



НОВЫЙ ПОДХОД К РАННЕЙ ДИАГНОСТИКЕ И ПРОГНОЗИРОВАНИЮ ЖИЗНЕСПОСОБНОСТИ КОСТНОЙ ТКАНИ ПРИ ОТКРЫТЫХ ПЕРЕЛОМАХ

Павлова Т.М., Березка Н.И., Грозный С.В.

*Харьковский национальный медицинский университет, Украина
КУОЗ “Областная клиническая больница – Центр экстренной медицинской помощи и медицины катастроф”, Харьков, Украина*

Цель. Усовершенствование способа ранней электродиагностики структурно-функционального состояния костной ткани при открытых диафизарных переломах костей конечностей на основе разработанных устройств и шкалы оценки степени ее жизнеспособности.

Ключевые слова: устройство - мультиметр цифровой UT70B, диагностика, жизнеспособность костной ткани, открытые переломы костей.

Введение. В последние годы отмечается тенденция к росту числа пострадавших при дорожно-транспортных происшествиях, их количество достигает 55–82 %, при этом число с тяжелыми высокоэнергетическими травмами конечностей составляет 5,5 – 35 % [1,2].

Для сращения открытых переломов костей важное значение имеет структурно-функциональное состояние костной ткани. Существующие современные малоинвазивные методы диагностики жизнеспособности костной ткани и мягкотканых структур такие, как: термография, реовазография, ультразвуковые, радиоизотопные исследования, компьютерная томография, играют важную роль для выбора лечебной тактики и прогнозирования исходов лечения, однако данные методики не могут быть применимы в остром периоде после травмы и на раннем госпитальном этапе [3,4].

В связи с этим, в современной

травматологии одной из актуальных задач является разработка методики ранней диагностики жизнеспособности костной ткани при открытых диафизарных переломах.

Доказано, что при открытых переломах костей конечностей значительное отрицательное влияние на структурно-функциональное состояние костной ткани оказывает высокоэнергетическая травма, при этом у 55% пострадавших отмечается нарушение репаративного остеогенеза [5]. При воздействии силы травмирующего агента различной интенсивности, передаваемая энергия поглощается костной тканью, происходит гибель части костных клеток в зоне перелома, что в последующем приводит к значительному распространению этого процесса на весь травмирующий сегмент. Открытые диафизарные переломы часто носят оскольчатый и многооскольчатый характер с массивным скелетированием кости, повреждением мышечных тканей, магистральных сосудов и нервов, что усложняет процессы лечения [6,7].

Учеными доказано, что любое изменение ультраструктуры костной ткани управляется градиентами электрических полей и переносом электрических зарядов. Под воздействием механических повреждений структуры костной ткани, обладающие пьезоэлектрическими свойствами, деформируются, при этом происходит пере-

распределение электрических зарядов [8].

Электрофизиологические исследования костной ткани показали, что она имеет удельное сопротивление или электрическую проводимость и относится к гетерогенным или анизотропным системам, которые характеризуются поляризационными свойствами [9,11]. Важным параметром определения жизнеспособности костной ткани является ее импеданс или полное электрическое сопротивление, которое определяется активной (омической) способностью тканей к тепловому рассеиванию тока и реактивной (емкостной), которая характеризуется смещением фазы тока относительно напряжения за счет емкостных свойств клеточных мембран, способных накапливать электрический заряд на своей поверхности костных клеток [11].

Величина импеданса костной ткани характеризует ее структурные изменения и уровень обменных процессов [9]. Исходя из того, что кость состоит из структур с различной электропроводностью, обладает собственными пассивными, активными и реактивными электрическими свойствами, а также имеет высокую степень поляризуемости, она отнесена к полупроводникам [11].

Благодаря активным электрическим свойствам клеток костной ткани (электрогенезу), в них возникают электрические потенциалы, которые разделяются на 2 вида:

статический, который включает: потенциалы покоя, стрессовые потенциалы, потенциалы активного роста и регенерации клеток;

динамический, который формируется за счет динамических электрических потенциалов, а именно пьезоэлектрических потенциалов, потенциалов перемещения среды [8].

В результате воздействия на кост-

ную ткань высокоэнергетической травмы стереометрия потенциалов в костных отломках нарушается, что негативно влияет на дальнейшие процессы репаративной регенерации [8].

В историческом аспекте, еще в 1880г. профессором В. Томсоном, проводились исследования электрической проводимости костной ткани при помощи биоимпедансного анализатора. Основополагающие результаты данного исследования приходятся на середину XX в., к ним относится установление средне-нормального значения удельного сопротивления и диэлектрической проницаемости костной ткани, которое составляет 150 Ом [9]. В то же время работ по изучению локального электрического сопротивления костной ткани при открытых переломах в раннем остром периоде после травмы, на раннем госпитальном этапе, нами не выявлено.

Материалы и методы. В основу наших исследований положено разработку методики измерения электрического сопротивления костной ткани при помощи цифрового мультиметра (патент на полезную модель №93071). Проведена клиническая апробация у 9 больных с открытыми диафизарными переломами костей конечностей. Предложенный нами мультиметр цифровой UT70B (рис.1) является измерительным устройством электрического сопротивления костной ткани с автоматическим и ручным выбором режима измерений, с максимальным разрешением дисплея, который в свою очередь состоит из основного и вспомогательного цифровых суб-дисплеев, а также линейной светодиодной шкалы.

Помимо основных измерительных функций, данная модель измерительного устройства предусматривает расширение опции измерения электрического сопротивления костной ткани в диапазоне от 0 до 4000 (Мом),



точность измерений составляет $\pm(1.5\%+2)$.

Устройство состоит из пластмассового корпуса (1), жидкокристаллического дисплея (2), функциональных кнопок (3), поворотного переключателя функций (4), индикаторов дисплея (5), индикаторов единиц измерений, таких как Ω - Омы, $M\Omega$ - Мегаомы (1×10^6 Ом) (6), входных гнезд (7,8), к которым подключаются два измерительных щупа: 1) вход «плюсового», положительного щупа (красный щуп) - «V Ω Hz» для проведения измерения электрического сопротивления в костной ткани (9), 2) вход «минусового», отрицательного щупа (черный щуп) - «COM» (10). Входные гнезда устройства защищены предохранителями, подсветка дисплея позволяет проводить измерения в слабоосвещенных помещениях. Устройство имеет автономное электропитание 9 V от переносной батарейки (типа «Крона») (рис.1).

Достоинством данного устройства

является то, что оно имеет возможность подключения к персональному компьютеру через последовательный порт интерфейса – включатель RS-232C (11), что важно для мониторинга результатов измерений в различных участках костной ткани, а также объективизации исследования в виде графических записей, гистограмм [10].

Методика исследования жизнеспособности костной ткани при помощи мультиметра цифрового UT70B.

В последующем устанавливаем поворотный переключатель на шкале прибора в положении « Ω » (измерение электрического сопротивления) и нажимаем включатель « Ω » для выбора режима измерения электрического сопротивления (Ω). Далее устанавливаем вышеуказанные измерительные щупы (9,10) параллельно друг к другу в кортикальный слой исследуемых участков каждого костного фрагмента (А и В).



Рис.1

Исходя из ранее проведенного экспериментального исследования, измерение электрического сопротивления необходимо проводить в трех точках костного фрагмента на расстоянии между шупами 2-5 мм, при экспозиции 60 – 120 секунд, а именно: на границе перелома (1 и 1'), на середине фрагментов (2 и 2') и на противоположных концах фрагментов (3 и 3') (рис.2). При этом на дисплее

устройства регистрируются показания электрического сопротивления в (МОм) в каждом фрагменте. Благодаря соединению мультиметра цифрового UT70В с компьютером, изображение на дисплее компьютера также отражает цифровые показания мультиметра в точках измерения, с дополнительной записью электрического сопротивления в виде гистограмм.

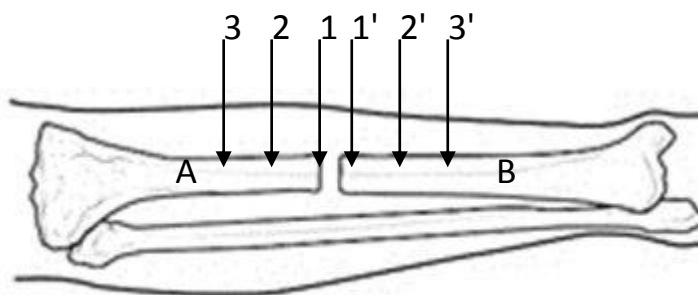


Рисунок 2. Схема измерения электрического сопротивления костной ткани в проксимальном (А) и дистальном (В) фрагментах, точки измерения 1, 2, 3 (А), 1', 2', 3' (В).

В группу обследуемых больных вошли 9 пациентов с открытыми диафизарными переломами костей верхних и нижних конечностей в результате высокоэнергетической травмы (мужчин – 6 человек, женщин – 3 человека, в возрасте от 22 до 67 лет). Все пациенты находились на лечении на базе Областной клинической больницы – Центра экстренной медицинской помощи и медицины катастроф города Харькова в травматологическом отделении и отделении политравмы. При анализе клинического материала мы применяли классификацию (АО/ASIF) [5].

Результаты. Все обследуемые больные, в зависимости от локализации перелома, степени тяжести повреждений и результатов исследований электрического сопротивления костных фрагментов представлены в таблице 2. Из таблицы 2 следует, что диапазон

измерения электрического сопротивления костной ткани на исследуемых фрагментах составил от 800 до 4000 МОм, что свидетельствует о различных степенях нарушений структурно-функционального состояния костной ткани.

Для более полной и объективной информации о жизнеспособности костной ткани, благодаря подключению устройства к компьютеру, на дисплее отражается графическая запись электрического сопротивления костной ткани в виде гистограмм, отражающих омическое сопротивление, которая представлена в (табл.3). На основании проведенных детальных клинических исследований электрического сопротивления костной ткани у трех групп больных, нами была разработана шкала оценки структурно-функционального состояния костной ткани.

**Таблица 2**

Распределение больных с открытыми переломами костей конечностей по классификации AO/ASIF и Gustilo – Anderson.

Группа и количество больных	Степень тяжести повреждений	Локализация перелома		Электрическое сопротивление костной ткани в исследуемых фрагментах (А и В) МегаОм (1×10^6 Ом)		
		Верхняя конечность	Нижняя конечность	Фрагмент А	Фрагмент В	Среднее значение (А и В)
I группа – 3 больных	Легкая степень (IO1; MT1; NV1)	-	1	1440-1500 1180 – 1390 980 - 1110	1420 – 1490 1200 – 1280 1010 – 1120	1200 – 1333 а 1210 – 1296 в
		1	-	1150 – 1200 1060 – 1100 955 - 1010	1130 – 1180 1070 – 1110 965 – 1015	1055 – 1103 а 1055 – 1101 в
		-	1	920 – 1050 915 – 1015 900 - 985	950 – 1080 935 – 1050 920 - 1015	912 – 1017 а 935 – 1048 в
II группа – 3 больных	Средняя степень (IO2; IO3; MT2; MT3; NV2; NV3;)	-	1	1550 – 2500 1535 – 1800 1520 - 1610	1530 – 2380 1520 – 1780 1505 – 1600	1535 – 1970 а 1518 – 1920 в
		-	1	1850 – 2200 1600 – 1700 800 - 1200	1870 – 2210 1620 – 1710 820 - 1225	1417 – 1700 а 1437 – 1715 в
		1	-	1590 – 2260 1555 – 1840 1510 - 1720	1605 – 2280 1570 – 1860 1500 - 1735	1552 – 1940 а 1558 – 1958 в
III группа – 3 больных	Тяжелая степень (IO4; MT4; MT5; NV4; NV5;)	-	1	3500 – 4000 3220 – 3400 2500 - 2800	3520 – 4020 3205 – 3425 2520 - 2780	3073 – 3400 а 3082 – 3408 в
		1	-	3730 – 3820 3460 – 3680 3160 - 3320	3710 – 3800 3420 – 3650 3140 - 3300	3450 – 3607 а 3423 – 3853 в
			1	3870 – 4000 3590 – 3790 3220 - 3490	3880 – 3980 3605 – 3810 3230 - 3520	3560 – 3760 а 3572 – 3770 в

Из таблицы 3 следует, что по данным цифровых исследований и гистограмм возможно выделить 3 степени функционального состояния костной ткани, а именно:

1 степень - при показателях электрического сопротивления от 800 до 1500 МОм костная ткань достаточно жизнеспособна;

2 степень - при показателях электрического сопротивления от 1550 МОм до 2500 МОм мы определили зону некроза - процесс умирания тканей от момента воздействия патогенного агента до их гибели;

3 степень - при показателях от 2550 МОм до 4000 МОм мы охарактеризовали как зону некроза или необратимое повреждение структурно-

функционального состояния костной ткани. В качестве иллюстрации наших исследований приводим клиническое наблюдение. Больная О., 52 года, госпитализирована в травматологическое отделение с диагнозом: открытый оскольчатый перелом обеих костей правой голени границы нижней трети диафиза со смещением фрагментов.

Закрытый оскольчатый перелом обеих костей левой голени границы нижней

Таблиця 3.

Характеристика структурно-функціонального стану костної ткани у досліджуваних хворих з діафізарними переломами кісток по даним гістограмм.

Група хворих, ступінь тяжкості пошкодження	Кількість хворих	Гістограми досліджуваного ділянки костної ткани		Діапазон електричного опору кісткової ткани (1x10 ⁶ Ом) (середнє значення)	Оцінка структурно-функціонального стану кісткової ткани
		Фрагмент А	Фрагмент В		
I група, легка ступінь тяжкості	3			800 – 950 1150 – 1200 920 – 1050	костна тканина достатньо життєспроможна
II група, середня ступінь тяжкості	3			1550 - 2500 1850 – 2200 1590 - 2260	зона некробіоза
III група, тяжка ступінь тяжкості	3			2500 - 4000 2830 – 3820 3220 - 4000	зона некроза



трети диафіза со зміщенням фрагментів. IO2 – MT1 – NV1 (AO/ASIF), IC1 – MT1 – NV1 (AO/ASIF). Высокоенергетическая травма была получена в результате падения на нижние конечности кирпичной стены.

Внешний вид правой голени, проведение измерения электрического сопротивления костной ткани (1а), фотоотпечатки рентгенограмм правой и левой голени представлены на рисунке 3.

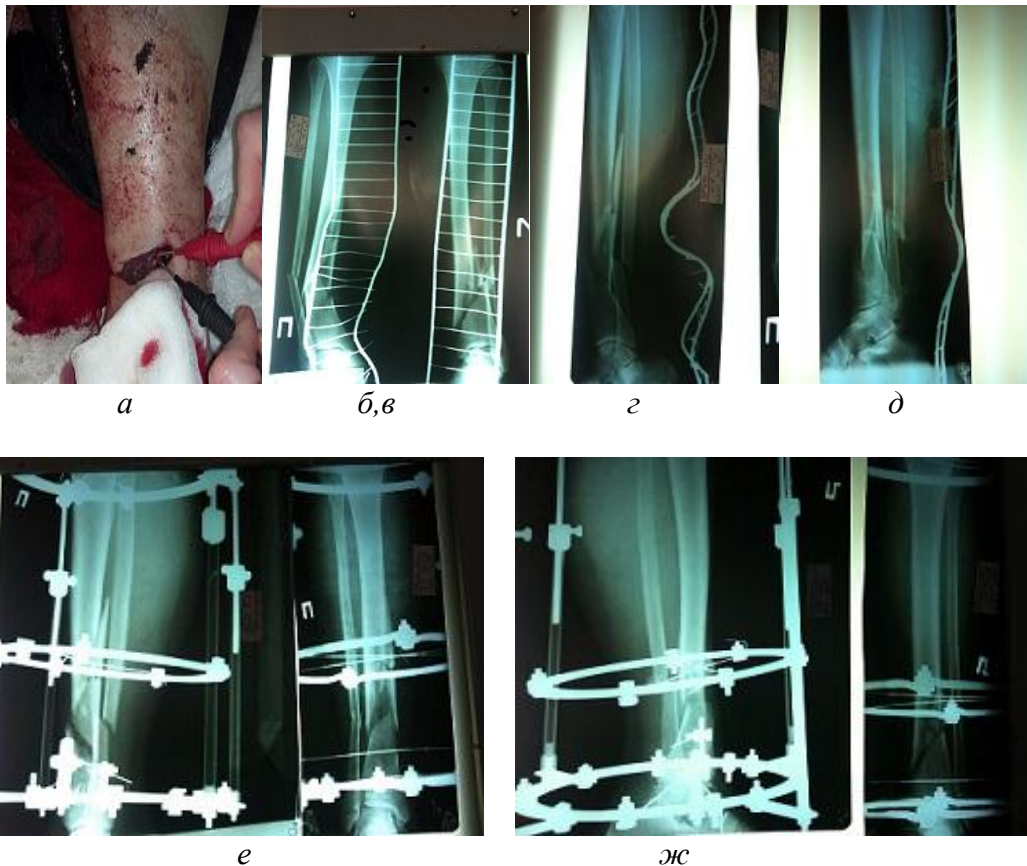


Рисунок 3. Внешний вид правой голени при госпитализации (а), рентгенограммы при поступлении пациентки (б,в,г,д), остеосинтез переломов при помощи спицевых аппаратов внешней фиксации (е,ж).

При помощи устройства – мультиметра цифрового UT70B, по разработанной методике, больной были проведены измерения электрического сопротивления открытого перелома костных фрагментов в н/3 правой голени. Цифровые показатели и гистораммы представлены на рисунке 4.

При измерении электрического сопротивления костной ткани на проксимальном сегменте

(А) в точках 1,2,3 получены результаты электрического сопротивления в диапазоне от 1850 до 2200 МОм (1), от 1600 до 1700 МОм (2), от 800 до 1200 МОм (3), на дистальном сегменте (В) в точках 1', 2', 3' получены результаты электрического сопротивления в диапазоне от 1830 до 2180 МОм (1'), от 1580 до 1710 МОм (2'), от 820 до 1220 МОм (3').

Исходя из предложенной нами ранее шкалы оценки структурно - функционального состояния костной ткани, у данной больной была выявлена средняя степень нарушения ее жизнеспособности.

Анализ исследования костной тка-

ни позволили объективно определить оптимальную лечебную тактику, был выбран более щадящий метод остеосинтеза в виде наложения спицевого аппарата внешней фиксации по Илизарову.

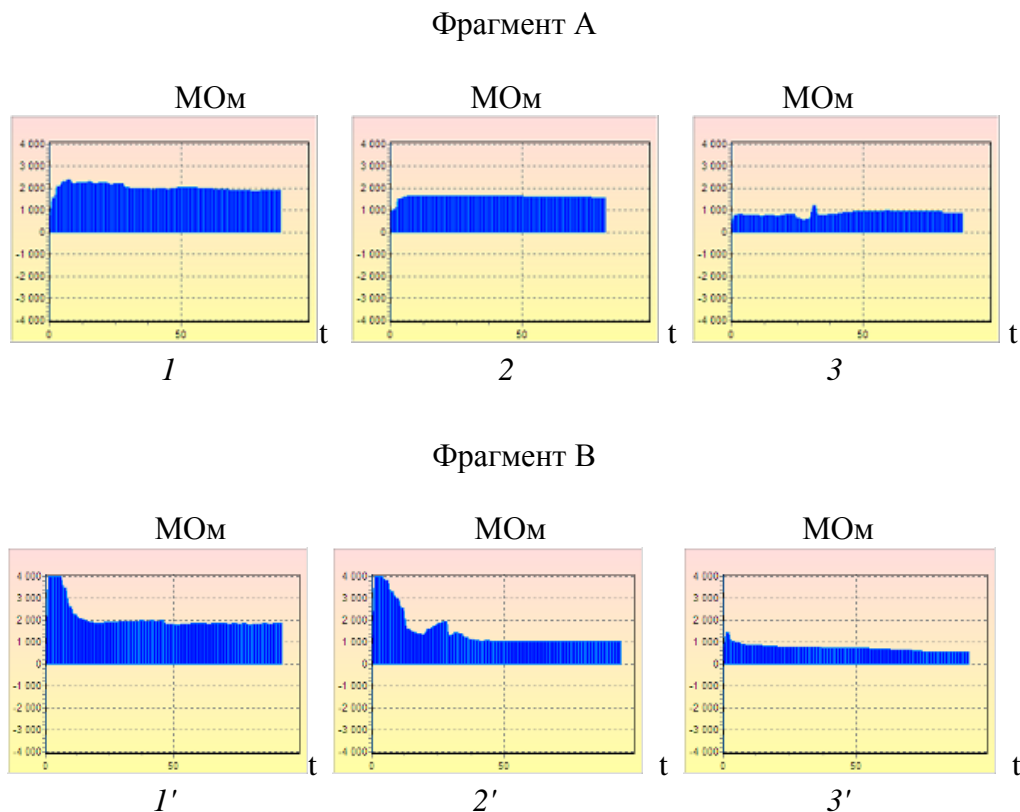


Рисунок 4. Гистограмма проксимального фрагмента А (1,2,3), гистограмма дистального фрагмента В (1', 2', 3')

Таким образом наши исследования электрического сопротивления костной ткани при помощи предложенного устройства и методика его применения у 9 больных с открытыми переломами костей конечностей, дали возможность оценить ее структурно-функциональное состояние, разработать шкалу оценки ультраструктурных изменений костной ткани, что имеет важное значение для выбора лечебной тактики.

Выводы

1. Разработанное нами устройство - мультиметр цифровой UT70В и методика определения электро-сопротивления в костной ткани при открытых диафизарных переломах костей конечностей позволяет уже на ранней стадии диагностировать ее структурно-функциональное состояние.

2. Наши исследования позволили обосновать шкалу жизнеспособности



костной ткани в зависимости от ее омического сопротивления.

3. Анализ клинического материала исследований 9 больных с открытыми диафизарными переломами показал возможность оценки структурно-функционального состояния костной

ткани в различные периоды травматической болезни в зависимости от характера травмы и степени повреждения, что может определить оптимальный выбор лечебной тактики.

Литература.

1. А.Г. Попандопуло, В.В.Буше, В.М.Оксимец / Морфологическое исследование костной ткани при действии травмирующей силы различной интенсивности // Таврический медико-биологический вестник. – 2013, ом 16, №1, ч.1 (61). – С.194-196.

2. В.К.Гринь, В.М. Оксимец, В.Г. Климовицкий, А.Г. Попандопуло, Д.А. Зубов, А.М. Зубов, А.М.Гребенюк, В.В. Оксимец / Клинические возможности клеточно-тканевых технологий при нарушении репаративного остеогенеза // «Журнал НАМН України», 2013, т. 19, №3. – С. 331-338

3. Инструкция по эксплуатации Цифровой мультиметр УТ70В.

Корж Н.А., Герасименко С.И., Климовицкий В.Г., Лоскутов А.Е. Распространенность переломов костей и результаты их лечения в Украине (клинико-эпидемиологическое исследование) // Ортопедия, травматология и протезирование — 2011. — № 2. — С. 5–15.

4. Основы біофізики і біомеханіки : навч. посіб. / Л. І. Григор'єва, Ю. А. Томілін; Чорномор. держ. ун-т ім. Петра Могили. - Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2011. - 297 с. - Бібліогр.: С.194-198.

5. Ретроспективный анализ эффективности различных методов пластики покровных тканей у пострадавших с открытыми переломами костей голени / Е.Ю. Шибяев, А.П. Власов, Д.А. Кисель, М.П. Лазарев, А.В. Неведров, Л.Л. Цоглин, П.А. Иванов // травматология и ортопедия россии. - 2013– 3 (69), - с.5-126.

6. Результаты реовазографических исследований у больных с множественными переломами нижних конечностей / Л. И. Шамансурова, Э. М. Шукуров, Ф. М. Махмудова, А. М. Дурсунов // Травма. - 2004. - 5, № 4. - С. 418-420.

7. С.С. Ткаченко /Руководство для врачей, Остеосинтез // Ленинград «МЕДИЦИНА», 1987. С. 244-249.

8. Технологии и методы определения состава тела человека / Э.Г. Мартирозов, Д.В. Николаев, С.Г. Руднев. — М.: Наука, 2006. – С. 102-105.

9. Ультразвукова діагностика післятравматичних ішемічних ушкоджень гомілки внаслідок перелому її кісток / Страфун С.С., Грицай М.П., Вовченко А.Я., Гайко О.Г., Курінний І.М., Долгополов О.В. // Травма. - 2011. - 12, № 2. - С. 61-67.

10. Этиологические факторы в прогнозировании исходов лечения и выборе тактики у больных с открытыми переломами конечностей / А.К.Рушай // 2001. - Т. 2, № 4. – С. 437-440.