

С.Ф. Глущук, Я.С. Пеккер, Риад Таха Аль-Касасбех

МАЛОГАБАРИТНЫЙ АВТОНОМНЫЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯТОР-ЗОНД

Аннотация

В работе изложены и обоснованы основные этапы конструирования экологически чистых электро- и травмобезопасных автономных электростимуляторов-зондов – аппаратов многофункционального назначения и многоразового применения, предназначенных для профилактики и лечения заболеваний гепатопанкреатодуоденальной зоны, в частности для восстановления динамики желчевыделения, секреторной функции печени и моторно-эвакуаторной деятельности пищеварительного тракта, выполняющих роль адекватного «водителя ритма» кишечника. Применяются также для диагностических целей, декомпрессии и аспирации содержимого желудка и тонкого кишечника, введения в указанные органы лекарственных препаратов и питательных смесей.

Автономные электростимуляторы-зонды – это аппараты многофункционального назначения и многоразового применения, предназначенные, с одной стороны, для профилактики и лечения заболеваний гепатопанкреатодуоденальной зоны, в частности восстановления динамики желчевыделения и секреторной функции печени, а с другой – для восстановления моторно-эвакуаторной деятельности пищеварительного тракта, исполняя роль адекватного «водителя ритма» кишечника.

Актуальность разработки электростимуляторов-зондов обусловлена наличием большого числа заболеваний, связанных с расстройствами процессов пищеварения и всасывания при нарушениях функции желчевыделения, а также с высокой частотой развития парезов желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) всех оперированных на органах брюшной полости, и вытекающих отсюда осложнений. Электрическая стимуляция, пополняя арсенал известных терапевтических методов и средств, может сочетаться с ними и оказывать желаемое лечебное действие. Использование электростимуляции ЖКТ незаменимо при нарушениях проводящей (нервной) системы организма, когда только непосредственное, прямое воздействие на орган заставляет последний работать [1].

Однако до настоящего времени в литературе отсутствуют сведения, касающиеся основополагающих принципов конструирования электростимуляторов-зондов. В связи с этим в настоящей статье описаны наиболее важные этапы конструирования электростимуляторов такого класса и необходимые для их выполнения исследования.

Начнем с подхода к общему конструктивному исполнению автономного электростимулятора-зонда. Электростимулятор-зонд объединяет в себе катетер и аппарат для электрической стимуляции пищеварительного тракта. С целью сохранения общепринятых в клинической и амбулаторной практике методик зондирования ЖКТ, в основе конструкции аппарата должен находиться дуоденальный зонд, роль оливы в котором и будет выполнять автономный электростимулятор. Наилучшей формой электростимулятора, обеспечивающей легкость его введения в пищеварительный тракт, свободное прохождение и надежный контакт со стенками кишечника, является форма цилиндра с полусферическими основаниями.

Для решения задач, связанных с конструированием автономных электростимуляторов, имеющих встроенный источник питания, очевидным является применение той методики стимуляции, при которой положительный эффект достигается при минимальных энергетических затратах источника питания. Наиболее приемлемым, на наш взгляд, является способ биполярной электрической стимуляции, т. к. в этом случае для получения одинакового моторного эффекта требуется в 1,5...1,8 раза меньшая сила тока по сравнению с монополярной стимуляцией [2].

Для осуществления биполярной электрической стимуляции капсула должна содержать два электрода, электрически изолированных друг от друга. Так как капсула внутри содержит источник питания и генератор стимулирующих импульсов, то необходимо выполнить условия ее герметичности.

Размеры капсулы определяются в основном анатомическим строением пищеварительного тракта и существующей элементной базой (особенно габаритными размерами источников питания).

Анатомическое строение глотки человека без труда позволяет вводить в пищевод капсулу цилиндрической формы длиной до 30...35 мм и диаметром до 15 мм.

Выпускаемые в настоящее время источники питания (кроме литиевых) специально не проектировались для медицинской техники, тем более для электростимуляторов ЖКТ.

Из существующего многообразия источников питания наиболее приемлемыми являются серебряно-цинковые элементы, выполненные в виде таблеток с диаметром от 6,9 до 7,9 мм и высотой 2,2 и 3,6 мм соответственно [2]. Эти элементы практически удовлетворяют всем основным требованиям, предъявляемым к химическим источникам тока: высокое значение электродвижущей силы (1,55 В), химическая совместимость обоих электродов с раствором электролита, доступность и низкая цена, малый размер элементов. Немаловажным фактором является то, что данные элементы не выделяют летучих компонентов при работе.

Для приведения генератора электростимулятора в рабочее состояние в блоке питания должно быть от одного до трех штук серебряно-цинковых элементов (в зависимости от напряжения питания схемы генератора).

Успехи современной микроэлектроники позволяют электронную часть электростимулятора изготовить в виде чипа сравнительно небольших размеров ($1,0 \times 3 \times 3$ мм).

Таким образом, существующая элементная база позволяет ограничить длину капсулы электростимулятора 11...13 мм.

Но необходимо помнить, что для получения максимального эффекта от стимуляции нужно возбудить как можно большее число клеток гладкомышечной мускулатуры кишечника (особенно при нарушении иннервации места стимуляции), а также обеспечить хороший контакт электродов электростимулятора со стенками ЖКТ. Практика конструирования капсул для медицинских исследований показала, что для получения надежного герметичного соединения размер перекрытия стыкуемых деталей должен быть не менее 3...5 мм. Эти значения и будут определять минимальный размер цилиндрической части электрода капсулы.

Учитывая вышеизложенное и принимая во внимание оптимальный размер межэлектродного расстояния 5...10 мм, длина капсулы электростимулятора должна составлять 22...26 мм. Этот размер увеличивается на длину штуцера (порядка 3 мм), необходимого для крепления капсулы к катетеру.

При конструировании автономных электростимуляторов-зондов (впрочем, как и любых других электростимуляторов с электродами, контактирующими с тканями организма) в первую очередь необходимо решить вопросы, связанные с выбором материала стимулирующих электродов, т. к. на границе электрод-слизистая ЖКТ (среда ЖКТ) происходят основные процессы обмена энергетическими и вещественными потоками. Мы должны минимизировать оба этих потока. А это, в свою очередь, требует детального изучения коррозионного поведения электродных материалов, проведения качественного и количественного анализа продуктов взаимодействия этих материалов с содержимым пищеварительного тракта с целью выяснения возможного токсического воздействия их на организм.

Минимизация энергетического потока (что крайне важно при разработке электростимуляторов с автономным питанием) соответственно связывается с изучением процессов электродной поляризации, т. к. от величины поляризационного напряжения зависит ток стимуляции, возрастающий с уменьшением напряжения.

Важно исследовать электрохимическую нагруженность реальной поверхности электродов для введения технологических запасов по их надежности и оптимизации конструктивного исполнения капсулы электростимулятора.

Необходимо изучить и электропроводность сред ЖКТ для выяснения их влияния на эффективность электрической стимуляции, схемное решение электронной части изделия и корректировку ресурса работы электростимулятора.

В настоящее время в медицинской практике применяют большое количество электродных материалов. Мы выбрали наиболее перспективные мате-

риалы, с точки зрения их безвредности, и учитывая при этом ценовую политику, и провели исследования на пригодность использования их в автономных электростимуляторах ЖКТ.

Было установлено, что по степени уменьшения энергетических потерь при передаче стимулирующего импульса биологическому объекту электродные материалы располагаются в следующей последовательности: титан – стеклоуглерод – углеграфит – нержавеющая сталь – как в имитируемых, так и в реальных средах желудочно-кишечного тракта. Причем в интервале температур 308...318 К значения электродной поляризации в пределах ошибки измерения не зависят от температуры. На рис. 1 приведена диаграмма суммарных значений напряжения поляризации для исследуемых электродных материалов в различных средах.

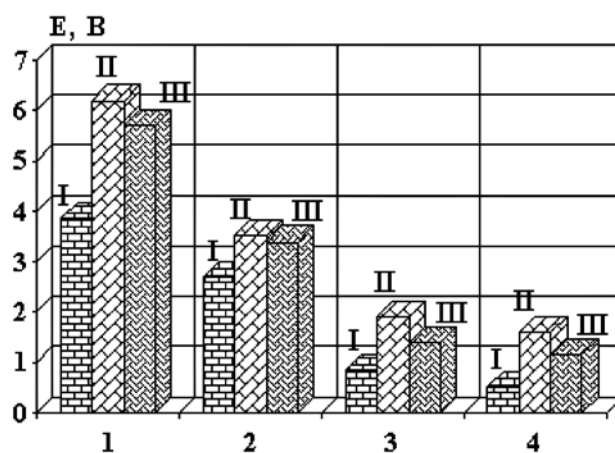


Рис. 1. Диаграмма суммарных значений электродной поляризации (анодной и катодной) для различных материалов: 1 – титан; 2 – стеклоуглерод; 3 – углеграфит; 4 – нержавеющая сталь; I – 1%-ная соляная кислота; II – желудочный сок; III – желчь

По росту стойкости к электрохимическому анодному окислению [и убыванию величины вещественного потока на границе электрод-слизистая ЖКТ (среда ЖКТ)] электродные материалы располагаются так: нержавеющая сталь – углеграфит – стеклоуглерод – титан (рис. 2).

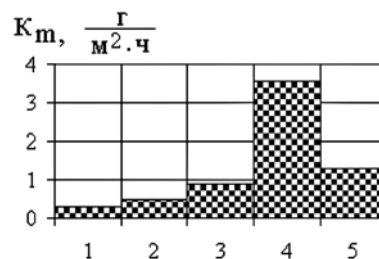


Рис. 2. Значения массового показателя коррозии для различных электродных материалов: 1 – титан; 2 – стеклоуглерод; 3 – углеграфит; 4 – нержавеющая сталь; 5 – нержавеющая сталь, подвергнутая электрохимическому полированию с последующим термическим отжигом

Из полученных данных следует, что наиболее приемлемым электродным материалом для авто-

номных электростимуляторов-зондов являются нержавеющие стали аустенитного класса.

Применение графитовых материалов, благодаря их развитой рабочей поверхности, мы рекомендуем для электростимуляторов, где требуется детектирование сигналов от стимулируемых биологических объектов.

Титан, несмотря на высокие значения суммарной электродной поляризации (полное блокирование ЭДС применяемых источников тока), но благодаря его электрофизическим свойствам, может быть использован в качестве электродного материала при соответствующем построении схемы генератора стимулирующих импульсов.

Экспериментальные данные показывают, что снизить поляризационные эффекты и существенно повысить коррозионную стойкость стальных электродов можно путем их электрохимического полирования и последующей термической обработки. Это связано прежде всего с улучшением однородности электрического поля вблизи электрода (рис. 2, позиция 5).

Своеобразная форма и расположение электродов на капсуле приводят к необходимости решения вопроса о реальной электрохимической нагруженности различных частей их поверхности. С этой целью были сняты гальваностатические катодные и потенциостатические анодные поляризационные кривые с трех разных участков электродов.

Совместное рассмотрение поляризационных кривых в трех точках электрода (рис. 3) показывает, что при любой плотности тока максимальная поляризация наблюдается в точке 3.

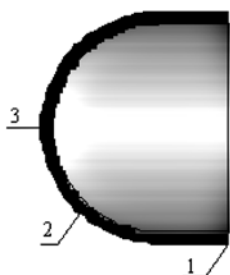


Рис. 3. Форма электрода капсулы электростимулятора-зонда

При анодном токе до 10 мА поляризация в точке 2 составляет в среднем 79 %, а в точке 1 – 66 % от поляризации в точке 3. При таком же катодном токе поляризация в точке 2 составляет 95 %, а в точке 1 – 88 %. И это очевидно, т. к. плотность тока в данных точках различна. Плотность тока в точках 2 и 3 будет ниже из-за увеличения расстояния от противоэлектрода, т. е. из-за увеличения сопротивления электролита. Полученные результаты необходимо учесть при конструировании капсулы электростимулятора.

Несмотря на то что явных данных о токсичности металлов, входящих в состав нержавеющей стали, нет, проведение количественного анализа продуктов коррозии электродов электростимулятора является важной задачей.

Исследования выполнялись в условиях, максимально приближенных к реальным условиям рабо-

ты автономного электростимулятора-зонда ЖКТ. Для анализа использовали фотоколориметрический метод, основанный на поглощении определенных длин волн соответствующими растворами [3]-[6].

В табл. 1 представлены результаты определения хрома, никеля и железа в 1%-ном растворе соляной кислоты через 24 и 48 ч работы (каждое число определялось как среднее для трех проб, взятых в растворе).

Таблица 1

Результаты определения элементов в рабочем растворе

Время, ч	Содержание элементов (числитель – мг/л, знаменатель – %)		
	Железо	Хром	Никель
24	$14,2 \pm 0,9$ $74,5 \pm 5,2$	$3,1 \pm 0,3$ $16,3 \pm 1,6$	$1,7 \pm 0,2$ $9,3 \pm 1,4$
48	$25,6 \pm 2,5$ $77,9 \pm 8,4$	$4,2 \pm 0,4$ $12,7 \pm 1,2$	$3,0 \pm 0,5$ $9,2 \pm 1,4$

Проведенные исследования продуктов коррозии электродов электростимуляторов-зондов в процессе их работы показали, что концентрация данных продуктов находится на уровне концентрации аналогичных элементов в организме [7].

Для материала втулки капсулы можно использовать широко применяемый в медицинском приборостроении ударопрочный полистирол. Материал инертен, не вызывает отрицательных реакций со стороны организма и очень технологичен.

Катетер используется от серийных дуоденальных зондов.

Следующая задача – оптимизация параметров воздействующего электрического тока. Это самостоятельная очень большая работа, требующая постановки большого количества экспериментов и медико-биологических исследований. Оптимизированные электрические параметры для стимуляции гепатопанкреатодуоденальной зоны представлены в работах [4]-[6], [8]. Взяв за основу эти параметры и с учетом специфических требований, связанных с элек-

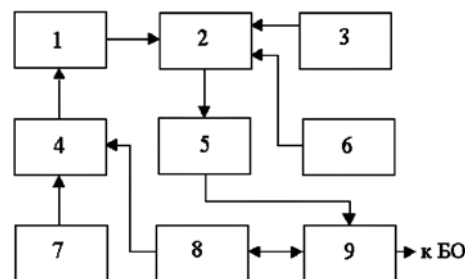


Рис. 4. Структурная схема генератора автономного электростимулятора-зонда желудочно-кишечного тракта: 1 – генератор стимулирующих импульсов; 2 – формирователь управляющих импульсов; 3 – схема управления; 4 – электронный ключ; 5 – выходное устройство; 6 – формирователь паузы; 7 – источник питания; 8 – анализатор состояния внешней среды (пороговое устройство); 9 – электроды; БО – биологический объект

трической стимуляцией в течение длительного времени строго определенного участка ЖКТ, структурную схему генератора электростимулятора-зонда можно представить в виде, изображенном на рис. 4.

Данная структурная схема должна удовлетворять требованиям электробезопасности, отсутствия энергопотребления схемы в нерабочем состоянии, технологичности и реализации в интегральном исполнении. Обычно подобные схемы реализуются с использованием интегральной КМОП-технологии.

При отработке методик автономной электрической стимуляции кишечника было обнаружено, что непрерывная стимуляция в течение 20...30 мин не только не стимулирует, но и оказывает обратный тормозящий эффект на моторную активность ЖКТ [8]. В основе развития тормозного эффекта может лежать «утомление» нервно-мышечного аппарата отдела кишечника, прилежащего к электродам стимулятора, приводящее к удлинению фазы рефрактерного периода клеток гладких мышц, снижая тем самым эффективность электроимпульсного воздействия [9].

Дальнейшие исследования показали, что устранить тормозной эффект можно введением между сериями стимулирующих импульсов паузы длительностью около 20 мин (рис. 4, блок 6).

Питание на генератор стимулирующих импульсов подается через коммутационный ключ только при появлении между электродами электростимулятора проводящей среды. Данное решение позволяет установить срок сохраняемости электростимулятора-зонда не менее срока используемых источников тока.

С помощью формирователя управляющих импульсов и схемы управления формируются серии импульсов длительностью не менее рефрактерного периода клеток гладкомышечной мускулатуры пищеварительного тракта, а также периодичность их посылок.

Известно, что периодичность посылок должна быть несколько выше, чем собственная активность клеток желудочно-кишечного тракта, ибо только в этом случае технический аппарат возьмет на себя роль «водителя ритма» [1].

Следующий этап – непосредственная конструкторская проработка аппарата. Естественно, что каждая деталь конструкции, несущая свое функциональное назначение, требует осмысления и тщательной проработки. В данной работе мы просто рассмотрим конечный результат – разработанный

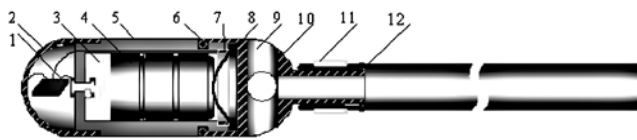


Рис. 5. Автономный электростимулятор-зонд ЖКТ:

- 1 – генератор; 2 – полусферический электрод;
- 3 – коническая телескопическая пружина;
- 4 – источник питания; 5 – диэлектрическая втулка;
- 6 – силиконовый уплотнитель; 7 – контактное кольцо;
- 8 – пружина; 9 – аспирационные отверстия;
- 10 – электрод со штуцером; 11 – бандажное кольцо;
- 12 – резиновая трубка-катетер

аппарат для трансгастральной, трансдуоденальной и трансректальной электрической стимуляции желудочно-кишечного тракта.

На рис. 5 представлена конструкция автономного электростимулятора-зонда.

Капсула электростимулятора состоит из двух металлических электродов, разделенных диэлектрической втулкой, задающей межэлектродное расстояние. Один из электродов выполняется со штуцером и имеет на боковой поверхности взаимно перпендикулярные аспирационные отверстия. Наличие этих отверстий позволяет сохранить проходимость закрепленной на штуцере с помощью бандажного кольца резиновой (латексной) трубки-катетера.

Для обеспечения герметичности капсулы была разработана специальная конструкция втулки. Посадочное место на втулке для полусферического электрода, находящегося под положительным потенциалом, выполнялось с кольцевыми уплотняющими выступами и с примыкающими к ним по направлению напрессовки электрода кольцевыми канавками. При сборке капсулы возможные зазоры между электродом и втулкой заполнялись благодаря уплотняющим кольцевым выступам, а излишний материал этих выступов сдвигался в примыкающую канавку. На внешней поверхности втулки имеется ограничительный пояс, обеспечивающий требуемое межэлектродное расстояние. Для электрода со штуцером на втулке изготавливаются резьба и паз для уплотнительного кольца. На внутренней поверхности втулки предусматриваются посадочное место для контактного кольца и паз для ленточного проводника, представляющий собой медную рулонную фольгу толщиной 35 мкм с односторонне нанесенным полипиромеллитимидным лаковым покрытием, обеспечивающим гальваническую связь отрицательного электрода источника тока с генератором электростимулятора, размещенным внутри капсулы.

Коническая пружина, примененная в конструкции блока питания, служит для передачи положительного потенциала источника тока к генератору, компенсации размерной цепи блока питания при крайних допусках примененных деталей конструкции и самих источников тока и обеспечения электрического контакта между элементами питания. Жесткость конической пружины непрерывно возрастает по мере ее сжатия как вследствие уменьшения числа свободных витков, так и вследствие постепенного уменьшения их диаметра [10]. В конструкции применена особая разновидность конической пружины – телескопическая пружина, складывающаяся при полном сжатии в плоскую спираль. Такие пружины очень удобны при ограниченных осевых габаритах. С целью правильного центрирования пружины конечные витки расправляют по окружности, причем технологически обеспечивается концентричность окружностей опорных витков относительно оси пружины.

Передача отрицательного потенциала от источника тока к электроду со штуцером осуществляется посредством крестообразной пружины, имею-

щей прижимной контакт с электродом и контактным кольцом.

Электронный отсек электростимулятора выполняется неразборным.

Герметичность отсека питания достигается применением резинового уплотнителя, устанавливаемого в специальный паз на втулке. Такая конструкция позволяет производить установку элементов питания в электростимулятор непосредственно перед сеансом электрической стимуляции и/или выполнять их замену по мере расходования энергетической емкости.

Разработанная конструкция электростимулятора характеризуется высокой технологичностью, позволяющей использовать для его сборки робототехнические промышленные комплексы.

Электростимуляторы-зонды (рис. 6) – это изделия многократного применения. При их разработке должны выбираться метод, средства и режимы предстерилизационной очистки, дезинфекции и стерилизации в зависимости от материала, степени обработки поверхности, конструктивного исполнения.



Рис. 6. Электростимуляторы-зонды с индикатором проверки их работоспособности

В медицинской практике предпочтение отдается термическим методам стерилизации. Однако, как следует из работ [11], [12], наиболее подходящими в случае изделий из пластмасс и резины являются «холодные» методы стерилизации – растворами химических препаратов и газами. Авторы [11] отмечают, что наиболее активными химическими препаратами являются перекись водорода, йодонат, надуксусная кислота, надмуравьиная кислота, глаутаровый альдегид.

Проведенные клинические исследования позволили установить области применения электростимуляторов-зондов:

- динамическая непроходимость кишечника, развивающаяся рефлексорно в результате болевого синдрома при заболеваниях брюшной полости, забрюшинного пространства, грудной полости и т. д.;
- послеоперационные парезы кишечника;

- парезы и параличи кишечника вследствие перелома позвоночника и травм головного мозга;
- хронические запоры;
- функциональный дуоденостаз, гипомоторные, гипотонические дискинезии желчных путей, развивающиеся в особенности на фоне описторхоза.

На основании многочисленных клинических исследований были выявлены противопоказания к применению электростимуляторов-зондов:

- механическая непроходимость кишечника;
- подозрения на возможную несостоятельность швов желудочно-кишечного тракта;
- внутренние кровотечения;
- острые и подострые гастроэнтериты;
- язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки;
- желчекаменная болезнь, стриктуры желчных путей, осложненные механической желтухой;
- гипертонические, гипермоторные дискинезии ЖКТ, в том числе желчных путей.

Были выработаны следующие способы применения электростимуляторов-зондов:

- трансгастральный, трансдуоденальный: электростимулятор вводится пациенту, как при обычном зондировании желудка или двенадцатиперстной кишки;
- транскректальный: электростимулятор вводится в прямую кишку на расстояние 8...10 см.

Данный способ хорошо зарекомендовал себя при электромассаже простаты.

Контроль расположения электростимулятора осуществляется по характеру аспирируемого содержимого – рентгенологически или ультразвуковой локацией. Контроль функционирования электростимулятора, находящегося в желудочно-кишечном тракте, осуществляется обычным электрокардиографом. В последнем случае на электрокардиограмме регистрируются на любом отведении серии импульсов электростимулятора.

В зависимости от местонахождения капсулы в ЖКТ электростимуляция:

- восстанавливает замыкательную функцию пищеводно-желудочного перехода при его недостаточности (недостаточность кардии, рефлюкс-эзофогит);
- улучшает секреторную активность желудка при анацидных гастритах, восстанавливает моторно-эвакуаторную деятельность желудка при таких состояниях, как атония, острое расширение желудка и его опущение;
- ликвидирует явления дуоденально-гастрального рефлюкса посредством восстановления тонуса пилорического сфинктера;
- восстанавливает секреторно-эвакуаторную функцию двенадцатиперстной кишки при хронических холециститах, гипомоторной дискинезии желчных путей, дуоденостазах, хронических панкреатитах, в частности описторхозной этиологии;
- эффективно восстанавливает перистальтику тонкого и толстого кишечника при послеоперационных парезах и динамической непроходимости

сти ЖКТ на фоне заболеваний органов грудной и брюшной полостей;

- служит эффективным регулятором функции кишечника при наличии противоестественного заднего прохода.

Разработанные электростимуляторы-зонды имеют ряд преимуществ.

Во-первых, они многофункциональны. Как показали клинические испытания, данные аппараты, наряду с основным назначением, с одинаковым успехом могут применяться для электрической стимуляции прямой кишки, предстательной железы и пр. При необходимости через трубку-катетер электростимулятора можно вводить лекарственные препараты и питательные смеси, проводить декомпрессию стимулируемого органа и измерять внутриполостное давление методом открытого катетера.

Во-вторых, возможно экстренное применение их в клинических амбулаторных, полевых условиях и на скорой помощи, а также в медицине экстренных ситуаций.

В-третьих, отсутствие проводов, соединяющих стимулирующие электроды с внешним аппаратом, сохраняет просвет резиновой трубки и ее эластичность, что крайне важно при вводе зонда в тонкий кишечник и аспирации содержимого ЖКТ. Возможность аспирации, в свою очередь, благоприятно сказывается на эффекте электрической стимуляции, т. к. удаление избыточного количества жидкости и газа, растягивающих стенки полых органов ЖКТ, приводит к тому, что электроды электростимулятора беспрепятственно соприкасаются со стенками стимулируемых органов и электрические импульсы воздействуют непосредственно на слизистую оболочку.

В-четвертых, простота методик автономной стимуляции не требует переучивания медицинского персонала.

И, наконец, следует отметить низкую стоимость и высокую технологичность электростимуляторов-зондов по сравнению с выпускаемыми стационарными аппаратами.

Таким образом, в результате проведенных исследований был создан стимулятор активного терапевтического действия, способный в течение длительного времени работать в агрессивных средах ЖКТ без причинения вреда стимулируемой ткани.

Разработанные автономные электростимуляторы-зонды могут удовлетворить потребности медицины в простых и надежных аппаратах для восстановления желчевыделительной и секреторной функций печени и моторно-эвакуаторной функции ЖКТ.

Список литературы:

1. Физиология пищеварения / Под ред. А.В. Соловьева и др. – Л.: Наука, 1974. 762 с.
2. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей. – М.: Энергоатомиздат, 1983. 384 с.

3. Глузук С.Ф., Пеккер Я.С. Автономные электростимуляторы: конструирование и применение. Уч. пособие. – Томск: Изд-во ТПУ, 2004. 367 с.
4. Глузук С.Ф. Об оптимизации конструкции и схемного построения автономных электростимуляторов желудочно-кишечного тракта // Медицинская техника. 2003. № 3.
5. Глузук С.Ф., Пеккер Я.С. Теоретико-экспериментальное обоснование длительности стимулирующего импульса для электростимуляторов желудочно-кишечного тракта эндогенного применения // Медицинская техника. 2001. № 1.
6. Bordin D.S., Bor Serhat. The relationship between symptom scores and esophageal motility, 24-h intraesophageal pH monitoring, upper gastrointestinal endoscopy in patients with gastroesophageal reflux disease // Journal of Clinical Gastroenterology. 2006. Vol. 40. PP. S197-S198.
7. Ноздрюхина Л.Р. Биологическая роль микроэлементов в организме животных и человека. – М.: Наука, 1977. 184 с.
8. Глузук С.Ф. Автономные электростимуляторы-зонды желудочно-кишечного тракта и системно-комплексный подход к их проектированию / Автореф. дис. ... канд. тех. наук: 05.11.17. Москва, 1989. 12 с.
9. Коробков А.В., Баширов А.А., Ветгинкина К.Т. и др. Нормальная физиология. – М.: Высшая школа, 1980. 560 с.
10. Орлов П.И. Основы конструирования. В 3 т. – М.: Машиностроение, 1977. Т. 2. 463 с.
11. Ваишков В.И., Рамкова Н.В., Масленников Ю.И. и др. Стерилизация изделий медицинского назначения из термолабильных материалов растворами химических препаратов // Медицинская техника. 1974. № 6. С. 9-11.
12. Ваишков В.И., Кареев Н.В., Рамкова Н.В., Чуднова Л.Б. Применение газового метода для стерилизации изделий медицинского назначения // Медицинская техника. 1976. № 6. С. 18-21.

Сергей Федорович Глузук,
д-р техн. наук,
Яков Семенович Пеккер,
канд. техн. наук, профессор,
зав. кафедрой,
кафедра медицинской
и биологической кибернетики,
Сибирский государственный
медицинский университет,
г. Томск,
Риад Таха Аль-Касасбех
доцент,
кафедра электротехники,
Прикладной университет Эль Балка,
Амман, Иордания,
e-mail: gsf48@mail.ru