

10

ОКТАБРЬ
1981 г.

ОСНОВАН
в
1927 г.

ОРТОПЕДИЯ ТРАВМАТОЛОГИЯ И ПРОТЕЗИРОВАНИЕ

Ежемесячный научно-практический журнал



МОСКВА—ХАРЬКОВ «МЕДИЦИНА»

УДК 616.71-001.5-085.842-036.8:616.71-003.9-092:612.75.014.423

С. С. Ткаченко и В. В. Руцкий

СТАТИЧЕСКИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ПОТЕНЦИАЛЫ КОСТИ И РОЛЬ ВЕКТОРА ПОЛЯРИЗАЦИИ ПРИ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ ОСТЕОРЕПАРАЦИИ

Кафедра военной травматологии и ортопедии (нач.— проф. С. С. Ткаченко)
Военно-медицинской академии им. С. М. Кирова

В настоящее время отечественными и зарубежными учеными доказана возможность активизации процессов репаративной регенерации костной ткани с помощью электрического тока малой величины [1—5, 7, 10, 13]. Теоретической предпосылкой для электростимуляции остеорепарации (ЭСО) является возможность коррекции различных нарушений электрогенеза костной ткани, обусловленных травмой, заболеваниями или действиями хирурга.

Костная ткань обладает активным электрогенезом [6, 8, 9, 11], проявляющимся в формировании квазипостоянных статических электрических потенциалов кости (СЭПК) с закономерной для геометрии кости стереометрией и динамических нагрузочных электрических потенциалов кости (ДЭПК). Отдавая предпочтение тем или иным видам электрогенеза, исследователи для их моделирования использовали различные виды электрического тока [2, 3, 12, 14]. Не-

сомненно, что для решения проблемы ЭСО, направленной на оптимизацию процессов репарации, необходим комплексный подход с учетом электрофизиологии костной ткани.

Учитывая, что проведение ЭСО является агрессивней по отношению к физиологическим процессам электрогенеза, мы поставили целью в настоящем исследовании изучить особенности и зависимость остеорепарации от вектора поляризации ЭСО, сочетающих постоянную и импульсную электрические составляющие и направленных на коррекцию СЭПК и ДЭПК.

Для достижения поставленной цели в 5 сериях проведено 168 экспериментов на беспородных половозрелых собаках массой 9—14 кг.

Методика экспериментов состояла в следующем. После премедикации под внутривенным гексеналовым наркозом, в асептических условиях, на внутренней поверхности верхней трети большеберцовой кости ниже бугристости с помощью трафарета в кор-

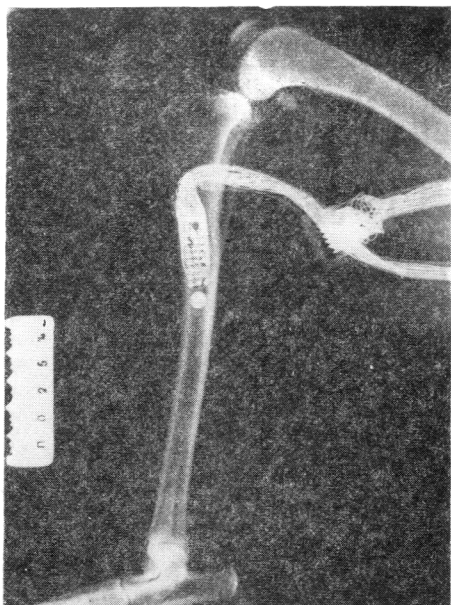


Рис. 1. Рентгенограмма костей голени подопытного животного I серии экспериментов. В стандартные отверстия имплантирован матричный электрод для измерения СЭПК

ковой пластинке высверливали 24 стандартных цилиндрических отверстия диаметром $1,1 \pm 0,1 \times 10^{-3}$ м. Отверстия располагались в 3 ряда соосно с продольной осью кости. Расстояние между соседними отверстиями в продольной и поперечной плоскостях составляло 3×10^{-3} м.

В I серии экспериментов в отверстия имплантировали матричный электрод, кабель и герметичный разъем которого помещали подкожно на бедре (рис. 1). Во II—V сериях 2 проволочных титановых электрода, равных толщине корковой пластинки, имплантировали во 2-е (проксимальное) и 7-е (дистальное) отверстия центрального ряда. II серия экспериментов являлась контрольной, и ЭСО не проводили. В III и IV сериях к электродам подсоединяли имплантируемый в мягкие ткани бедра автономный электростимулятор (рис. 2), при этом в III серии экспериментов осуществляли прямую поляризацию, соответствующую полярности СЭПК, а в IV серии — обратную, т. е. противоположную по электрической полярности. В экспериментах V серии катод находился в 7-м (периферическом) отверстии, а анод располагали на корпусе электростимулятора.

ЭСО проводили через электроды, расположенные во 2-м и 7-м отверстиях центрального ряда матрицы. В III серии экспериментов, в соответствии с ортогональным планом, перед имплантацией устанавливали режим работы электростимулятора. Изучали зависимость показателей репарации от задаваемых параметров: величины постоянной составляющей между электродами (U) $0,1-1,1 \pm 0,08$ В, силы импульсного тока (J) $1-25 \pm 0,5 \times 10^{-6}$ А, частоты следования импульсов (f) $0,8-90 \pm 0,9$ Гц со скважностью 2—25

и экспозиции ЭСО (T) в интервале от 14 до 28 сут после операции.

За 3 сут до завершения экспериментов производили прижизненную метку изотопом стронций-85 ($1,1$ Бк/кг) и флуоресцентными маркерами (тетрациклин 20000 Ед/кг и алizarин 10 мг/кг). Животных подвергали эвтаназии под наркозом с помощью электрического тока. Из костных образцов с опытными отверстиями готовили продольные шлифы, проводили рентгеноденситометрию, морфометрию, люминесцентную микроскопию и авто-радиографию.

Морфологический показатель репарации (Рм) определяли по отношению площадей новообразованной костной ткани и стандартного дефекта в процентах. Показатель средней рентгенооптической плотности регенерата (Рд) измеряли в процентах относительно плотности интактного участка корковой пластинки. Скорость новообразования регенерата (Рф) оценивали по среднему количеству полос флуоресценции на диаметр отверстия. Радиоавтографы исследовали на денситометре ДМ-1 в режиме интегрирования и выражали интегральным показателем (Ри) относительно интактной корковой пластинки, плотность которой принимали за единицу.

Критериями оценки результатов служили коэффициенты активности репарации (Ар) и степени дифференцирования регенерата (Др), которые определяли по формулам:

$$Ar = \frac{P_i}{P_f}; \quad Dr = \frac{P_d}{P_m}$$

В качестве контрольно-измерительных приборов при определении СЭПК и проведении ЭСО использовали УБП-03, И-37, В7-16 и Ц4310. Регистрацию осуществляли в ана-

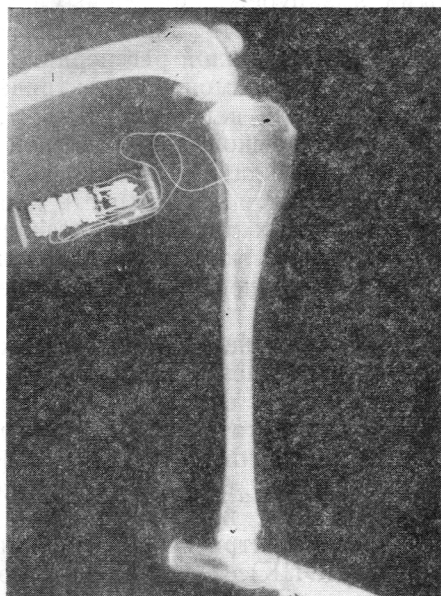


Рис. 2. Рентгенограмма костей голени подопытного животного III серии экспериментов. ЭСО через активные электроды в проксимальном и дистальном отверстиях матрицы

логовом и дискретном виде на осциллографах ОМПЧ-0,1, Н-115, Н-338 и ЦПУ Ф5033К. Результаты исследований обработаны методами вариационной статистики, оптимизацию параметров ЭСО по симплексу производили на ЭВМ «Мир-2».

В I серии экспериментов непосредственно после имплантации электродной матрицы выявлять стереометрию СЭПК не представлялось возможным, что было связано с первичными структурными нарушениями, образованием гематомы и изменением электропроводных свойств тканей. В последующие сроки четко прослеживалась закономерность распределения СЭПК — с увеличением расстояния между измерительными электродами возрастала разность потенциалов, достигавшая на 3-й, 14-е и 28-е сутки соответственно 22 ± 4 , 123 ± 13 и $62 \pm 8 \times 10^{-3}$ В. Исследуемая область большеберцовой кости характеризовалась близким к линейному градиентом СЭПК и электропозитивностью потенциалов в проксимальных отверстиях относительно дистальных.

Пропускание постоянного электрического тока через область отверстий сопровождалось увеличением разности СЭПК пропорционально прилагаемому напряжению от внешнего источника тока, если полярность его совпадала с полярностью собственных СЭПК. При обратной полярности внешнего источника определялась инверсия СЭПК в межэлектродной зоне.

Таким образом, в зависимости от полярности и расположения активных электродов при ЭСО возможны как усиление СЭПК по амплитуде, так ослабление и инверсия их полярности. Стереометрия СЭПК позволяет рассматривать изучаемый объект как бесконечное множество структурных ячеек, каждая из которых может быть представлена источником ЭДС. В исследуемой области кости за электрической эквивалент можно было принять множество источников ЭДС, соединенных последовательно и электроположительный полюс которых располагался проксимально. Следовательно, ЭСО постоянным электрическим током относительно собственных СЭПК является векторным воздействием.

Во II (контрольной) серии экспериментов новообразование костного

регенерата характеризовалось относительно плавным нарастанием показателей Рд, Рм, Ри и Рф, которые на 28-е сутки после операции соответственно составляли $74 \pm 0,9\%$, $39 \pm 2\%$, $3,27 \pm 0,08$ и $21,9 \pm 0,3$ ед. Показатели Др ($1,24 \pm 0,03$) и Ар ($0,132 \pm 0,006$) только к исходу 2-го месяца свидетельствовали о тенденции к завершению процессов активного репаративного остеогенеза и о приближении регенерации по количественным критериям к физиологической.

Результаты ЭСО с прямой поляризацией (III серия) определили экстремальные параметры воздействия ($U — 0,1 — 0,54$ В; $J — 25 \times 10^{-6}$ А; $f — 1$ Гц), при которых показатели Рд и Рм к концу 4-й недели стимуляции достигали $84 \pm 1,7$ и $59,1 \pm 1,1\%$.

При ЭСО в оптимальном режиме репаративная регенерация костной ткани отличалась значительным повышением интенсивности процессов новообразования костной мозоли на 14—21-е сутки после начала стимуляции, ускоренным дифференцированием и выраженной завершенностью уже к исходу 4-й недели, когда показатели Ри, Рф, Др и Ар составляли $2,85 \pm 0,07$ ед., $22,7 \pm 0,1\%$ ед., $1,43 \pm 0,05$ и $0,126 \pm 0,003$ ед.

Угнетение формирования костного матрикса наблюдалось при сочетании высоких значений постоянной составляющей (1,1 В) и среднеамплитудной импульсной составляющей ($12,8 \times 10^{-6}$ А при частоте импульсов 80 Гц). ЭСО в этом режиме приводила к снижению показателя Рм на 30% по сравнению с контролем.

Использование импульсной составляющей ЭСО даже с наименьшей амплитудой (1×10^{-6} А), но при частоте следования импульсов около 50 Гц задерживало минерализацию костного регенерата, и через 4 нед показатель Рд был меньше контроля на 16%.

При ЭСО в оптимальном режиме и через 4 нед после прекращения стимуляции показатели репарации были характерными для физиологической регенерации. Это подтверждает то, что при ЭСО в оптимальном режиме формируется морфологически качественно полноценная костная ткань.

В IV серии экспериментов (ЭСО в оптимальном режиме с обратной



поляризацией) на 14-е сутки наблюдалась выраженная активизация репаративных процессов. Все исследуемые показатели были повышенными в этот срок: R_d — на 61,4%, R_m — на 39,1%, R_p — на 9,1% и R_f — на 41,9%. Регенерат был перенасыщен минеральными компонентами и D_r равнялся $2,22 \pm 0,1\%$, что превосходило контрольный показатель на 16,2%. Однако, несмотря на увеличенное количество очагов остеогенеза, общий показатель активности регенерации A_r составлял $0,1 \pm 0,01$.

На 21-е и 28-е сутки при сохраняющемся высоком уровне минеральной фазы в регенерате выявлено угнетение формирования костного матрикса. На 28-е сутки ЭСО относительное перенасыщение мозоли минералами ($D_r = 2,05 \pm 0,07$) сочеталось со сниженной активностью регенерации ($A_r = 0,112 \pm 0,003$). Только через 4 нед после прекращения ЭСО с обратной поляризацией происходила нормализация репаративной регенерации, показатели которой приближались к контрольным.

Активизация репарации в первые 2 нед при ЭСО с обратной поляризацией создавала неблагоприятные условия для остеогенеза в последующие фазы. Нарушение равновесия в процессах формирования костного матрикса и его минерализации замедляло образование и дифференцирование регенерата.

В V серии экспериментов (оптимальный режим ЭСО, анод в мягких тканях бедра) на 14—21-е сутки после начала ЭСО, как и в III серии, происходило интенсивное новообразование костной мозоли. Но к 28-м суткам наблюдалось замедление репарации с выраженным угнетением процессов оссификации. Показатель D_r составлял $1,7 \pm 0,09$ ед., что на 14% ниже контрольного уровня, а показатель A_r был близок аналогичному контрольной серии экспериментов. После прекращения ЭСО, к исходу 2-го месяца от начала эксперимента, прослеживалась нормализация процессов репарации, но при достижении большинства показателей контрольных для этого срока значений показатель R_m еще оставался низким и составлял $78,9 \pm 1,0\%$.

1. При ЭСО вектор поляризации относительно стереометрии квазипостоянных статических электрических потенциалов кости имеет существенное значение для воздействия на регенерацию.

2. ЭСО с прямой поляризацией в оптимальном режиме обеспечивает активизацию процессов репаративной регенерации костной ткани с формированием морфологически полноценной костной мозоли.

3. Использование ЭСО с прямой поляризацией при высоких значениях постоянной составляющей сопровождается снижением активности формирования костного матрикса, а при частоте импульсной составляющей 50 Гц тормозятся процессы минерализации новообразованного регенерата.

4. ЭСО в оптимальном режиме, но с обратной поляризацией вызывает искажение стереометрии СЭПК, активизацию остеорепаляции в раннем периоде и выраженное последующее ее угнетение.

5. Катодная поляризация при ЭСО в оптимальном режиме позволяет интенсифицировать ранние стадии репаративной регенерации и может быть использована как индуцирующий пусковой фактор воздействия на остеорепаляцию.

ЛИТЕРАТУРА

1. Анисимов А. И. Клинико-экспериментальное исследование связей остеогенеза с некоторыми гемодинамическими и электрическими факторами. Докт. дис. Л., 1979.
2. Ланда В. А., Поляков А. Н., Баранова В. К.—«Ортопед. травматол.», 1976, № 10, с. 55—59.
3. Сиджанов Ж. М. Влияние постоянного электрического тока на регенерацию костной ткани. Автореф. докт. дис. Алма-Ата, 1979.
4. Ткаченко С. С., Рудный В. В.—«Ортопед. травматол.», 1975, № 1, с. 1—6.
5. Юмашев Г. С., Кочетков Ю. Т., Мордвинов В. Н., Смирнов Е. П., Крюков Б. Н.—«Ортопед. травматол.», 1975, № 6, с. 61—63.
6. Bassett C. A. L. and Becker R. O. «Science», 1962, 137, 1063—1064.
7. Brighton C. T., Friedenberg Z. B., Mitchell E. L., Booth R. E.—«Clin. Orth. Rel. Res.», 1977, 124, 106—123.
8. Cerquiglini S., Cignitti M., Marchetti M., and Salles A.—«Life Sci.», 1967, 6, 2652—2660.

9. Cochran G. V. B., Pawluk R. I. and Bassett C. A. L.—«Clin. Orthop. Rel. Res.», 1968, 58, 250—269.
10. Fiedenberg Z. B., Brighton C. T.—«Ann. N. Y. Acad. Sci.», 1974, 238, 564—574.
11. Fucada E. and Yasuda I.—«J. Phys. Soc. Japan», 1957, 12, 1158—1162.
12. Hassler C. R., Rykicki E. F., Diegle R. B., Clark L. C.—«Clin. Orthop. Rel. Res.», 1977, 124, 9—19.
13. Jorgensen J. E.—«Clin. Orthop. Rel. Res.», 1977, 124, 124—127.
14. Spadaro J. A.—«Clin. Orthop. Rel. Res.», 1977, 122, 325—332.

S. S. Tkachenko and V. V. Rulzky — STATIC ELECTRICAL BONE POTENTIALS AND
ROLE OF THE POLARIZATION VECTOR IN ELECTROSTIMULATION OF THE
OSTEOREPARATION

In 168 experiments on the dogs the features of the bone-tissue reparative regeneration in electrostimulation of the osteoreparation depending on the vector of polarization, value of the permanent and impulse components of the electrical current have been studied. The optimal regimen of electrostimulation was determined after data of the roentgenodensitometry, morphometry, luminescent microscopy and autoradiography. The

polarization vector with respect to stereometry of the quasi-permanent electrical potentials of bone was found to be of marked importance for action on the regeneration. It was proved, that the electrostimulation with direct polarization in the optimal regimen ensures activation of processes of the bone-tissue reparative regeneration with formation of the morphologically sound callus.

Поступила 8/1 1981 г. Адрес авторов: 194175, Ленинград, Боткинская ул., д. 13.

УДК 616.717/718-001.58/59-085.844

А. В. Каплан, В. А. Ланда, В. М. Лирцман и В. Ф. Пожариский
**ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ТОКА ДЛЯ СТИМУЛЯЦИИ
РЕПАРАТИВНОГО ОСТЕОГЕНЕЗА**

Центральный институт травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова
(дир.— акад. АМН СССР М. В. Волков) и больница № 59, Москва

До настоящего времени вопрос о лечении замедленно срастающихся, несросшихся переломов и ложных суставов длинных трубчатых костей остается актуальным. Появление новых методов стимуляции репаративного остеогенеза дает возможность пополнить арсенал средств, используемых в этих случаях.

В литературе имеются сообщения об успешном применении слабого электрического тока для стимуляции регенерации кости как при свежих переломах, так и при ложных суставах — посттравматических и врожденных [1—3, 6—12].

Целью настоящей работы являлось изучение возможности использования импульсного низкочастотного электрического тока в комплексном лечении больных с замедленной консолидацией, несросшимися переломами и ложными суставами длинных трубчатых костей.

Под нашим наблюдением находился 31 больной. Проведено 33 курса лечения. У 1 больной с двусторонним повреждением большеберцовых костей стимуляцию выполняли на обе-

их конечностях. Еще у 1 больного по поводу ложных суставов обеих костей предплечья проведено по 1 курсу лечения для каждой кости.

Локтевая кость была повреждена у 5 больных, лучевая — у 2, бедренная — у 5, большеберцовая — у 21 больного.

Сроки, прошедшие после травмы, колебались в основном от 3 мес до 1½ лет за исключением 3 больных. У одного из них (с ложным суставом бедренной кости) давность с момента травмы до начала стимуляции составляла 12 лет, у другого больного с повреждением такой же локализации — 2½ года. У 1 больного с закрытым переломом обеих костей голени признаки консолидации отсутствовали в течение 1½ мес после травмы, что явилось показанием к электростимуляции.

У 23 больных отломки фиксировали с помощью компрессионно-дистракционных аппаратов, главным образом Волкова—Оганесяна и Илизарова, у 8 — гипсовыми повязками. У 2 больных применяли скелетное вытяжение (у одного из них дополни-