

*А. И. Коробков, Т. И. Баринская*

## **О ВЫБОРЕ НЕКОТОРЫХ ВЫХОДНЫХ ПАРАМЕТРОВ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ КИШЕЧНИКА**

Всесоюзный научно-исследовательский институт медицинского приборостроения,  
Москва

Одним из наиболее радикальных способов восстановления и нормализации моторной функции кишечника является электрическая стимуляция импульсными токами.

Однако несмотря на высокую эффективность, широкому распространению электрической стимуляции препятствует отсутствие промышленной аппаратуры и электродов для ее проведения. Специальных аппаратов для стимуляции желудочно-кишечного тракта отечественная промышленность пока не выпускает, поэтому в исследовательских и лечебных целях используются различные стимуляторы, предназначенные для физиологических исследований, а также импульсные генераторы общетехнического назначения.

Для правильного выбора аппарата необходимо четко представлять, какие параметры стимулов необходимы для проведения процедуры (ток, напряжение), каково эквивалентное сопротивление нагрузки и т. д.

С этой целью в лаборатории проктологии Министерства здравоохранения РСФСР с участием Всесоюзного научно-исследовательского института медицинского приборостроения был проведен ряд исследований.

В настоящее время для стимуляции кишечника используются монополярные прямоугольные импульсы длительностью от 2 до 10 мсек с частотой от 10 до 100 *Гц* 3, 4, 5.

Для экспериментов были выбраны стимулы в виде прямоугольных импульсов с длительностью 10 мсек и частотой 50 гц. Такие параметры на протяжении ряда лет успешно используются лабораторией проктологии в клинической практике.

При стимуляции наиболее распространены два варианта расположения электродов: 1) два активных электрода располагаются наружно на брюшной стенке; 2) один электрод наружный (пассивный), другой внутриволостной (активный).

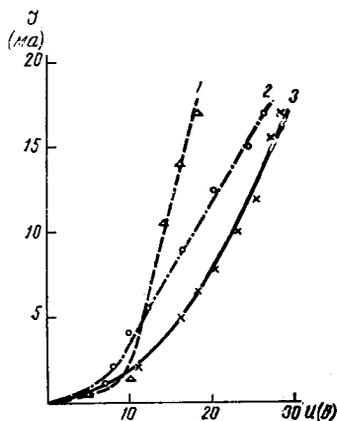


Рис. 1. Зависимость амплитуды стимулирующего тока от амплитуды напряжения. Длительность импульсов: 1 — 1 мсек, 2 — 5 мсек, 3 — 10 мсек.

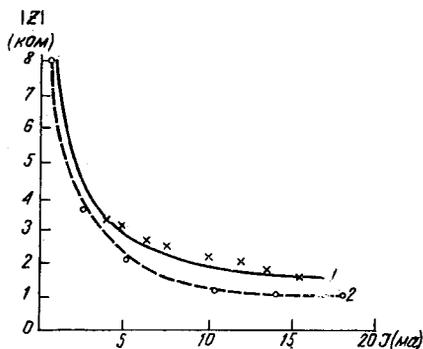


Рис. 2. Зависимость величины модуля импеданса цепи пациента от амплитуды стимулирующего тока. 1 — наружная стимуляция, 2 — внутриволостная стимуляция.

При исследовании применяли оба варианта. Наружные электроды имели площадь 50 см<sup>2</sup>, активная площадь внутриволостного ректального электрода 10 см<sup>2</sup>.

Работу проводили с использованием универсального электроимпульсатора УЭИ-1, выпускаемого Московским заводом электромедицинской аппаратуры «ЭМА».

В начале процедуры интенсивность стимуляции плавно увеличивали до появления резко выраженных ощущений, затем ее несколько снижали и процедуру при этой интенсивности проводили в течение 15 мин.

На всех этапах проведения процедуры измеряли амплитудные значения напряжения и тока. Модуль импеданса цепи пациента определяли как отношение амплитуды напряжения к амплитуде тока. Всего с измерениями была проведена 81 процедура на 17 больных.

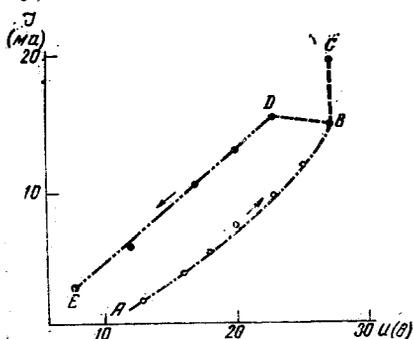


Рис. 3. Зависимость изменения амплитуды тока в цепи пациента от амплитуды напряжения при процедуре.

Характер зависимости между током и напряжением стимуляции представлен на рис. 1. Как видно из рис. 1, эта зависимость имеет нелинейный характер. Нелинейную зависимость между током и напряжением отмечали и другие исследователи 6.

Нелинейность вольт-амперных характеристик объясняется значительным изменением модуля импеданса тканей тела пациента. Эта зависимость представлена на рис. 2. Как следует из рис. 2, величина модуля импеданса

цепи пациента при изменении тока стимуляции от 1 до 15 *ма* уменьшается примерно в  $6^{1/2}$  раз для внутрисполостной и в  $5^{1/2}$  раз для наружной стимуляции.

Импеданс цепи пациента меняется не только в зависимости от величины тока, но и от продолжительности процедуры. На рис. 3 представлены кривые изменения тока в цепи пациента в зависимости от стимулирующего напряжения (наружная стимуляция). Участок *AB* снят в начале процедуры при быстром (30 сек.) увеличении интенсивности. Если напряжение не меняется во время стимуляции, то к концу 15-минутной процедуры из-за уменьшения импеданса тканей увеличивается ток в цепи пациента (участок *BC*) и у пациента могут появиться неприятные ощущения. Поэтому ток во время процедуры поддерживался на постоянном уровне (кривая *BD*). Зависимость тока от напряжения при быстром уменьшении напряжения в конце процедуры представлена участком *DE*. Уменьшение модуля импеданса при наружной стимуляции составляет 15—30 %, при внутрисполостной — 10—20 %; в 5 случаях из 81 импеданс практически не изменился.

Уменьшение импеданса тканей объясняется в основном увеличением кровенаполнения капилляров в подкожной клетчатке. Это косвенно подтверждается возникновением легкой гиперемии под электродом.

Как показали измерения, амплитудное значение напряжения при наружной стимуляции колебалось от 12 до 40 *в*, составляя в среднем 25 *в*. Для внутрисполостной стимуляции эти величины соответственно были равны 7, 30 и 18 *в*.

Величина тока для обоих видов стимуляции различалась мало, составляя в среднем 15—16 *ма*. Максимальная величина тока не превышала 25 *ма*.

Модуль импеданса тканей тела пациента для наружной стимуляции в конце процедуры находился в пределах 0,85—3,5 *ком* (в среднем 1,7 *ком*), а для внутренней — 0,75—3 *ком* (в среднем 1,2 *ком*).

Таким образом, в результате исследований установлено, что аппарат для электрической стимуляции кишечника должен обеспечить импульсы с амплитудой не менее 30 *в*, если предполагается проводить только внутрисполостную стимуляцию, и не менее 40 *в* для наружной стимуляции при амплитуде тока не менее 25 *ма*.

Для того чтобы исключить появление болевых ощущений у пациента вследствие возрастания тока, связанного с уменьшением сопротивления тканей тела, аппарат должен иметь высокоомный выход (генератор тока). В противном случае потребуется корректировка тока во время процедуры.