нагрузки.

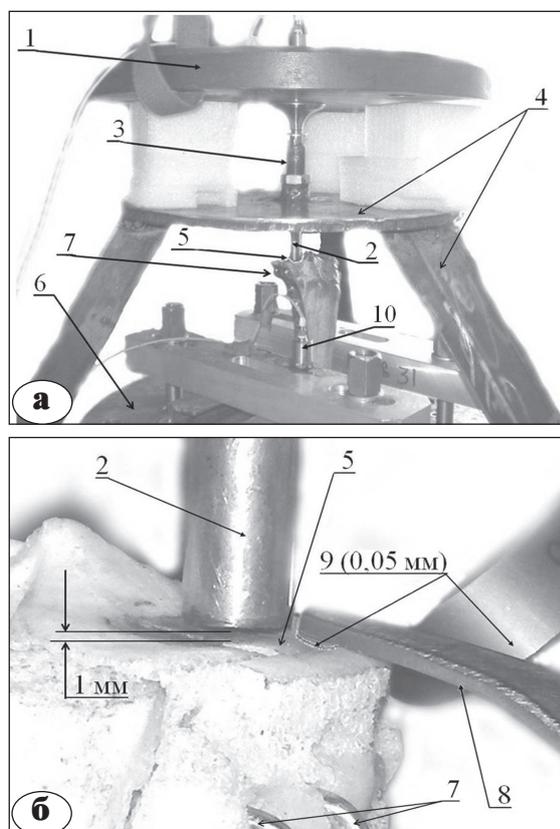


Рис. 2. Исследование устойчивости к нагрузкам на вибростенде: а – нагрузка на вибростенде; б – измерение импрессии щупом

Моментом окончания динамической нагрузки служило достижение смещения в 1 мм в любом направлении.

Разницу в надежности остеосинтеза на двух уровнях установки фиксаторов оценивали путем сравнения средних показателей количества циклов нагрузки до регистрации смещения на 1 мм в двух сериях опытов (см. рис. 2 б).

Нагрузку на образец определяли по формуле:

$$F = m \times a,$$

где F – сила, m – масса имитатора (груза), a – ускорение, развивающееся при пиковых колебательных нагрузках.

$$\text{Ускорение } a = f^2 \times a/250 = 4,9 \text{ м/с}^2$$

где f – частота 5 Гц, a – амплитуда перемещения – 5 мм = 0,005 м при движении вверх суммируется с ускорением свободного падения 9,81 м/с².

Тогда сила $F = (9,8 \text{ м/с}^2 + 4,9 \text{ м/с}^2) \times 22,7 \text{ кг} = 333,7 \text{ Н}$, что соответствовало максимальным нагрузкам на восстановленную суставную поверхность большеберцовой кости при разработке движений в послеоперационном периоде.

Результаты

Анализ измерений плотности кости по данным компьютерной томографии с применением пакета программ Mimics на основе пересчета единиц Хаунсфилда (HU) в плотность костной ткани и модуль упругости показал, что губчатая кость, находящаяся под суставными поверхностями, наиболее плотная в субхондральном слое. По плотности она занимает промежуточное положение между компактной и губчатой костью, а модуль упругости в поверхностных слоях достигает 84,4% порогового значения для компактной кости (табл. 1).

Было установлено, что толщина рассматриваемого субхондрального слоя колеблется в зависимости от степени остеопороза и составляет от 5 до 15 мм. С удалением от хряща губчатая кость теряет прочность за счет увеличения размеров пор губчатой структуры, обуславливающих потерю плотности, а на глубине более 40 мм в центре эпиметафиза большеберцовой кости начинает превалировать костный мозг.

Указанные особенности делают слои, расположенные глубже 15–20 мм, непригодными для соединения металла и кости, так как на этих уровнях удается эффективно использовать только фиксацию за кортикальный слой отломка.

Во второй серии эксперимента при измерении твердости костной ткани на фронтальных распилах верхней трети большеберцовой кости рас-

пределения твердости в образцах проводили при помощи динамического твердометрического аппарата ТКМ-359. Данные получены в относительных единицах Leeb, которые физически показывают отношение скорости отскока шарика-индентора к первоначальной скорости его удара о поверхность кости в исследуемой точке и позволяют судить о твердости материала. В таблице 2 представлены результаты твердометрии в сравнении с показателями плотности для своего уровня, полученными по КТ.

В третьей серии эксперимента была исследована устойчивость костных отломков импрессионной зоны к циклическим динамическим

нагрузкам с пиковой величиной 330 Н, характерной для режима разработки движений. При сравнении испытаний двух серий, по 15 образцов моделей переломов II типа по Shazker в каждой, фиксированных при помощи трех устройств с высоким субхондральным (5–7 мм от хряща) и низким (глубже 20 мм) расположением проксимальных фиксирующих элементов, была выявлена значительная разница в их эффективности (табл. 3). Образцы с высоким расположением фиксатора, при котором фиксирующие элементы проходят сквозь импрессионные отломки, без трансплантата выдержали

Таблица 1

Механические свойства губчатой костной ткани, рассчитанные по данным компьютерной томографии с применением пакета программ Mimics

Глубина слоя губчатой кости, мм	Механические характеристики костной ткани		
	Плотность		Модуль упругости E, МПа
	HU	кг/м ³	
0–5	619±42	791,5±45,9	2375,0±166,6
6–10	526±29	692,2±30,8	2013,6±112,5
11–15	319±51	470,0±54,9	1204,8±198,1
16–20	202±54	346,5±57,1	755,3±207,8
21–25	127±22	266,5±23,1	464,1±84,1
26–30	102±18	239,8±19,2	366,9±68,7
31–35	91±17	228±18,5	323,9±67,4
36–40	89±12	225,9±12,7	316,5±46,2

Таблица 2

Механические свойства губчатой костной ткани по данным твердометрии в сравнении с плотностью кости, рассчитанной в первой серии эксперимента

Глубина слоя губчатой кости от границы с хрящом, мм	Механические свойства эпифиза большеберцовой кости			
	Губчатая кость		Компактная кость	
	твердость, единицы Leeb	плотность, кг/м ³	твердость, единицы Leeb	твердость, кг/м ³
0–10	327±62	741±37	479±89	897±107
11–20	256±29	408±56	498±47	920±102
21–40	319±51	247±24	517±77	1312±147
>40	169±87	220±14	525±81	1325±192

Таблица 3

Средние показатели устойчивости к циклической нагрузке на моделях остеосинтеза перелома мыщелка большеберцовой кости второго типа по Shazker

Способ фиксации	Количество циклов до критического смещения	
	глубже 20 мм от хряща	5–7 мм от хряща
Г-образная пластина	1019±711	21285±2191
Вильчатая пластина	2179±527	25212±1819
Четырехвинтовая LP ChM	2181±491	24992±2102
В серии	2133±446	24066±2015

существенно большее количество циклов нагрузки ($p < 0,05$), чем образцы с низким расположением, при котором был использован костный трансплантат, сквозь который проведены винты или вильчатый клинок пластины.

Обсуждение

Проведённые исследования структуры губчатой кости эпифиза большеберцовой кости показали, что по мере удаления от хряща плотность и обусловленные ею механические свойства кости уменьшаются. *In vivo* уплотнённый субхондральный слой губчатой кости соответствует толщине импрессионных фрагментов, которые сами вследствие большей плотности не подвержены импрессии, но, опускаясь, сминаят глубже расположенную и менее плотную губчатую кость. Этот фактор (прогрессивное снижение прочности при удалении от поверхности эпифиза) может объяснить случаи нестойкости фиксации при низком расположении проксимальных винтов, ответственных за фиксацию отломков суставной поверхности.

Он также позволяет объяснить достаточную устойчивость остеосинтеза при использовании пластин без угловой стабильности винтов, подготовленных к операции с применением анатомического моделирования, при котором проксимальные отверстия выведены на уровень, соответствующий субхондральному слою, и позволяют точно фиксировать импрессионные отломки. Такой уровень следует считать оптимальным как при использовании традиционных устройств, так и при конструировании новых фиксаторов.

Эффективность любых накостных пластин можно повысить методом их анатомического моделирования по образцу большеберцовой кости соответствующей стороны и размера. При таком моделировании отверстия пластины, через которые проводят винты, ответственные за фиксацию отломков суставной поверхности, должны оказаться на таком уровне, при котором обеспечивается их прохождение сквозь импрессионные отломки. При невозможности такого моделирования эффективным оказывается применение дополнительных средств фиксации промежуточных импрессионных фрагментов – спиц или винтов. Дополнительные фиксирующие элементы вводят сквозь эти отломки в непосредственной близости от хряща с расположением внешнего их конца в компактной кости кортикального слоя повреждённого мыщелка, а внутреннего – в зоне межмышечкового возвышения и неповреждённой субхондральной кости противоположного мыщелка. Это позволяет стабилизировать промежуточные импрессионные отломки, а в сочетании с

применением костнопластического материала и остеосинтезом пластинами основных отломков обеспечивает достаточную стабильность для раннего восстановления функции, что является профилактикой вторичной импрессии и позволяет улучшить функциональные результаты

Выводы

1. По данным компьютерно-томографических и твердометрических исследований, субхондральный слой эпифиза большеберцовой кости толщиной 10–15 мм, который обычно соответствует толщине импрессионных фрагментов при переломах, состоит из наиболее прочной губчатой кости, плотность которой и соответствующий ей модуль упругости достигают 84,4% от нижнего порогового значения для компактной кости. Вглубь от субхондрального слоя губчатая кость прогрессивно теряет плотность и прочность, а на глубине более 40 мм в центре эпифиза эти показатели приближаются к своему нижнему пороговому значению. Поэтому оптимальным для фиксации импрессионных фрагментов является размещение фиксирующих элементов конструкций в пределах наиболее прочного субхондрального слоя.

2. Высокое расположение пластин с прохождением фиксирующих элементов сквозь субхондральный слой импрессионных отломков костей на уровне 5–7 мм от суставной поверхности, которое достигается путем анатомического моделирования пластин, позволяет выдержать достоверно большее ($p < 0,05$) количество циклов нагрузки (24066 ± 2015) даже без применения костного трансплантата, чем при расположении фиксирующих элементов на уровне глубже 20 мм и при использовании костного трансплантата, через который они проходят (2133 ± 446).

Литература

1. Ключевский В.В. Хирургия повреждений: руководство для хирургов и травматологов районных больниц. Рыбинск: Рыбинский дом печати; 2004. 784 с.
Klyuchevskiy V.V. Khirurgiya povrezhdeniy: rukovodstvo dlya khirurgov i travmatologov rayonnykh bol'nits [Surgery injury: a guide for trauma surgeons and district hospitals]. Rybinsk: Rybinskiy dom pechati; 2004. 784 s.
2. Кузнецов, И.А. Оперативное лечение компрессионно-оскольчатых переломов мыщелков большеберцовой кости. В кн.: Внутренний остеосинтез, проблемы и перспективы развития: тез. докл. науч.-практ. конф. СПб.; 1995. с. 34-36.
Kuznetsov I.A. Operativnoe lechenie compressionno-oskolchatykh perelomov myschelkov bolshebertsovoy kosti [Surgical treatment of compression-comminuted fractures of the tibial condyles]. In: Vnutrenniy osteosintez, problemy i perspektivy razvitiya: tez. dokl. nauch.-prakt. konf. SPb.; 1995. s. 34-36.

3. Ali A.M., El-Shafie M., Willett K.M. Failure of fixation of tibia plateau fractures. *J. Orthop. Trauma.* 2002;16(5):323-329.
4. Beris A.E., Soucacos P.N., Glisson R.R., Seaber A.V., Urbaniak J.R. Load tolerance of tibial plateau depressions reinforced with a cluster of K-wires. *Bull. Hosp. Jt. Dis.* 1996;55(1):12-15.
5. Finlay J.B., Bourne R.B., Kraemer W.J., Moroz T.K., Rorabeck C.H. Stiffness of bone underlying the tibial plateaus of osteoarthritic and normal knees. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1989;(247):193-201.
6. Goldstein S.A. Wilson D.L., Sonstegard D.A., Matthews L.S. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J. Biomech.* 1983;16(12):965–969.
7. Gössling T., Schandelmaier P., Marti A., Hufner T., Partenheimer A., Krettek C. Less invasive stabilization of complex tibial plateau fractures: a biomechanical evaluation of a unilateral locked screw plate and double plating. *J. Orthop. Trauma.* 2004;18(8):546-551.
8. Goulet R.W., Goldstein S.A., Ciarelli M.J, Kuhn J.L., Brown M.B., Feldkamp L.A. T relationship between the structural and orthogonal compressive properties trabecular bone. *J. Biomech.* 1994;27(4):375-389.
9. Jiang R., Luo C.F., Zeng B.F. Biomechanical evaluation of different fixation methods for fracture dislocation involving the proximal tibia. *Clin. Biomech. (Bristol).* 2008;23(8):1059-106.
10. Kamibayashi L., Wyss U.P., Cooke T.D., Zee B. Trabecular microstructure in the medial condyle of the proximal tibia of patients with knee osteoarthritis. *Bone.* 1995;17(1):27-35.
11. Kowalski M.J., Schemitsch E.H., Harrington R.M., Chapman J.R., Swiontkowski M.F. A comparative biomechanical evaluation of a noncontacting plate and currently used devices for tibial fixation. *J. Trauma.* 1996;40(1):5-9.
12. Lachiewicz P.F., Funcik T. Factors influencing the results of open reduction and internal fixation of tibial plateau fractures. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1990;259:210-215.
13. McRae R., Esser M. *Practical fracture treatment.* 5th ed. Edinburg etc: Churchill Livingstone; 2008. 447 p.
14. Schatzker J., McBroom R., Bruce D. The tibial plateau fracture. The Toronto experience 1968–1975. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1979;138:94-104.
15. Thomas C., Athanasiov A., Wullschleger M., Schuetz M. Current concepts in tibial plateau fractures. *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech.* 2009;76(5):363-373.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРЕ:

Воронкевич Игорь Алексеевич – д.м.н. заведующий научным отделением лечения травм и их последствий
e-mail: dr.voronkevich@inbox.ru.

Рукопись поступила: 30.05.13