

Рассуждения, приведенные в настоящей статье, основываются на позиции биомеханической целесообразности. Такой прием, примененный нами для понимания позовых характеристик, позволил высказать ряд положений, касающихся патогенеза сколиоза. Нам представляется целесообразным использовать данную схему рассуждений для объяснения генеза приспособительных процессов и при целом ряде других заболеваний опорно-двигательного аппарата.

ЛИТЕРАТУРА

1. Беленький В. Е. Биомеханические аспекты патогенеза и лечения диспластического сколиоза: Дис. ... д-ра мед. наук. — М., 1981.
2. Гурфинкель В. С., Коц Я. Н., Шик М. Л. Регуляция позы человека. — М., 1965.
3. Казьмин А. И. Двухэтапное оперативное лечение сколиоза. — М., 1968.

COMPENSATED AND DECOMPENSATED VERTICAL POSTURE IN PATIENT WITH SCOLIOSIS

V. E. Belenkiy, M. Yu. Popova

Loading of both legs when standing and walking was determined in 40 patients with III and IV degree of thoracic and combined scoliosis using "Kistler" dynamometric platforms. The results of the studies and the analyses of postural characteristics enabled to mark out two variants of the compensation of body disbalance that developed while primary spinal curvature forms. A number of tenets on scoliosis pathogenesis, prognostication of a course as well as on treatment are expressed.

Заметки на полях рукописи

1. Чем обусловлен «выбор» пациентом варианта компенсации? Определяется ли он состоянием мышечного корсета или всецело зависит от привычки занимать излюбленную позу? Если верно последнее, то лучший результат может быть получен при использовании контрольного сигнального устройства.

2. Важно проверить предположение о прогностическом значении позовых характеристик. Необходимо в динамике (на протяжении периода роста) зарегистрировать основные показатели позы, положение проекции общего центра масс и параметры, характеризующие деформацию позвоночника. Такой план исследования относительно легко реализовать.

3. Показана целесообразность применения трости при тяжелых степенях сколиоза. Однако врачу будет очень трудно убедить своего молодого пациента в необходимости пользоваться ею в повседневной жизни.

4. К сожалению, говоря о необходимости при хирургической коррекции позвоночника учитывать особенности вертикальной позы больного, авторы статьи даже не наметили пути реализации своего предложения. А мысль верная.

Канд. мед. наук А. М. Черкашов

© Н. П. Омеляненко, Г. М. Бутырин, 1994

Н. П. Омеляненко, Г. М. Бутырин

КОЛИЧЕСТВЕННЫЙ АНАЛИЗ МЕЖСТРУКТУРНОГО ПРОСТРАНСТВА КОМПАКТНОГО ВЕЩЕСТВА КОСТИ ЧЕЛОВЕКА

Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова, НИИГрафит, Москва

С помощью методического комплекса — электронная микроскопия, ртутная порометрия, газовая адсорбция — и последующей аналитической обработки данных получены новые количественные параметры межструктурного пространства компактного вещества кости человека.

Костная ткань является уникальным биологическим композитным материалом, который благодаря своей структуре способен выдерживать большие нагрузки в составе опорно-двигательного аппарата. Важную роль в обеспечении биомеханической функции и жизнедеятельности костной ткани играет межструктурное (межклеточное и межволоконное) пространство, представленное сложной системой сообщающихся между собой каналов, по которым осуществляется перемещение воды и растворенных в ней питательных веществ и метаболитов костных клеток. С помощью светового (СМ), трансмиссионного электронного (ТЭМ), сканирующего электронного (СЭМ) микроскопов костные каналы исследовались рядом авторов [2, 6, 12, 17, 18, 20]. Получены количественные данные о диаметрах центральных каналов и канальцев, размерах лакун по СМ-, ТЭМ-, СЭМ-фотографиям. Тем не менее сведения о костных каналах нельзя считать исчерпывающими. Применение физико-химических методов исследования, таких как ртутная и центробежно-масляная порометрия, математического моделирования [3—5, 8, 14], позволило дополнить характеристику костных каналов количественными данными [1, 9, 10, 19]. Следующий этап их изучения представлен в настоящей работе в форме комплексного электронно-микроскопического и физико-химического исследования. Целью работы являлось определение абсолютного и процентного значений объемов, занимаемых в кости межструктурным пространством, а также удельной поверхности исследуемых образцов с помощью газовой адсорбции.

Материал и методы. Исследованы образцы кортикальной части диафиза большеберцовых и плечевых костей 15 мужчин 30—55 лет, умерших от случайных причин, без патологии костной системы. Посмертный период — 6—12 ч. Образцы от каждого индивидуума фиксировали в течение 10 дней в 10 % нейтральном формалине и далее делили на две серии: А — образцы кости без дополнительной обработки, Б — подвергнутые декальцинации в 12 % растворе азотной кислоты. Образцы серии А после спиртового обезвоживания и вакуумирования делили также на две части. Серию 1А исследовали в СЭМ. Образцы серии 2А пропитывали метакрилатом и после полимеризации удаляли органическую часть кости 5 % раствором гипохлорита натрия, а неорганическую 10 % раствором азотной кислоты. Полученные

метакрилатные микрокоррозийные препараты системы костных каналов и клеточных лакун исследовали в СЭМ. Образцы серии Б также делили на две части: 1Б пропитывали целлоидином и готовили срезы для световой микроскопии, 2Б обезживали и исследовали в СЭМ. Образцы серий 1А, 2А, 2Б после обезживания в спиртах возрастающих концентраций и эфире вакуумировали и напыляли золотом в ионном напылителе ИВ-3 (фирма «Eico»).

Далее образцы исследовали в высокоразрешающем цифровом СЭМ «Hitachi S-800» (Япония) при различных ускоряющих напряжениях. Размеры исследуемых структур определялись с помощью стандартной шкалы, указанной на электронных микрофотографиях (рис. 1—4 на вклейке). Для трансмиссионной электронной микроскопии образцы кости после декальцинации фиксировали в 3,6 % растворе глутарового альдегида, 4 % растворе OSO_4 , обезживали спиртами восходящих концентраций и заливали в аралдит. Ультратонкие срезы, полученные на ультратоме LKB-III (Швеция), исследовали в ТЭМ «EM-902 Karl Zeiss» (Германия). Образцы серий 1А и 2Б после обезживания и вакуумирования изучали физико-химическими методами.

Характер пористой структуры ряда образцов (распределение величины удельного объема открытых пор V по размерам их эквивалентных радиусов $R_{\text{экв}}$) исследовали методом ртутной порометрии [3, 5, 14], используя автоматический прибор «AutoPore-9200» фирмы «Micromeritics» (США) с верхним пределом рабочего давления 414 МПа. Для обработки и последующего хранения информации прибор подключен к мини-ЭВМ типа 32/512 французской фирмы «Anigal-Utec». Этот прибор позволяет оценить характер распределения V в широком диапазоне размеров $R_{\text{экв}}$ (от 150 мкм до 1,8 нм), используя таблицу рабочих давлений из 84 заранее выбранных оператором точек. На костных образцах определяли величину кажущейся — d_k , пикнометрической («истинной») — $d_{\text{пикн}}$ плотности и открытой пористости в соответствии с методикой ГОСТ 2409—80. В качестве замещающей среды (жидкости) использовали изоктан эталонный (по ГОСТ 12433—83). Величину удельной поверхности $S_{\text{уд}}$ образцов кости вычисляли по БЭТ, проводя определение прямолинейного участка изотермы физической адсорбции II типа [4] манометрическим методом с помощью прибора «Accu-Sorb-2100» фирмы «Micromeritics» (США). В качестве адсорбата применяли криптон высокой чистоты.

Результаты и их обсуждение. Основным функциональным звеном компактного вещества кости является комплекс коллагеновых структур и минерализованного основного вещества, который, выполняя опорную функцию, нуждается в постоянном обновлении. Доставка пластического материала и выведение продуктов метаболизма в кости осуществляется по межструктурному пространству, представленному широко развитой сетью связанных между собой каналов. Каналы различаются по размерам, направлению, назначению, хотя и являются участками единой системы. Каждая из групп ка-

налов имеет в литературе определенное название: центральные каналы, прободающие, соединяющие (радиальные) каналы, каналцы, лакуны, межфибриллярные и межкристаллические промежутки.

Центральные каналы имеют диаметр 30—150 мкм (см. рис. 1). В их просвет открываются прободающие и соединяющие каналы диаметром 30—60 мкм, каналцы диаметром 1,5—0,1 мкм. Последние обеспечивают связь лакун между собой, с центральными каналами, лакун и межструктурных пространств, расположенных вне системы каналов (см. рис. 2, 3). Поэтому каналцы имеют различную ориентацию. Значительная часть их расположена вдоль центральных каналов, другая часть имеет радиальное направление по отношению к ним. Встречаются места, где в трехмерной сети каналцев не прослеживается никакой преимущественной ориентации. Протяженность неразветвленной части каналцев составляет 5—25 мкм. Проследить весь непрерывный путь каналцев достаточно сложно, так как они ветвятся и анастомозируют. Каналцы с лакунами соединяются двумя способами: непосредственно либо общим для 2—3 каналцев стволом, который открывается в лакуну (см. рис. 4). Лакуны являются местами пребывания клеток (см. рис. 4). Ширина их 8—15 мкм, длина 25—35 мкм. Одна клеточная лакуна может соединяться с 20—40 каналцами. Метакрилатные слепки клеточных лакун имеют разнообразную форму: плоскую звездчатую (см. рис. 4), веретенообразную, шаровидную.

В результате проведенного исследования пористости костных образцов найдено, что открытая (доступная) пористость (P_d) образцов обезживенной кости (вакуум 0,1 мкм рт. ст., температура 40 °С, откачка 130 ч) составляет 11—13 % от общего тканевого объема. Остальная часть кости представлена минеральным и органическим компонентами. При этом кажущаяся плотность d_k обезживенных образцов кости колеблется от 1,79 до 1,84 г/см³, а пикнометрическая $d_{\text{пикн}}$: по изоктану — от 2,057 до 2,074 г/см³, по гелию — от 2,10 до 2,25 г/см³. Удельный объем V открытых (доступных для ртути) пор колеблется от 0,055 до 0,077 см³/г (для плечевой кости $V=0,109$ см³/г), а величина удельной поверхности $S_{\text{уд}}$ изменяется в пределах 0,44—1,95 м²/г (для образца плечевой кости $S_{\text{уд}}=0,13$ м²/г).

По данным ртутной порометрии построены интегральные кривые, отражающие этапы заполнения ртутью порового (межструктурного) пространства исследуемых образцов кости от больших пор к меньшим (рис. 5). Каждая кривая характеризует один исследуемый образец. Наблюдается хорошая повторяемость кривых. Кривые 4, 4', 5, 6 отражают распределение порового пространства неизменной обезживенной кости, кривые 1, 2', 2, 3 — декальцинированных костных образцов.

Анализ этих кривых распределения величины V по размерам эквивалентных радиусов пор $R_{\text{экв}}$ для исследованных образцов кости показывает наличие в пористой структуре кости трех групп преобладающих пор с размерами $R_{\text{экв}}$

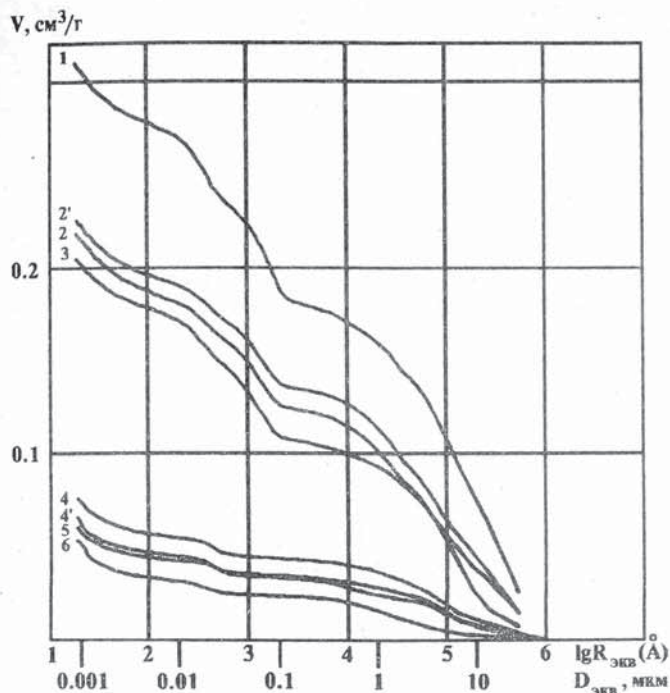


Рис. 5. Интегральные кривые распределения удельного объема порового (межструктурного) пространства компактного вещества кости по размерам эквивалентных диаметров (или радиусов).

4, 4', 5, 6 — образцы нативной кости; 1, 2', 2, 3 — образцы декальцинированной кости.

порядка 10, 0,06 и 0,003 мкм. На эти группы приходится соответственно 20—36, 6—14 и 17—27 % открытой пористости. Наличие каналов таких размеров в структуре кости подтверждается и снимками, полученными на СЭМ.

Селективное удаление из кости ее минерального компонента приводит к увеличению открытой пористости до 45 % от общего тканевого объема ($V=0,2-0,3$ см³/г), а также к увеличению удельной поверхности $S_{уд}$ до 4,6—62,2 м²/г. При этом снижаются значения d_k (0,96—1,17) и $d_{пикн}$ (по ртути 1,37—1,54 г/см³).

Анализ интегральных кривых распределения V для образцов деминерализованной кости свидетельствует о наличии в пористой структуре органической основы кости четырех групп пор с размерами $R_{экв}$ порядка 6—14, 0,2, 0,04 и 0,003 мкм, на которые приходится соответственно 25—29, 12—17, 9—11 и 4—9 % всей доступной пористости образцов. Появление в этом ряду группы пор с $R_{экв}=0,2$ мкм, по-видимому, обусловлено преобладающим размером структурных элементов, из которых построен растворенный минеральный компонент кости.

Удаление из образца кости ее органической части (после предварительного заполнения открытой пористости исходного образца метакрилатом) привело к появлению на кривой распределения одного максимума пор с $R_{экв}=0,01$ мкм, на который приходится более 60 % всей открытой пористости образца. При этом резко возросла величина $S_{уд}$ (100 м²/г), по-видимому, за счет микрокристаллической структуры минеральной составляющей кости, поверхность которой была блокирована органической матрицей. Кроме того, найдено, что d_k равно 1,31, а $d_{пикн}$ (по ге-

Результаты ртутной порометрии диафиза большеберцовой кости человека

Размер эквивалентных диаметров, нм*	Доля удельного объема пор (V) для исследованных образцов, %				
	1	2	3	4	среднее значение
113 636	5,2	3,7	1,9	1,8	3,15
37 974	9,7	8,9	3,8	7,2	7,4
28 517	2,9	3,7	1,0	3,6	2,8
22 796	4,0	3,7	1,9	3,6	3,3
19 011	2,9	4,7	1,4	4,2	3,3
15 000	4,0	3,7	1,9	4,2	3,5
6 000	8,6	4,7	12,5	9,3	8,8
3 000	5,7	10,5	9,1	7,5	8,2
1 500	6,9	5,2	7,2	6,6	6,5
750	4,0	3,7	2,4	3,0	3,3
500	1,2	3,1	1,0	1,2	1,6
300	1,2	0,5	0,7	0,9	0,8
214,2	0,6	0,8	0,7	0,9	0,8
150	1,2	1,0	1,0	0,6	0,95
50	12,0	12,6	11,1	11,4	11,8
30	1,7	2,0	2,9	2,4	2,3
21,4	1,7	2,1	2,4	1,8	2,0
15	1,7	1,6	1,9	1,8	1,8
10	3,4	2,6	3,4	3,0	3,1
7,6	2,9	3,1	4,3	3,0	3,3
6	4,0	3,1	4,8	4,2	4,0
5	4,0	4,2	6,7	6,0	5,2
<5	10,3	13,1	15,4	12,0	12,8

* В управляющей программе прибора "AutoPore-9200" характер кривых распределения был задан по эквивалентным радиусам ($R_{экв}$). В настоящей статье для удобства анализа радиусы переведены в диаметры (D).

лию) — 2,23 г/см³, величина P_d составляет 41,2 %, а объем пор-капилляров ΔV — 0,2 см³/г.

При сопоставлении результатов исследования общего объема межструктурного пространства по эквивалентным диаметрам при помощи ртутной порометрии (см. таблицу и рис. 5) с диаметрами костных каналов и канальцев, измеренными при изучении ТЭМ- и СЭМ-фотографий, определено процентное содержание объемов различных отделов межструктурного пространства компактного вещества костной ткани. Центральные и прободающие каналы, их анастомозы, имеющие диапазон диаметров 150—30 мкм, составляют 13,5 % от общего объема межструктурного (порового) пространства. На анастомозы и прободающие каналы диаметром 30—15 мкм приходится 10 %. Лакунарные пространства диаметром 15—1,5 мкм составляют 24,1 %. Канальцы размером 1,5—0,1 мкм занимают 19,3 % общего объема межструктурного пространства. Межфибрилярные и межкристаллические промежутки с эквивалентным диаметром 50—5 нм и меньше составляют 35,5 %. Приведенные выше данные подтверждают существование в компактной кости микроканальцев диаметром 20—150 нм [20]. Сравнение дифференциального распределения объема интерстициального пространства кости с таковым в хряще, сухожилии, коже показало выраженную специфичность кости, равно как и других тканей. При необходимости эта характеристика может быть использована для идентификации костной ткани.

В отличие от большинства тканей кость, являющаяся многофазным материалом, одинаково широко изучается как морфологическими, так и физико-химическими методами [7, 11, 15].

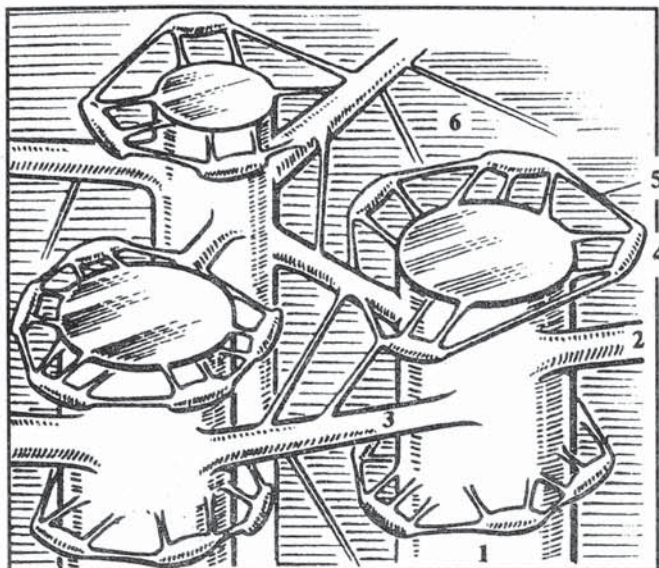


Рис. 6. Схема организации системы каналов в компактном веществе кости человека.

1 — центральные каналы, 2 — прободающие, 3 — соединяющие, 4 — каналцы, 5 — лакуны, 6 — межфибриллярные и междристаллические промежутки.

В гистологии пространства между твердыми компонентами костной ткани обозначаются как костные каналы, по которым перемещается жидкость и осуществляется доставка питательных веществ и выведение метаболитов. С физико-химической точки зрения эти пространства являются своеобразными порами, делающими кость пористым материалом. Такое строение определяет прочностные свойства кости. Одновременное использование при изучении одного и того же объекта двух самостоятельных методических подходов позволило нам получить достаточно объемную картину межструктурного пространства костной ткани, которую мы представили в обобщенной схеме (рис. 6).

Таким образом, в настоящем исследовании получены новые количественные параметры компактного вещества кости человека, а также показана возможность эффективного сочетания морфологических и физико-химических методов в исследовании костной ткани.

ЛИТЕРАТУРА

1. Абрисимов Г. Н., Луньков А. Е., Неклюдов Ю. А. // Тез. докл. VIII Всесоюз. конф. «Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение». — М., 1986. — С. 17.
2. Богонатов Б. Н., Гончар-Заикина Н. Г. // Арх. анатомии, гистологии и эмбриологии. — 1976. — Т. 70, вып. 4. — С. 53—60.
3. Бутырин Г. М. Высокопористые углеродные материалы. — М., 1976.
4. Варгафюк Н. Б. Справочник по теплофизическим свойствам газов и жидкостей. — М., 1972.
5. Грег С., Синг К. Адсорбция, удельная поверхность, пористость. — М., 1984.
6. Денисов-Никольский Ю. И., Докторов А. А. // Арх. анатомии, гистологии и эмбриологии. — 1987. — Т. 97, вып. 8. — С. 37—43.
7. Кнетс И. В., Пфафрод Г. С., Саулгозис Ю. Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. — Рига, 1980.
8. Ксенжек О. С., Калиновский Е. А., Петрова С. А., Литвинова В. И. // Журн. физ. химии. — 1967. — Т. XI, вып. 7. — С. 1602—1607.
9. Луньков А. Е., Неклюдов Ю. А. // Арх. анатомии, гистологии и эмбриологии. — 1986. — Т. 96, вып. 1. — С. 90—92.

10. Луньков А. Е., Абрисимов Г. Н. Порометрия костной ткани. — Депон. в ВИНТИ 14.04.87, № 2565—887.
11. Матвейчук И. В., Денисов-Никольский Ю. И. // Проблемы инженерной биомедицины: Труды МВТУ — М., 1985. — С. 433.
12. Модяев В. П., Утенкин А. А., Свешникова А. А., Карнова Н. А. // Арх. анатомии, гистологии и эмбриологии. — 1973. — Т. 67, вып. 5. — С. 69—82.
13. Омеляненко Н. П. // Арх. анатомии, гистологии и эмбриологии. — 1990. — Т. 98, вып. 6. — С. 77—83.
14. Плаченов Т. Г., Колосенцев С. Д. Порометрия. — Л., 1988.
15. Янсон Х. А. Биомеханика нижней конечности человека. — Рига, 1975.
16. Casley-Smith J. R. // 9th Europ. Conf. Microcirculation. — Antwerpen, 1976. — N 15. — P. 206—209.
17. Cohen J., Harris W. H. // J. Bone Joint Surg. [Am.]. — 1958. — Vol. 40. — P. 419.
18. Surtis T., Ashrafi S., Weber D. F. // Anat. Rec. — 1985. — Vol. 215, N 4. — P. 336—344.
19. Martin R. B. // CRC Crit. Rev. biomed. eng. — 1986. — Vol. 10, N 3. — P. 179—222.
20. Vose G. P. // Anat. Rec. — 1963. — Vol. 145, N 2. — P. 183—191.

QUANTITATIVE ANALYSIS OF INTRASTRUCTURAL SPACE OF HUMAN COMPACT BONE

N. P. Omelianenko, G. M. Butirin

Intrastructural space of human compact bone is a system of bone canals and occupies 11—13 % (specific volume $V = 0,06—0,08 \text{ cm}^3/\text{g}$) of total tissue volume. This space is distributed in the following way: central and perforating canals and their anastomoses ($d = 150—30 \mu\text{m}$) make up 13,5 % of total interstitial space; anastomoses and perforating canals with $30—15 \mu\text{m}$ diameter — 10 %, lacunar spaces ($d = 15—1,5 \mu\text{m}$) — 24,1 %, canaliculi ($d = 1,5—0,1 \mu\text{m}$) — 19,3 %, interfibrillary and intercrystalline spaces with $50—5 \text{ nm}$ and lower equivalent diameter — 35,5 %. Specific surface varies within limits of $0,44—1,95 \text{ m}^2/\text{g}$. Selective elimination of mineral component from the bone causes the increase of the intrastructural space volume up to 45 % of the total tissue volume. Specific volume $V = 0,2—0,3 \text{ cm}^3/\text{g}$. Specific surface increases 10—60 times. Curves of intrastructural space distribution change. Quantitative parameters of bone tissue are presented after analytical processing of data using complex: electron microscopy, mercury porometry, gas adsorption.

© Коллектив авторов, 1994

Ю. А. Марков, А. И. Кавешников, А. Е. Евграфов, Н. А. Слесаренко, И. С. Косов

ХИРУРГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ТОТАЛЬНОЙ ПЕРЕСАДКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА НА СОСУДИСТОЙ НОЖКЕ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ НА СОБАКАХ

Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова, Москва

Разработана экспериментальная модель тотальной пересадки коленного сустава на сосудистой ножке, обеспечивающая восстановление функции сустава в послеоперационном периоде. Установлено, что при анастомозировании сосудов с восстановлением сквозного кровотока по подколенной артерии достигается наиболее адекватное кровоснабжение трансплантата и всех сегментов конечности реципиента. Получены данные о процессе отторжения, которые могут быть использованы в исследованиях по аллотрансплантации сустава под прикрытием иммуносупрессоров нового поколения.

Проблема пересадки целых аллосуставов или их фрагментов продолжает занимать ортопедов, оставаясь нерешенной до настоящего времени. Предпринимавшиеся ранее подобные операции завер-