

*К 10-летию Центра стабильно-функционального остеосинтеза
при Елизаветинской больнице Санкт-Петербурга*

ЭВОЛЮЦИЯ ОСТЕОСИНТЕЗА

СБОРНИК НАУЧНЫХ ТРУДОВ

Под редакцией проф. А. И. Грицанова и
канд. мед. наук В. П. Хомутова



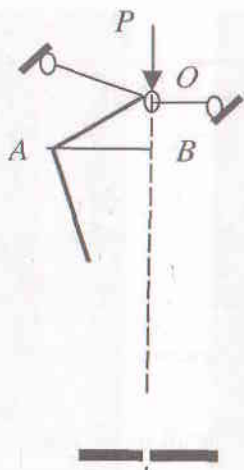


Рис. 3. Расчетная модель фиксации отломков бедренной кости.

Поскольку произошла пластическая деформация, то напряжения в пластине превысили предел текучести материала. Предел текучести титанового сплава пластины $\sigma_{0,2} = 800\text{--}1000$ МПа.

Пластическая деформация прекращается, если происходит упрочнение материала или будет устранено внешнее воздействие, вызвавшее деформацию (что наиболее вероятно, поскольку болевое ощущение будет влиять на поведение больного).

Рассмотрим вариант вертикального нагружения больной конечности, когда равнодействующая P сил проходит вдоль биомеханической оси конечности.

Расчетная схема конечности приведена на рис. 3. С учетом пространственного нагружения в системе возникает момент, вызывающий изгиб диафиза бедренной кости.

Пусть длина шейки бедра $|OA| = 65$ мм. Тогда длина отрезка, перпендикулярного линии действия силы P , $|AB| = |OA| \cos 40^\circ = 49,8$ мм. Момент, изгибающий диафиз, $M = P|AB| = P|OA| \cos 40^\circ$.

Поскольку значение силы и момента неизвестны, то определим момент из условия появления в опасном сечении пластины пластической деформации:

$$\sigma_{0,2} = M_T/W,$$

где $\sigma_{0,2}$ – предел текучести титанового сплава пластины, M_T – опасное значение изгибающего момента, W – момент сопротивления поперечного сечения пластины. Прием для сплава титана $\sigma_{0,2} = 1000$ МПа.

$W = J / (h/2)$, J – конструктивный момент инерции пластины, h – конструктивная высота сечения пластины. Значения конструктивного момента инерции и высоты сечения пластины определяются из экспериментов на растяжение и изгиб пластины.

$$J = 0,189 \cdot 10^{-9} \text{ м}^4, h = 3,29 \text{ мм}, \\ M_T = \sigma_{0,2} J / (h/2) = 115 \text{ Нм}.$$

Найдем значение силы P :

$$P = M_T/|AB| \Rightarrow P = 2309 \text{ Н}.$$

Это значение силы превышает значение веса тела человека $P_o = 700$ Н в 3,29 раза. Такая сила на больную конечность может возникнуть при быстрой ходьбе, когда величина нагрузки на ногу превышает вес тела в 4,73 раза. Близкие значения силы возникают при подъеме и спуске по лестнице, когда величина нагрузки на ногу превышает вес тела в 2,75 раза.

Наличие трости, имеющей значение дополнительной опоры, может играть или не играть определенную роль в зависимости от конкретной ситуации, в которой оказался больной.

Рассмотрим вариант резкого нагружения больной ноги весом тела, что возможно, если больной оступился или неосторожно пользуется транспортом. Смоделируем это состояние ударом тела массой m со скоростью v о твердую преграду (рис. 4).

Определим высоту h , с которой масса должна приземлиться с тем, чтобы напряжения в наклонной пластине достигли значения предела текучести $\sigma_{0,2}$.

Используем для этого формулу:

$$\sigma_{0,2}^2 = 3v^2 m E / (Fl),$$

где $m = 70$ кг, F – конструктивная площадь поперечного сечения пластины, $F = 0,758 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$, l – длина изогнутой части пластины, $l = 4 \cdot 10^{-4}$ м, g – ускорение свободного падения, E – модуль нормальной упругости материала пластины. Для титановых сплавов $E = 1,1 \cdot 10^{11}$ Па.

Учтем, что $v^2 = 2gh$, тогда $h = 0,067$ м. Здесь подразумевается, что преграда твердая. Если считать, что поверхность преграды податлива, то высота падения массы может быть несколько больше. Если же говорить о значении опасной высоты подъема ноги, то она может быть и не замечена больным, поскольку для ее достижения не нужно и прыгать.

Подобная схема может быть применена для оценки случая, когда человек неосторожно спускается по лестнице.

Таким образом, пластическая деформация пластины может произойти при нарушении режима реабилитации в ситуациях, которые могут быть формально оценены больным как не опасные.

ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛЕКТРЕТОВ В МЕДИЦИНЕ

В.П. Хомутов, Ю.А. Быстров, С.В. Василевич, В.Н. Корецкий

Явление «запоминания» заряда и поляризации, характерное для электретов, найдено к настоящему времени во многих веществах и системах биологического происхождения. Электретный эффект присутствует в большинстве важнейших биополимеров: белках, полисахаридах, ферментах и некоторых нуклеотидах. Наиболее значимые в биологии макромолекулы, такие, как коллаген, гемоглобин, ДНК и хитин, не только проявляют электретные свойства, но и могут иметь разные центры или «компарменты», запоминающие поляризацию, заряд-диполи и связанные с молекулами ионы. Электретное состояние костей тесно связано с электретным поведением коллагена. Электреты используют в качестве

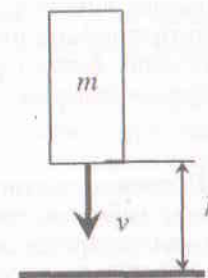


Рис. 4. Расчетная модель ударного нагружения конечности.

покрытий фиксаторов для остеосинтеза, сосудистых протезов (учитывая их антитромбогенные свойства), биологических мембран. Для лучшего понимания физики процесса необходимо кратко осветить проблему поляризации веществ.

Физика поляризации

Впервые понятие «диэлектрик» ввел М. Фарадей в 1839 г. в своей известной работе «Experimental researches in electricity». Он употребил термин «диэлектрик» для того, «... чтобы определить такое вещество, сквозь или поперек которого действуют электрические силы». Все вещества в природе в конечном итоге построены из положительных и отрицательных зарядов. В одних веществах эти заряды не сильно связаны друг с другом и могут свободно перемещаться под действием электрического поля – такие вещества относятся к проводникам. В других веществах заряды прочно связаны друг с другом – такие вещества называются диэлектриками. При помещении в электрическое поле этих веществ заряды, из которых они построены, не могут перемещаться на большие расстояния и поэтому не способны полностью заэкранировать внешнее электрическое поле. Поэтому внутри диэлектриков, согласно определению Фарадея, будет действовать электрическое поле.

Таким образом, все вещества можно условно разделить на диэлектрики, проводники и занимающие промежуточное положение между ними полупроводники. Деление это относительно условно, так как при различных физических условиях одно и то же вещество может вести себя как диэлектрик, проводник или полупроводник.

Существует некоторый критерий для отличия диэлектрика от полупроводника, а полупроводника от проводника. К диэлектрикам относятся все вещества, удельная электропроводность которых меньше $10^{-9} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$, а к проводникам – вещества с удельной электропроводностью больше $10^5 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$. Промежуточное положение занимают полупроводники. Отметим, что количественное различие в удельной электропроводности, как правило, ведет и к качественным изменениям.

Основой современной физики металлов, полупроводников и диэлектриков является зонная теория (квантовомеханическая теория твердого тела). Энергия электрона (источника электронной проводимости) имеет зоны разрешенных и запрещенных значений. Электрон может иметь целый ряд значений энергии – разрешенная зона, а целый ряд иметь не может – запрещенная зона. В основе теории лежит приближенное решение уравнения Шредингера. С точки зрения зонной теории кристалл является диэлектриком, т. е. его удельная проводимость $\gamma < 10^{-9} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$. Только в том случае, если ширина его запрещенной зоны достаточно велика, а точнее больше или равна 3 эВ, он может иметь только глубоко расположенные локальные уровни. Большую роль, подчас определяющую, в электропроводности кристаллов имеют дефекты кристаллической решетки (различного рода нарушения структуры кристалла, такие, например, как примесные атомы и др.). Диэлектрик в идеале должен вообще не иметь локальных уровней, что практически невозможно, или иметь их в

очень небольшом количестве и притом такие, которые лишь незначительно увеличивали бы его электропроводность. Последнему условию отвечают глубоко расположенные локальные уровни.

При помещении диэлектрика в электрическое поле в нем наблюдаются две основные группы явлений. Первая из них характерна только для диэлектриков. Она связана с тем, что внутри диэлектрика, находящегося в электрическом поле, всегда существует отличное от нуля внутреннее электрическое поле. Поэтому разноименные электрические заряды, из которых в конечном итоге построено любое вещество, будут смещаться друг относительно друга. Положительные заряды смещены по направлению поля, а отрицательные – в противоположном направлении. Смещение может происходить как на микроскопические, так и на макроскопические расстояния в пределах образца. Если же диэлектрик содержит полярные молекулы, то они будут повернуты электрическим полем. Всю эту группу явлений обычно называют **диэлектрической поляризацией**.

В реальных диэлектриках небольшое количество зарядов способно не только перемещаться на большие расстояния в электрическом поле, но и заряжаться, доходя до электродов, или переходить в металлические электроды (входить в диэлектрик). Эта группа явлений называется **электропроводностью**. Электропроводность в отличие от поляризации не является характерной особенностью диэлектриков.

При смещении зарядов диэлектрика (или поворота молекул-диполей) в электрическом поле каждый элемент объема диэлектрика, в пределах которого произошло смещение, приобретает дипольный момент, направленный вдоль внешнего поля. Размеры этих областей-диполей зависят от того расстояния, на которое сместились заряды. Они могут быть различными: от молекулярных размеров (что встречается чаще всего) до макроскопических (в пределах, равных размеру образца). В связи с этим диэлектрик в электрическом поле представляется составленным из отдельных элементных областей-диполей, ориентированных в одном направлении.

Определим поляризацию диэлектриков как состояние вещества, характеризующееся наличием дипольного момента у любого элемента его объема (элемент объема может быть взят в любом месте образца). Поляризация может возникать как под действием внешнего электрического поля (и исчезать после удаления поля), так и самопроизвольно (спонтанно). Последнее явление наблюдается только у отдельных видов диэлектриков (пирозлектриков и сегнетоэлектриков).

Будем подразделять поляризацию в зависимости от того, какие и на какое расстояние смещаются вызывающие ее частицы. Все частицы диэлектрика, способные смещаться или ориентироваться под действием внешнего электрического поля, можно отнести к двум видам: упруго связанные (сильно связанные) и слабо связанные. Процессу смещения упруго связанных частиц препятствует упругая сила. Упруго связанная частица имеет одно положение равновесия, около которого она совершает тепловые колебания. Под воздействием внешнего электрического поля частица смещается из этого положения равновесия на небольшое рас-

стояние. Это ведет к поляризации. Упругие силы, или лучше сказать квазиупругие, связывают электронную оболочку и ядро в атомах, атомы в молекулах, положительно и отрицательно заряженные ионы в кристаллах, дипольные молекулы в твердых телах.

В отличие от упруго связанных частиц слабо связанные частицы имеют несколько положений равновесия, в которых они в отсутствие внешнего электрического поля могут находиться с определенной вероятностью. Переход из одного положения равновесия в другое осуществляется под воздействием флуктуации теплового движения. Частица колеблется около положения равновесия, затем через некоторое время скачком меняет это положение равновесия на другое. В новом положении равновесия она также испытывает тепловые колебания до тех пор, пока под воздействием флуктуации не изменит его. Время ожидания, время колебаний в определенном положении равновесия зависит от того силового поля, в котором находится смещающаяся частица (высота потенциального барьера между равновесными положениями), и от температуры диэлектрика. Во внешнем электрическом поле энергия частицы в равновесных состояниях изменяется, так что частица занимает их с другой вероятностью, чем при отсутствии поля. В результате положительно заряженные частицы смещаются относительно заряженных (как правило, на большие расстояния, чем при упругом смещении). Появляется асимметрия в распределении заряженных частиц, т. е. поляризация. Основную роль в этом процессе играет тепловое движение. Именно оно направленно перебрасывает частицы в присутствии внешнего электрического поля и возвращает их к хаотическому распределению после удаления поля. Тепловое движение не только «помогает», но и «мешает» (противодействует) смещающимся частицам как можно больше сместиться или повернуться в направлении внешнего поля.

Соответственно с изложенной картиной поляризацию разделяют на **упругую и релаксационную** (или тепловую). В статической физике под релаксационным процессом понимают явление установления равновесного состояния в системе, состоящей из множества частиц, находящихся в тепловом движении. Релаксационная поляризация является частным видом релаксационного процесса.

Поясним сущность релаксационной поляризации на примере дипольного диэлектрика, например дипольного кристалла. При отсутствии внешнего электрического поля молекулы-диполи распределены хаотически, т. е. имеют различные ориентации, хотя и занимают вполне определенные положения в кристаллической решетке. После наложения электрического поля молекулы-диполи будут стремиться расположиться вдоль поля. Через некоторое время установится равновесное состояние. В равновесном состоянии молекулы-диполи не располагаются строго вдоль поля, так как этому мешает тепловое движение, а имеют лишь некоторую преимущественную ориентацию вдоль поля. При снятии электрического поля тепловое движение дезориентирует молекулы-диполи, и опять устанавливается равновесное состояние, которое в данном случае соответствует хаотической ориентации дипольных молекул.

Итак, поляризация, возникающая при смещении упруго связанных частиц, называется упругой поляризацией, а слабо связанных частиц — релаксационной. В зависимости от того, какие частицы смещаются, упругая и релаксационная поляризация подразделяются на несколько видов.

Существует четыре вида упругой поляризации. Наиболее распространенным видом является **электронная упругая поляризация**. Если при электронной поляризации происходит смещение электронных оболочек атомов (ионов) или молекул, которые в свою очередь также состоят из атомов, то электронная поляризация наблюдается у всех диэлектриков в любом агрегатном их состоянии. Время ее установления составляет 10^{-14} – 10^{-15} с.

Следующим видом упругой поляризации является **атомная поляризация**. При атомной поляризации происходит смещение атомов, составляющих молекулу, друг относительно друга в электрическом поле. Это возможно потому, что при образовании любой молекулы из отдельных атомов происходит перераспределение электронов между атомами, из которых построена молекула. Электроны переходят от одних атомов к другим. Поэтому одни атомы в молекуле оказываются заряженными более положительно, а другие — более отрицательно относительно их нейтрального состояния в изолированном виде. Разумеется, в электрическом поле внутри такой молекулы произойдет смещение атомов друг относительно друга, т. е. возникнет индуцированный дипольный момент. Частным случаем атомной поляризации является **ионная упругая поляризация** молекул и кристаллов, обусловленная смещением положительно и отрицательно заряженных ионов от их равновесных положений в электрическом поле. Такого рода поляризация наблюдается в ионных кристаллах, например в каменной соли. Время установления атомной поляризации больше, чем электронной, так как в этом случае смещаются более тяжелые частицы. Смещение атомов (ионов), а следовательно, и установление атомной поляризации происходит за время 10^{-1} – 10^{-14} с. Наконец, иногда в молекулярных кристаллах, состоящих из дипольных молекул, наблюдается упругое смещение дипольных молекул при условии, если они не могут изменять свои первоначальные равновесные ориентации под воздействием флуктуации теплового движения. Если представить себе, что молекула-диполь упруго связана в решетке кристалла, то в электрическом поле на нее будет действовать пара сил, она упруго повернется, изменяя свою первоначальную ориентацию.

Релаксационная поляризация также разделяется на несколько видов в зависимости от того, какие частицы релаксируются и на какие расстояния. Если слабо связанными релаксирующими частицами являются дипольные молекулы газов, жидкостей или твердых тел, способных ориентироваться под действием внешнего электрического поля, то релаксационная поляризация называется дипольной или ориентационной поляризацией (в отличие от ионной упругой поляризации). Слабо связанный ион, в отличие от упруго связанного иона, способен не только совершать тепловые колебания относительно некоторого положения равновесия в

кристаллической решетке, но и скачком изменять свое равновесное положение на другие под воздействием флюктуации теплового движения. При этом он остается в пределах некоторого микрообъема, который представляет собой глубокую потенциальную яму. Появление слабо связанных ионов (и электронов) обусловлено дефектами кристаллической решетки. Аналогично ионам, слабосвязанными частицами могут быть электроны. В этом случае релаксационная поляризация называется электронной тепловой поляризацией (в отличие от электронной упругой поляризации).

Помимо рассмотренных видов релаксационной поляризации в твердых диэлектриках часто наблюдается еще одна разновидность, тесно связанная с электропроводностью – объемная или высоковольтная поляризация. Под термином объемная поляризация стали понимать ряд явлений, сходных между собой в том, что они вызывают поляризацию в диэлектрике за счет образования в нем объемных зарядов. Сущность объемной поляризации состоит в следующем. При движении носителей тока через диэлектрик под действием электрического поля может случиться, что они или не полностью доходят до электродов, или подходят к электродам, но не разряжаются. Тогда в диэлектрике образуются объемные заряды – положительный у катода и отрицательный у анода. Заряды в диэлектрике оказываются смещенными, но не на микрорастоянии, как при обычных видах поляризации, а на макрорастоянии. Причины этих явлений до сих пор полностью не выяснены. Продвижению свободных зарядов могут мешать дефекты кристаллической решетки, которые способны в некоторых случаях захватывать электроны и ионы. Иногда ионы, дошедшие до электродов, по какой-либо причине не успевают полностью разрядиться за то время, в течение которого к электродам подходят новые ионы, а электроны, дойдя до электродов, перейти в металл. Это ведет к образованию приэлектродных объемных зарядов. Последний случай может иметь место и в жидких диэлектриках. Накоплению объемных зарядов мешает тепловое движение, которое старается разбросать заряд; электрическое поле стремится создать объемный заряд, а тепловое движение путем диффузии его уничтожить. Поэтому объемную поляризацию можно считать разновидностью релаксационной поляризации. К этому же виду относится поляризация, возникающая в том случае, если диэлектрик содержит макровключения. На поверхностях раздела неоднородностей такого диэлектрика в электрическом поле могут накапливаться объемные заряды и вызывать поляризацию.

Применение электретов при внутреннем остеосинтезе

Оптимизация остеорепаляции путем коррекции нарушений биоэлектротрогенеза посредством электростатического поля определила возможность их применения в травматологии и ортопедии.

Обнадеживающие результаты экспериментальных исследований послужили основанием для клинического применения электретов, и в феврале 1981 г. впервые был выполнен остеосинтез у больного с переломом

костей голени. В настоящее время накоплен опыт применения электретов у более чем 500 пациентов.

Применяемые в настоящее время для оперативного лечения имплантаты, покрытые диэлектриком, в электретном состоянии воздействуют на костную ткань в области перелома квазистатическим электрическим полем, что сокращает сроки лечения и сводит к минимуму послеоперационные осложнения. При этом имплантат с электретным покрытием превращается из пластины, обеспечивающей механическую фиксацию поврежденной кости, в физический электронный прибор, стимулирующий ее сращение в оптимальных с точки зрения энергетики условиях.

Результаты клинического применения электретов при интрамедуллярном остеосинтезе*. Остеосинтез бедренной кости осуществляли открытым ретроградным способом, большеберцовой – закрытым антеградным введением штифта после ручной репозиции и фиксации голени гипсовой повязкой.

Электреты использовали при остеосинтезе бедренной кости у 20 и большеберцовой – у 12 пострадавших. Стержни электризовали в отрицательном коронном разряде. Разность электрических потенциалов электретов после их термостабилизации при 180° (использовался политетрафторэтиленовый диэлектрик) в течение 60 мин составляла 1000±105 В с экспоненциальным распределением градиента 140 В/см. Электреты помещали в вогнутую часть штифта, ориентируя его центр в области перелома.

В послеоперационном периоде, как правило, после снятия швов, больным разрешали дозированную осевую нагрузку на оперированную конечность и, постепенно увеличивая, через месяц доводили ее до полной. Комплексная реабилитация включала ЛФК, ФТЛ и санаторно-курортные факторы.

Результаты клинических наблюдений подтвердили данные экспериментальных исследований, доказывающие влияние электрических процессов на остеорепаляцию при интрамедуллярном остеосинтезе. После остеосинтеза с применением электретов костная мозоль отличалась большими размерами, ранней компактизацией и перестройкой, что способствовало активному одновременному проведению лечения и реабилитации пострадавших, раннему восстановлению работоспособности.

Результаты клинического применения электретов при накостном остеосинтезе. Коррекция нарушений статического электрогенеза с помощью ЭСО или электретов оптимизировала условия для остеорепаляции после остеосинтеза пластиной ТРХ у больных с ложными суставами костей голени. За счет сокращения сроков анатомического и функционального восстановления увеличилось количество отличных результатов. В то же время использование электретов отличалось простотой,

* Под динамическим наблюдением в сроки от 13 мес до 3,2 года находилось 147 больных (мужчины) в возрасте 19–36 лет с множественными и сочетанными переломами костей голени (29) и бедра (118), у которых применяли интрамедуллярный остеосинтез после 3–14-дневного скелетного вытяжения или заживления мягкотканой раны (отсроченный остеосинтез).

атравматичностью, безопасностью и экономичностью, так как не требовало имплантации электродов, применения довольно сложных и дорогих электростимуляторов, исключалась необходимость длительного послеоперационного наблюдения. Побочные эффекты воздействия электретов не выявлены.

Лабораторно-экспериментальными исследованиями доказано положительное воздействие электрета на рост и ориентацию остеогенных структур, минерализацию и перестройку костного регенерата.

В качестве электрета применяли пленку политетрафторэтилена (ПТФЭ) или анодного оксида титана, совмещенного с имплантатом. Пленки сополимера ПТФЭ наносили на поверхность фиксатора любой формы методом распыления водной суспензии с последующим оплавлением после высыхания. Толщина пленки составляла 30–40 мкм и полностью покрывала поверхность фиксатора с достаточной адгезией. Анодно-окисленную пленку (АОН) получали методом анодного окисления фиксатора, изготовленного из высокочистого тантала, либо на титановый фиксатор последовательно наносили покрытие из тантала в качестве подслоя и его окиси в качестве электретного слоя. Толщина использованного АОН тантала составляла 0,15–0,45 мкм.

Внешняя поверхность покрытий, непосредственно контактирующая с костью и окружающими мягкими тканями, имела отрицательный электрический потенциал по отношению к металлу фиксатора. Распределение электропотенциала по поверхности имплантата имело функциональный характер в зависимости от патологического процесса. Величина электретного потенциала в максимуме составляла 100–120 В/м для АОН тантала и 400–600 В/м для ПТФЭ. Электреты на основе АОН и ПТФЭ отличались высокой стабильностью, релаксация электретного состояния в первые сутки сменялась постоянством электрического поля. Через 4–6 мес пребывания электрета в биологической среде поверхностная плотность заряда создавала электрическое поле у поверхности электрета 10^5 В/м для АОН и 10^3 В/м для ПТФЭ, что обеспечивало положительное влияние на взаимодействие протеина молекул.

Таким образом, электреты на основе ПТФЭ и АОН тантала, совмещенные с имплантатами, отличаются достаточной адгезией, стабильностью электростатического поля, химической и биологической инертностью. Их использование повышает эффективность современных методов остеосинтеза за счет активации остеорепарации, сокращения средних сроков консолидации и перестройки костной мозоли в 1,5–2,5 раза, раннего восстановления механической прочности регенерата и кости. Дальнейшее совершенствование методов внутренней фиксации перспективно в направлении применения современных технологий и электромеханических принципов.

Технология изготовления электретных покрытий

Электретом называется диэлектрик, который, будучи наэлектризованным, способен в течение длительного времени создавать в окружающем его пространстве электрическое поле. Возникновение поля связано с

формированием диэлектриком пространственно разделенных областей с зарядами различных знаков. Величина напряженности электрического поля вблизи поверхности электрета и длительность существования поля зависят прежде всего от свойств материала диэлектрика, а также от геометрии электрета, способа и режима электризации, условий эксплуатации (температуры, относительной влажности, наличия закорачивающих цепей). Основными характеристиками электрета являются поверхностный потенциал $U_{\text{э}}$, эффективная поверхностная плотность заряда $\sigma_{\text{эфф}}$, однозначно определяющая величина $E_{\text{с}}$, время жизни τ электретного состояния. Значение τ для различных материалов может варьировать от секунд до десятков лет.

В принципе в качестве материала электрета могут быть использованы фторопласт или окись тантала. Однако фторопласт, обладающий высокой химической стойкостью, весьма пластичен, что серьезно осложняет его использование в механических инструкциях для травматологии и ортопедии. Стехиометрические покрытия окиси тантала с высокой адгезией к подложке практически идеально удовлетворяют требованиям медицины, но и их получение невозможно без применения самых современных технологий.

Нанесение пленок окиси тантала в рамках единого технологического процесса связано с рядом принципиальных трудностей, поэтому на первом плане был выбран путь создания на поверхности фиксаторов покрытий тантала с последующим их окислением до образования стехиометрического окисла. Краткое резюме по результатам этих работ может быть представлено в следующем виде: применение метода электронно-лучевого испарения тантала в вакууме позволяет получить сплошные беспримесные слои толщиной 3–5 мкм, обладающие высокой адгезией, однако для обеспечения одинаковых свойств пленок на поверхности протяженных фиксаторов необходимо использовать системы планетарного перемещения подложек в ходе технологического процесса. Это связано с тем, что электронно-лучевой источник парового потока является точечным, а транспорт атомов тантала от источника к подложке в вакууме 10^{-3} происходит в молекулярном режиме.

Методы электродугового и магнетронного распыления обеспечивают приемлемую чистоту наносимых слоев и, кроме того, в связи с квазидиффузионным режимом разлета атомов тантала позволяют получать пленки с одинаковыми свойствами на поверхности протяженных фиксаторов, а также фиксаторов сложных конфигураций.

Анодное окисление пленок тантала в растворе ортофосфорной кислоты позволяет получать качественные слои окиси тантала на поверхности фиксаторов только при условии минимальной концентрации загрязнений в пленках тантала и оптимальной толщине последних.

Влияние статического электрического поля электретов на остеогенез

Для репаративной регенерации костной ткани, обладающей собственными пассивными и активными электрическими свойствами с функ-

цией механоэлектрического преобразователя, электрические параметры фиксатора не могут быть безразличны.

Была исследована эффективность интрамедуллярного остеосинтеза при лечении тяжелых переломов путем совершенствования фиксаторов по их электрическим свойствам в интересах оптимизации условий для репаративного электрогенеза.

Объект и методики экспериментальных исследований. В трех сериях экспериментов на 72 половозрелых кроликах породы шиншилла массой 1,8–2,3 кг в асептических условиях под местной анестезией однотипно выполняли поперечную остеотомию лучевой кости на границе ее средней и дистальной трети. Антеградно через дистальный эпифиз отломки лучевой кости фиксировали интрамедуллярно одинаковыми по размерам штифтами из электропроводного титанового сплава (1-я серия), оксидированного тантала с диэлектрическими свойствами (2-я серия) или заряженными оксид-танталовыми штифтами в электретном состоянии (3-я серия). При колоколообразном по длине штифта распределении электрических зарядов наибольшая разность электрических потенциалов составляла 105 ± 5 В, в 3-й серии экспериментов формировалось электростатическое поле в окружающих имплантат биологических тканях с электроотрицательностью в области остеотомии. После операции и через каждую неделю оперированные конечности исследовали рентгенографически. Животных выводили из экспериментов на 28, 42 и 56-е сутки после остеосинтеза под наркозом. Эксплантированные из области остеотомии ткани фиксировали в нейтральном формалине, продольные срезы окрашивали гематоксилином и эозином и по Ван-Гизон.

При полипозиционной рентгенопланиметрии определяли динамики периостального мозолеобразования, выражая площадь новообразованного регенерата (S_k – 1-я, S_d – 2 и $S_э$ – 3-я серия) в процентном отношении к площади корковой пластинки на этом же уровне с учетом срока (t , нед). Сращение констатировали, если рентгенооптическая плотность интермедиарного регенерата и коркового слоя различалась не более чем на 7–9 % (погрешность измерения).

Во всех сериях экспериментов наблюдалась морфологически качественно однотипная, но количественно с различной степенью выраженности периостальная остеогенная реакция.

В контрольной серии рентгенологически выявились с нечеткими контурами напластования, частично перекрывающие со стороны периоста размытые концы костей. Через 4 нед площадь регенерата достигала $98,2 \pm 3,7$ % ($S_k = 19,56 \pm 72,47 \cdot \text{Log}(t)$; $r = 0,9994$) и в более поздние сроки постепенно уменьшалась ($S_k = 194,6 - 15,98 \cdot t$; $r = 0,999$), составляя $90,8 \pm 4,4$ и $56,4 \pm 7,2$ % на 42-е и 56-е сутки соответственно. Сращение в сроки до 6 нед установлено у 2 животных и до 8 нед – у 6. На гистопрепаратах на 14-е сутки интермедиарное пространство заполняли остеонидная и фиброзно-хрящевая ткани, периостальный регенерат был представлен мелкопетлистыми костными балками с участками фиброзной ткани. Вокруг электропроводного штифта отмечалась асептическая воспалительная реакция с атрофией и частичной резорбцией концов отломков костей.

Через 42 сут в регенерате преобладали неориентированные крупные балки, которые к 56-м суткам частично компактизировались, а вокруг штифта формировалась многослойная фиброзная капсула.

Во 2-й серии экспериментов (диэлектрик) периостальный остеогенез был значительно менее выраженным с постепенным увеличением размеров костного регенерата ($S_d = 24,2 \pm 45,59 \cdot \text{Log}(t)$; $r = 0,985$), которые не превышали $53,9 \pm 6,1$ %. Сращение к исходу 6 нед установлено у 2 животных, и до 8 нед – у 5. Гистологически на 4-й неделе между отломками определялась фиброзная и остеонидная ткани, на 6-й неделе – губчатая костная структура, и к 8-й неделе компактная костная ткань с признаками перестройки соединяла отломки лучевой кости. Тонкая фиброзная капсула окружала имплантат.

В 3-й серии экспериментов (электрет) сращение, за исключением одного случая, наблюдалось через 4 нед после остеосинтеза. В этот срок площадь веретенообразной периостальной костной мозоли достигала $134,9 \pm 8,6$ % ($S_э = -51,6 \pm 135,97 \cdot \text{Log}(t)$; $r = 0,998$) и в более поздние сроки ее рентгенооптическая плотность с уменьшением размеров регенерата ($S_э = 195,68 \cdot t^{-0,2827}$; $r = 0,972$) постепенно возрастала. Компактизация костных структур регенерата гистологически прослеживалась через 4–6 нед, к 8-й неделе корковый слой полностью восстанавливался, и периостальная мозоль медленно редуцировалась. Костные балки в области остеотомии и фиброзная капсула на остальном протяжении интимно окружали штифт-электрет по его периметру.

При сомнительной оценке экспериментальных результатов достоверно установлено влияние электрических свойств фиксаторов на формирование костного матрикса и его минерализацию.

После остеосинтеза электропроводными штифтами массивная полиморфная мозоль характеризовалась замедленной дифференцировкой и длительной перестройкой костных структур при выраженной резорбции концов отломков кости, явлениях асептического воспаления и инкапсулирования фиксатора. Сращение до 8 нед в этой серии наблюдалось только у $1/3$ животных. При использовании диэлектрических штифтов частота сращения была такой же, но регенерат отличался меньшими размерами и большей зрелостью по сравнению с контролем ($S_d = 5,92 \cdot 10^{-6} \cdot S_k^{3,301}$; $r = 0,999$). Электретные свойства фиксатора способствовали активизации периостального остеогенеза, раннему формированию костной мозоли ($S_э = 3,207 \cdot 10^{-3} \cdot S_k^{2,235}$; $r = 0,998$), ее созреванию и перестройке ($S_э = 40,32 \cdot S_k^{0,243}$; $r = 0,949$). Сращение к исходу второго месяца после остеосинтеза электретами наблюдалось в три раза чаще, чем в других сериях. Регрессивная зависимость $S_э$ от S_d ($S_э = -63,3 \pm 52,6 \cdot \text{Log}(S_d)$; $r = 0,999$) свидетельствовала об индуцирующем воздействии электретов на остеорепарацию.

Также была исследована эффективность применения электретов для оптимизации остеорепарации при накостном остеосинтезе в эксперименте и клинике.

Использовали электреты на основе политетрафторэтиленовой пленки марки Ф-4 толщиной 2000 мкм. Величина градиента электретной разно-

сти потенциалов пленки после электризации достигла 12500 ± 800 В/м.

В 2 сериях экспериментов на 48 беспородных собаках массой 13 ± 2 кг изучали особенности остеорепаляции после накостного остеосинтеза пластинок с использованием электретов (опытная серия), в контрольной серии применяли аналогичные, но незаряженные пленки*.

В I (контрольной) серии экспериментов через 6 нед после остеосинтеза рентгенологически отчетливо прослеживалась линия остеотомии и наблюдалась атрофия корковой пластинки в области перелома. Через 8–19 нед контуры костных фрагментов становятся нечеткими, периостальная мозоль соединяла отломки, в которых корковая пластинка под фиксатором истончалась. Спустя 3 мес определялось сращение, линия остеотомии местами не прослеживалась. Через 4 мес костная мозоль частично перестраивалась, но под фиксатором сохранились четкие признаки локальной атрофии костных структур.

В контрольных экспериментах модуль упругости изгибной деформации по мере образования костной мозоли постепенно возрастал от $66 \pm 3,7$ % на 2-м месяце до $95,3 \pm 4,0$ % к исходу 4-го месяца.

К концу 8-й недели губчатая костная ткань заполняла интермедиарное пространство, периостальная мозоль была представлена полиморфной костно-фиброзно-хрящевой тканью. Выраженная резорбция коркового слоя наблюдалась непосредственно под фиксатором. Истонченная корковая пластина содержала большое количество участков остеонидной и фиброзной ткани, по периметру которых выявлялись активные остеокласты. К 3 мес периостальная оссификация и резорбция корковой пластинки прогрессировали. Периостальная веретенообразная мозоль компактизировалась, но пластинчатые костные структуры имели хаотичное расположение. Через 16 нед после остеосинтеза периостальная мозоль уменьшалась в размерах. Интермедиарное пространство было заполнено пластинчатой костной тканью с признаками ориентации и перестройки. Частично восстанавливались структуры мозговой полости, но атрофия костной ткани под фиксирующей пластинкой сохранялась.

Во II серии экспериментов (с электретами) через 6–8 нед после операции линия остеотомии рентгенологически прослеживалась с большим трудом. Со стороны периоста и эндооста новообразованная ткань костной плотности соединяла отломки. На 10–12-й неделе целость большеберцовой кости полностью восстанавливалась.

При биомеханических испытаниях установлено восстановление прочностных параметров кости в процессе консолидации. Модуль упругой изгибной деформации через 8 нед составлял $79,2 \pm 2,6$ % относительно здоровой конечности, через 12 нед – $92,6 \pm 4,1$ % и спустя 15 нед он был равен $104,4 \pm 5,3$ %.

* **Методика исследования:** в асептических условиях под внутривенным наркозом выполняли поперечную остеотомию большеберцовой кости в средней трети и сопоставленные отломки фиксировали накостной пластиной с 6 винтами. Электрет в опытной серии или незаряженную пластинку в контроле размещали между пластинкой и отломками кости.

По данным гистоморфологических исследований, в опытной серии при использовании электретов остеорепаляция отличалась более активным формированием костных структур, ее завершенностью и ранней перестройкой костной мозоли. Через месяц после остеосинтеза губчатая костная мозоль соединяла отломки интермедиарно и периостально, к концу 2-го месяца в интермедиарном пространстве прослеживались пластинчатые костные структуры, эндостальная мозоль была представлена губчатой костной тканью, а периостальная мозоль была значительно меньших размеров, чем в контроле. К исходу 3-го месяца завершалась перестройка костной мозоли. Ограниченная резорбция корковой пластинки выявлялась только в области остеотомии через 4 нед после операции, а к исходу 2-го месяца претерпевала обратное развитие.

В I серии экспериментов накостный остеосинтез обеспечивал условия для сращения отломков, но на уровне фиксатора наблюдалась резорбция кости и снижалась ее механическая прочность. Под воздействием электретов (II серия) активизировалась остеорепаляция, атрофия костных отломков была менее выраженной, раньше восстанавливалась механическая прочность сросшейся большеберцовой кости и быстрее завершалась перестройка костного регенерата.

Биоэлектрические процессы во многом определяют энергетику и метаболизм соединительной ткани. Известно положительное влияние электростатических полей на формирование костного регенерата и его минерализацию при электростимуляции остеорепаляции. Доказано, что соединительная ткань обладает не только собственными электрическими свойствами, но и под воздействием электростатического поля электретов изменяется течение репаративных процессов. Изготовленные в виде гибких фторопластовых пленок, металлических (оксид тантала) или керамических фиксаторов, биоинертные электреты могут имплантироваться в живые ткани, сочетая механическую (остеосинтез, шов, интерпозит и др.) функцию и воздействие электростатического поля.

Успешное эмпирическое использование электретов при лечении более 500 больных и неясность механизма действия их электростатического поля определили необходимость изучения влияния электростатического поля электретов (ЭСПЭ). Было изучено влияние ЭСПЭ на рост фибробластов и энхондральный остеогенез в интересах оптимизации многофакторного воздействия ЭСПЭ на репаративную регенерацию*.

В опытной серии ко дну флакона прикрепляли электреты и культура клеток подвергалась воздействию постоянного электрического поля с разностью потенциалов (U) 24–120 В в разные периоды (T) от начала

* **Методика исследования.** Оценку ЭСПЭ на развитие фибробластов проводили в чистой культуре клеток по следующей методике. У практически здоровых людей без системных заболеваний во время ортопедических операций эксплантировали участок губчатой кости (тело позвонка, гребень подвздошной кости, вертел бедренной кости) размером $1,0 \times 0,5 \times 0,3$ см, помещали в питательную среду (10 мл 80 % среды 199+20 % сыворотки крови АВ (IV) здоровых людей). Культивирование проводили во флаконах Карреля с площадью дна 28 см^2 при температуре 37°C . Смену среды и удаление неприлипших клеток проводили на 4, 8, 12, 16, 20, 24, 28-е сутки.

культивирования (~4 нед) и с различной экспозицией (t, 1–5 сут). В контрольной серии пленки были незаряженными.

На 7, 14, 21, 28-е сутки культивирования клеток определяли количество колоний фибробластов, общее количество фибробластов в колониях и их размеры (в косом свете под микроскопом, ув. 280) без окрашивания клеток и нарушения стерильности.

Влияние ЭСПЭ на рост и дифференцировку фибробластов

Динамика увеличения количества фибробластов в контрольной группе описывается уравнением $y = 0,517 \cdot x^{9,296}$ с коэффициентом корреляции 0,995.

По срокам наблюдения количество клеток в поле зрения окуляра составляло $0,6 \pm 0,09$ в 1-ю неделю, 866 ± 62 – во 2-ю и 13940 ± 412 – в 3-ю неделю. К 4-й неделе все поле зрения было покрыто монослоем клеток, который не поддавался количественному учету.

В опытной группе анализ моделей функции $Q = F(U, t, T)$ выявил нелинейную зависимость исследуемых показателей, максимальное количество фибробластов достигало при разности потенциалов 92 В, продолжительности воздействия 4–5 сут, начиная с 5-го дня. При этих оптимальных параметрах количество фибробластов достигало $1,54 \cdot 10^4$, что составило 110,1 % по сравнению с контролем.

Нелинейная зависимость исследуемых показателей описывалась уравнением: $Y = 12666 + 1060U + 334t - 7134T - 1565U^2 + 200,4t^2 - 6812T^2 + 372,5Ut - 292,5UT - 3,5Tt$.

Анализ влияния различных уровней напряжения электрического поля на количество клеток (при этом брались оптимальные значения начала и периода воздействия) показал, что, начиная с уровня 9 В и до 120 В, опытные данные превышали контроль. Наибольшее количество фибробластов было получено при разности потенциалов 81–96 В.

Время воздействия электрического поля не оказывало существенного влияния на количество фибробластов в выбранном диапазоне (1–5 дней), хотя оптимум наблюдался в сроки 4–5 дней.

В сроки с 1-го по 11-й день применения электретов количество фибробластов значительно превышало контрольный уровень (оптимум воздействия приходился на 3–6-е сутки). Воздействие электрического поля в более поздние сроки приводило к угнетению развития фибробластов.

Качественная оценка динамики роста фибробластов в культуре тканей показала, что на 2–3-й неделе в опыте формировалась радиальная ориентация клеток вдоль силовых линий электрических полей. При оценке фибробластов, расположенных над центром электрета (максимум заряда), оказалось, что размеры клеток уменьшались, а их плотность на единицу площади возрастала. По мнению некоторых авторов, меньшие размеры фибробластов свидетельствуют об их больших регенераторных возможностях. В контрольной группе наблюдалось хаотическое расположение клеток.

На процесс развития фибробластов оказывают воздействие два ведущих фактора – механическая нагрузка и уровень обменных процессов.

Моделирование указанных процессов позволяет добиться образования различных видов тканей опорно-двигательной системы: от рубцовой до костной. В связи с этим представляет интерес реакция фибробластов в процессе их роста и развития на энергонесущие факторы, какими является электрическое поле электретов.

Положительное воздействие на регенерацию оказывает ЭСПЭ при расположении пленки отрицательно заряженной стороной к кости. Наряду с этим, имеет значение градиент напряжения. Оптимум был получен при 50 % от максимального заряда (60–64 В), при этом существенно увеличивалось количество фибробластов и размер колоний. Это воздействие особенно сильно прослеживалось в период наиболее активного размножения фибробластов, начиная с 4–5-го дня, и постепенно угасало в более поздние сроки. С увеличением времени воздействия имелась слабая тенденция к увеличению количества фибробластов.

Минерализация хрящевой ткани под воздействием ЭСПЭ

Постоянное электрическое поле оказывает воздействие на различные стадии остеорепарации. В целях выбора оптимального режима многофакторного воздействия дифференцированно на костную и хрящевую ткани в процессе их репаративной регенерации необходимо решить следующие вопросы: на каких стадиях репаративной регенерации возможно наибольшее влияние ЭСПЭ; как влияет продолжительность воздействия ЭСПЭ на репарацию и какие величины ЭСПЭ наиболее оптимальные; в какой степени ЭСПЭ оказывает воздействие на пролиферацию клеток и их минерализацию.

Для уточнения влияния различных параметров электрических полей на плотность костной и хрящевой ткани суставов в процессе остеорепарации выполнено 80 экспериментов на кроликах породы шиншилла.

Экспериментальные исследования на кроликах показали, что в зоне наибольших зарядов электретных пленок плотность хряща и прилежащих костных структур (субхондральная зона) практически не изменялась в IV серии экспериментов (положительный заряд). Тогда как во II и особенно III серии экспериментов достоверно ($p < 0,05$) увеличилась плотность в хрящевой и костной тканях на 12 ± 4 и 7 ± 2 % (в хряще) и на 12 ± 4 и 9 ± 3 % (в костной ткани) соответствующих серий исследований.

В суставах, расположенных проксимальнее максимума электрического поля, плотность хряща и костной ткани в III и IV сериях достовер-

Методика исследования. Под внутривенным наркозом 1 % раствором тиопентал-натрия обнажали грудину, удаляли переднюю корковую пластину, при этом с обеих сторон обнажали три грудинореберных сочленения и всю грудину. На раневую поверхность накладывали электреты на основе фторопластовой пленки Ф-4 с различными зарядами: (–) 64 ± 3 В (II серия); (–) 110–150 В (III серия); (+) 140–180 В (IV серия); контролем служили кролики с аналогичной травмой, которым накладывали незаряженные пленки. Животных наблюдали 2, 3, 4 и 5 нед с последующим выведением из опытов передозировкой тиопентал-натрия. После вычленения грудинореберных сочленений препараты подвергали денситометрии и морфометрии. При оценке минерализации подсчитывали плотность отдельно хрящевых участков в прилежащих к суставам участках костной ткани в сравнении с данными контроля.

но не отличалась от контроля, тогда как во II серии отмечено существенное увеличение плотности хряща (на 6,9 %) при практически неизменной плотности костной ткани.

В каудально расположенных суставах грудины показатели в IV и контрольной серии существенно не различались. Во II и III сериях выявлено различное повышение плотности костной ткани в сравнении с контролем: во II серии (хрящ/костная ткань) на 2,2 и 4,3 %, в III серии – на 12,2 и 10,5 %.

Исследование влияния ЭСПЭ на различные фазы репаративной регенерации костной ткани (начальные стадии моделировались культивированием фибробластов, более поздние оценивались по минерализации энхондральной костной ткани) позволило определить оптимальные параметры воздействия.

Максимальное количество фибробластов и наибольшая плотность костной ткани достигались при расположении пленки отрицательно заряженной стороной к костной ране с разностью потенциалов 60–96 В. Экспозиция не оказывала существенного влияния на остеорепарацию, которая была выражена при максимальных сроках, не ограничивая, таким образом, время пребывания электретов в тканях. Наиболее целесообразно раннее начало воздействия ЭСПЭ (в первые 3–6 дней) с целью оптимизации начальных стадий остеорепарации с учетом того, что это не влияет отрицательно на процессы минерализации костной ткани.

Наряду с улучшением репарации наблюдалось существенное увеличение минерализации костно-хрящевого регенерата при воздействии отрицательных зарядов ЭСПЭ (наибольшее влияние получено при $(-)$ 64 ± ±5 В). При этом наблюдался эффект не только в зоне максимума градиента электрического поля, но и в прилежащих тканях. В то же время ЭСПЭ с положительным знаком существенно не влияло на плотность хрящевой и костной ткани.

Таким образом, возможно целенаправленное раздельное воздействие на процессы пролиферации и минерализации костной и хрящевой ткани путем моделировки этих зарядов на конструкциях с электретным покрытием.

Заключение

1. Применение электретов при накостном остеосинтезе пластиной ТРХ у больных с переломами и ложными суставами длинных трубчатых костей улучшает результаты лечения за счет сокращения средних сроков анатомического и функционального восстановления. Использование электретов при накостном остеосинтезе в эксперименте предупреждает развитие атрофии отломков костей под фиксатором, активизирует остеорепарацию, сокращает средние сроки консолидации и перестройки костной мозоли, раньше восстанавливается механическая прочность регенерата и кости.

2. Целесообразно использование интрамедуллярных электретных фиксаторов при остеосинтезе. Так, при использовании электропроводных штифтов дифференцировка костной ткани в регенерате замедляется,

после остеосинтеза диэлектрическими штифтами снижается активность периостального остеогенеза, применение штифтов с электретными свойствами сопровождается ускоренным формированием, минерализацией и перестройкой костной мозоли. Применение электретов на основе политетрафторэтилена с разностью электрических потенциалов 1000 ± 105 В и с экспоненциальным распределением градиента 140 ± 10 В/см при интрамедуллярном остеосинтезе множественных и сочетанных переломов нижних конечностей оптимизирует условия для остеорепарации, повышает эффективность остеосинтеза, улучшает структуру результатов и способствует ранней реабилитации пациентов.

3. Электростатическое поле электретных пленок влияет на рост и ориентацию фибробластов в культуре тканей. Под воздействием электростатического поля электретов активизируется энхондральный остеогенез.

4. Целесообразно дальнейшее изучение проблемы использования имплантируемых электретов для оптимизации остеорепаративных процессов в травматологии и ортопедии.

ВЛИЯНИЕ ЭЛЕКТРЕТОВ НА ОПТИМИЗАЦИЮ КОЖНЫХ ПОКРОВОВ

С.В. Василевич

Известно, что изменение электрического потенциала биологических сред оказывает существенное влияние на процессы биосинтеза белка и пролиферацию клеток. Было доказано, что изменения окислительно-восстановительного потенциала биосред можно достичь блокированием ряда патохимических процессов, включая выброс факторов воспаления, при этом эффективность физико-химического воздействия сравнима с таковой для специфических фармакологических лигандов.

В экспериментах на беспородных белых мышах исследовано влияние титановых сеток со сплошным отрицательным электретным покрытием пятиоксида тантала на оптимизацию регенерации кожных покровов. В опыте использовали крыс массой 220–260 г, полученных из питомника РАМН «Рапполово» и содержащихся на обычном пищевом рационе. Повреждение кожи моделировали посредством накожной аппликации концентрированной серной кислоты в объеме 0,1 мл сроком 1 ч. Учитывая высокую регенераторную способность кожных покровов крысы, для более точной оценки испытываемых электретных покрытий осуществляли замедление регенерации посредством предварительного перорального введения крысам L-тироксина (фирма «Berlin-Chemi») в дозе 10 мг/кг в течение 1 нед. Указанная методика позволила после отторжения некротизированных кислотой тканей получить кожный дефект (рис. 1) размером до $1,5 \text{ см}^2$, не заживающий в течение 4 нед. После очищения раны проводили испытания экспериментальных образцов электретных покрытий.

Было сформировано 3 группы животных по 6 крыс в каждой: