

*А.И. КУЗИН, М.Ф. ЛАГУТИН, д-р техн. наук*

## **АППАРАТУРА И МЕТОДИКА НЕИНВАЗИВНОЙ ЭЛЕКТРОЭНТЕРОГАСТРОГРАФИИ**

Ввиду отсутствия стандартизированных методов постановки диагноза по электроэнтерогастрограмме (ЭЭГ) на данный момент нет аппаратуры регистрации, предназначенной для использования врачами в повседневной практике. Для регистрации ЭЭГ в научных целях, как правило, используют [1] носимый аппарат Digitrapper EGG американской фирмы Medtronic или [2] стационарный, подключаемый к персональному компьютеру прибор MP100 с набором усилителей EGG100C, также американской фирмы Biopac. Сложности с приобретением этого оборудования сильно тормозят развитие электроэнтерогастрографии в странах СНГ. Таким образом, возникает потребность в разработке недорогих, обеспечивающих качественную регистрацию, приборах. При создании аппаратуры регистрации ЭЭГ разработчик должен учесть аспекты физиологии органов желудочно-кишечного тракта (ЖКТ), поведение электродов и влияющие на них электрохимические явления, ограничения методов математической обработки биофизических сигналов и возможности аппаратной части проектируемого устройства.

### **Возможности и ограничения ЭЭГ при мониторинговании ЖКТ**

Упрощенно ЖКТ – это последовательность полых органов, объединенных в одну мышечную трубу. В зависимости от диаметра и выполняемой функции эта труба может быть разделена на определенное количество сегментов – органов ЖКТ, сходных по строению мышечных слоев в каждом. Именно поэтому дальнейшее изложение построено на примере получения дифференцированной электроэнтерогастрограммы от желудка, называемой электрогастрограммой (ЭГГ).

Электрическая активность желудка (ЭАЖ) является одним из факторов, вызывающим его эвакуаторную активность. Электрической активности желудка также соответствуют изменения в форме сигнала ЭГГ, являющегося разностью потенциалов, регистрируемой на поверхности тела в норме и патологии. Отклонения амплитудных и частотных параметров ЭГГ от стандартного среднего указывает на нарушение моторики. Из регистраций ЭГГ и измерений внутриполостного давления желудка, проведенных одновременно, удалось определить, что как в моторике, так и в ЭГГ присутствует наиболее интенсивная спектральная составляющая с частотой 3 периода в минуту (п/мин), т.е. существует некая их взаимосвязь. При парезах желудка у больных наблюдается случайное изменение частоты этой спектральной составляющей как до приема пищи, так и после, но с большей дисперсией. ЭАЖ состоит из двух компонент: медленной волны (МВ), которая возникает и постоянно присутствует из-за ритмической деполяризации клеток мышц желудка, и потенциала действия (ПД), который составляет вторую часть волны и является индикатором присутствия сокращения. МВ желудка возбуждаются электрическими импульсами пейсмейкера, расположенного в области наибольшей кривизны, ближе к центру желудка. Перемещение пищи в желудке осуществляется за счет сокращения кольцевых мышц с увеличенной скоростью в направлении двенадцатиперстной кишки.

В работе [3] сформулирован ряд конструктивных ограничений электрогастрографии, наиболее важное из которых на поверхности тела пока невозможно зарегистрировать ПД, что на наш взгляд связано с некоторой неадекватностью используемого для регистрации оборудования. Отмечается также потеря информации о замедлении волн перистальтики, что обычно приводит к разрушению последней. Несмотря на эти ограничения, [4, 5] указывают и на положительный эффект от электрогастрографии при применении более совершенных методов фильтрации ЭГГ. Так, использование нейронных сетей позволило гораздо четче и од-

нозначнее регистрировать тахикастрию и брадикастрию, а также до этого плохо регистрируемую аритмию.

Клинические исследования показывают, что ряд функциональных состояний таких как признаки диспепсии не отмечаются в ЭГГ, но имеются сведения о том, что появление тошноты связывают с началом желудочной аритмии особенно тахикастрического характера, что является симптоматически важным обстоятельством перед началом “срыва” сокращений.

Метод контроля вариаций ритма желудка после приема пищи позволяет прогнозировать многие гастриты, приводящие к замедлению прохождения пищи в ЖКТ. Изменения ритма по частоте рассматриваются сейчас как проявление дисфункции и задержки эвакуации.

Следует отметить, что гастроэнтерологи с надеждой смотрят на успехи радиотехники и электроники, которые позволят расширить и углубить знания о функционировании организма человека.

### Особенности универсального электрогастрографа

При регистрации ЭГГ авторами получены напряжения полезного сигнала амплитудой от 40 до 500 мкВ в диапазоне частот  $8 \times 10^{-3} - 0,15$  Гц, что подтверждается многими исследованиями в этой области [6, 7]. Наряду с сигналом ЭГГ отмечены различные артефакты, амплитуда которых на несколько порядков превышает уровень полезного сигнала. В связи с этим особое внимание уделено подавлению помех. Артефакты и методы борьбы с ними рассмотрены в этом разделе.

В схеме регистрации ЭГГ участвуют следующие подсистемы: 1) тело человека – объект; 2) электроды; 3) тракт усиления и предварительной фильтрации; 4) устройство обработки, хранения и отображения информации. При рассмотрении вместе подсистем 1) и 2) можно выделить помехи, возникающие из-за дрейфа электродной разности потенциалов (ЭРП). Резкое изменение ЭРП в результате сдвига электродов на поверхности тела при движении вызывает появление артефактов дыхания в ЭГГ. Провода, ведущие от электродов, и тракт усиления добавляют помехи промышленной сети питания и другие низкочастотные электромагнитные и магнитные помехи.

С учетом подавления этих артефактов разработана принципиальная схема тракта пред-

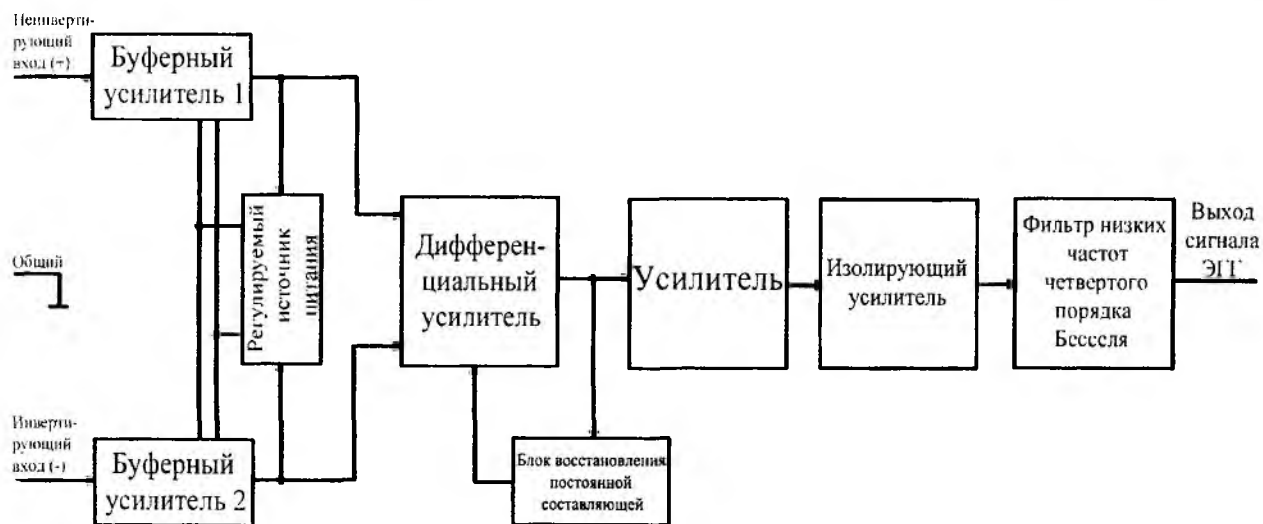


Рис. 1

варительного усиления и фильтрации одного из каналов электрогастрографа, структурная схема которого представлена на рис. 1.

В качестве электродов используются мало поляризующиеся электроды из хлорсеребра с активной поверхностью  $1,7 \text{ см}^2$ . Перед наложением электродов производится обязательная подготовка участка кожи. Между кожей и электродом находится слой токопроводящей пас-

ты для увеличения проводимости и стабилизации ЭРП. Межэлектродное сопротивление таких электродов не превышает 5 кОм, а ЭРП находится в пределах 20 мВ. Низкое межэлектродное сопротивление определило выбор входных буферных усилителей 1 и 2, в них применены ОУ с супер- $\beta$  как обладающие наиболее низким (порядка 10 мкВ) напряжением сдвига и малым его дрейфом (150 нВ/°С). Токи смещения и сдвига таких усилителей не превышают плотности тока обмена хлорсеребряных (ионоселективных электродов второго рода [8]) и, следовательно, не оказывают существенного влияния на ЭРП. Буферные усилители необходимы для обеспечения максимального коэффициента ослабления синфазной составляющей (КОСС). Они выравнивают выходное сопротивление источника сигнала для каждого входа дифференциального усилителя так как разница этих сопротивлений в 0,01 % позволяет достичь КОСС только 80 дБ. Регулируемый источник питания служит для достижения КОСС 125 дБ и выше, он изменяет напряжение питания буферных усилителей синхронно с синфазной помехой и на величину этой помехи так, что в итоге усиливается в основном дифференциальный сигнал.

Дифференциальный усилитель выделяет и усиливает разностный сигнал. Усиленные напряжения сдвига буферных усилителей и дифференциального компенсируются блоком восстановления постоянной составляющей, который представляет собой фильтр высоких частот (ФВЧ), включенный во вход опорного сигнала дифференциального усилителя. Полоса среза ФВЧ регулируется исходя из требуемого диапазона частот ЭГГ.

Разностный сигнал усиливается и передается с минимальными искажениями через изолирующий усилитель, служащий гальванической развязкой пациента, точнее, рабочей части прибора, имеющей электрический контакт с сердцем пациента. Кроме того, благодаря малой емкости изолирующего барьера усилительного тракта ЭГГ (2,8 пФ), значительно снижаются переменные токи помех, втекающие по общим шинам на входы буферных и дифференциального усилителей со стороны недостаточно изолированной части прибора.

Фильтр низких частот (ФНЧ) выполняет две функции: 1) подавляет высокочастотные помехи, возникающие как побочный результат работы демодулятора широтно-импульсного сигнала изолирующего усилителя; 2) ограничивает спектр сигнала ЭГГ для дальнейшей подачи на вход АЦП. В качестве ФНЧ применен фильтр Бесселя четвертого порядка. Несмотря на низкий коэффициент ослабления, этот фильтр обеспечивает высокую линейность фазочастотной характеристики во всей полосе пропускания, что особенно важно на сверхнизких частотах, где лишь у немногих типов конденсаторов, используемых в фильтре, зависимость емкость-частота достаточно линейна. Таким образом обеспечивается фильтрация с минимальными искажениями.

Для обеспечения устойчивой работы ОУ, входящих в состав ФНЧ, служит третий буферный усилитель (на рис. 1 не показан). Нагрузкой этого усилителя является вход аналогового коммутатора, который находится на некотором удалении и связан с ним коаксиальным кабелем.

Диапазон входных напряжений разработанного тракта предварительного усиления и фильтрации ЭГГ составляет  $-350 - +750$  мВ. Несимметричность относительно «0» связана с ненулевым выходным сопротивлением ОУ в блоке восстановления постоянной составляющей и его включением в дифференциальный усилитель. Этот диапазон достаточен для качественного снятия ЭГГ, однако необходимо соблюдать полярность подключения электродов.

Типовые значения амплитуд и частот помех на входе усилителя ЭГГ следующие: синфазная помеха 50 Гц от сети питания менее 30 мВ; амплитуда дифференциальной помехи (ДП) дыхания 50 мВ (150 мВ максимум) в диапазоне частот 0,2 – 0,3 Гц; ДП реполяризации электродов 10 мВ (150 мВ) от 0,004 Гц и менее. ДП артефакт движения пациента из-за сдвига фаз в контакте электрод-тело пациента доходит до 1 В, ее спектр находится во всем диапазоне измерений. Но благодаря блоку восстановления постоянной составляющей, усилительный тракт за время не более чем 2 сек. выходит из режима “переусиления”.

Целиком электрогастрограф изображен на рис. 2. Здесь аналоговый коммутатор поочередно подключает выходы усилительных трактов (УТ) к входу 12-и разрядного АЦП, вы-

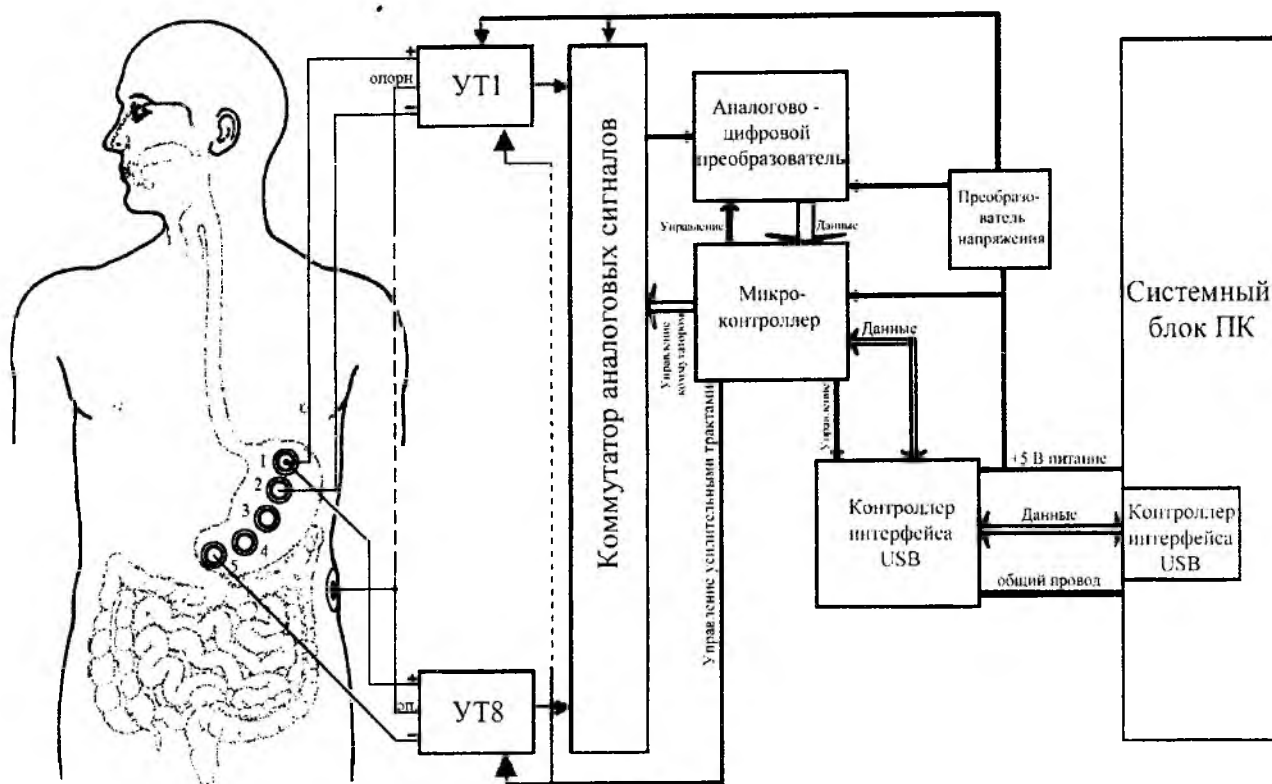


Рис. 2

полняющего выборку сигнала с частотой от 2 до 128 Гц на канал. Работой АЦП и УТ1-8 управляет микроконтроллер.

Кроме этого микроконтроллер формирует поток данных из оцифрованного сигнала ЭГГ для передачи через интерфейс USB в ПК, служащий устройством хранения, обработки и отображения ЭГГ.

Питание УТ1-8 осуществляется от блока питания ПК через отдельный изолирующий источник питания для каждого.

### Особенности устройства и методика применения электроэнтерогастрографа

После операции на органах желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) наступает период полного отсутствия моторики в прооперированном органе либо в соседнем с ним. Длительность этого периода варьирует от нескольких часов до нескольких суток в зависимости от степени радикальности вмешательства и индивидуальных особенностей пациента. Важно определить время начала установившейся эвакуаторной функции и дозировать введение стимулирующих биохимических препаратов и/или электростимуляцию. Обычно контроль моторики осуществляют рентгенологическими методами с предварительным приемом пациентом рентгеноконтрастного вещества. Чтобы уменьшить необходимость в периодических рентгеновских обследованиях, предложена аппаратура и методика неинвазивного, безболезненного контроля наличия сократительной функции органов ЖКТ [9, 10].

Суть метода состоит в измерении потенциалов на поверхности тела, но с использованием монополярного отведения от конечностей. При регистрации ЭЭГГ используют стандартные электрокардиографические электроды. Описание электроэнтерогастрографа и способа его применения приведено в [11]. Подробнее нужно изложить принципы работы резонансных активных фильтров (РАФ), входящих в электроэнтерогастрограф.

Каждый из четырех РАФ представляют собой ОУ с модифицированным двойным Т-образным мостом (рис. 3), включенным в отрицательную обратную связь (ОС). Результаты моделирования фильтров хорошо согласуются с данными, полученными при исследовании реальных устройств. Были созданы РАФ с добротностью более 100 и коэффициентом усиления достигающим 1200.

Существенным недостатком РАФ является длительный, порядка 5 минут, период «успокоения» после перегрузки входа в результате, например, артефакта движения. Сокращение периода успокоения до 12 с достигнуто введением цепей коррекции и подбором ОУ с большим коэффициентом усиления с разомкнутой цепью ОС. На рис. 4 приведена зависимость коэффициента усиления РАФ от коэффициента усиления ОУ с разомкнутой ОС.

С выхода РАФ снимается сигнал синусоидальной формы, частота которого совпадает с центральной частотой настройки, а амплитуда пропорциональна входному сигналу в полосе пропускания.

Авторами также разработан недорогой портативный прибор с автономным питанием и сохранением электроэнтерогастрограммы в электрически стираемом постоянном запоминающем устройстве (рис. 5). Этот прибор построен также с использованием РАФ, перестраиваемых по частоте, и применяется для экспресс-контроля сократительной функции органов ЖКТ перемещаемого пациента. Информация выводится на экран жидкокристаллического индикатора. В состав прибора дополнительно введен электростимулятор, позволяющий производить воздействия на органы ЖКТ.

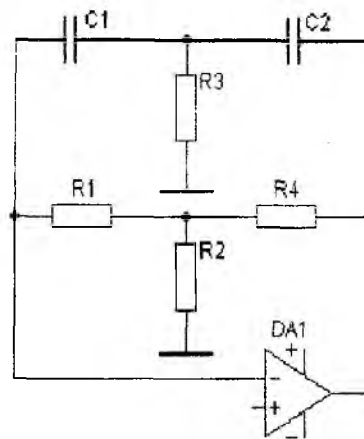


Рис. 3

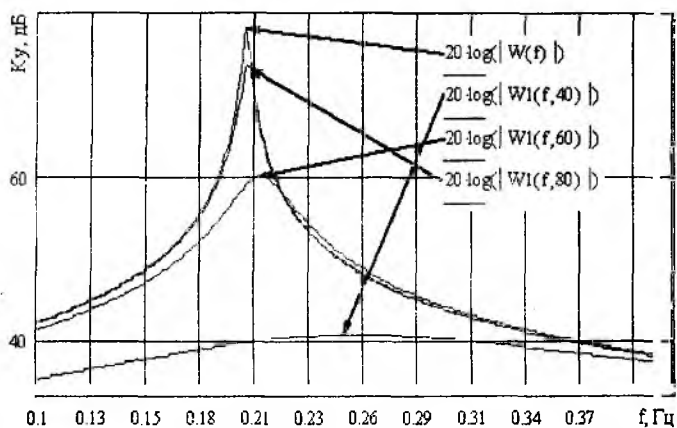


Рис. 4

В состав прибора дополнительно введен электростимулятор, позволяющий производить воздействия на органы ЖКТ.

### Электростимуляция органов ЖКТ

Электрическая стимуляция акупунктурных точек у пациентов с нарушением ЭАЖ проведена в [12]. В проведении процедуры было использовано устройство регистрации ЭГГ с полосой пропускания 1-18 п/мин и частотой дискретизации 1 Гц. Для стимуляции был взят типовой прибор с длительностью пачек импульсов типа меандр 2 мс по 18 пачек в минуту. Воздействие осуществлялось на точки Neiguan и Zusanlin (ST 36). Отклик ЭГГ регистрировался за 30 мин до стимуляции, 30 мин во время стимуляции и 30 мин после стимуляции по обычной методике [13]. После стимуляции увеличилась регулярность ЭАЖ, следовательно, открываются возможности лечения аритмии желудка.

При инвазивной электростимуляции желудка [14] применяют длинные импульсы с длительностями 10-600 мс и короткие с длительностями несколько сотен микросекунд и частотой следования в три раза выше, чем частота медленных волн. Здесь также применяют пакеты импульсов длительностью более 100 мкс и частотой следования 5-100 Гц.

Авторами разработан прибор для неинвазивной электростимуляции желудка (рис. 5). В этом приборе синтезированы сигналы двух видов: 1) аналогичный по спектру, применяемому в автономном стимуляторе ЖКТ, или так называемой «кремлевской таблетке»; 2) сигнал с фликкероподобным спектром. Эффективность применения первого сигнала при акупунктурной терапии была подтверждена положительным результатом [15] в Харьковском институте терапии АМН Украины.

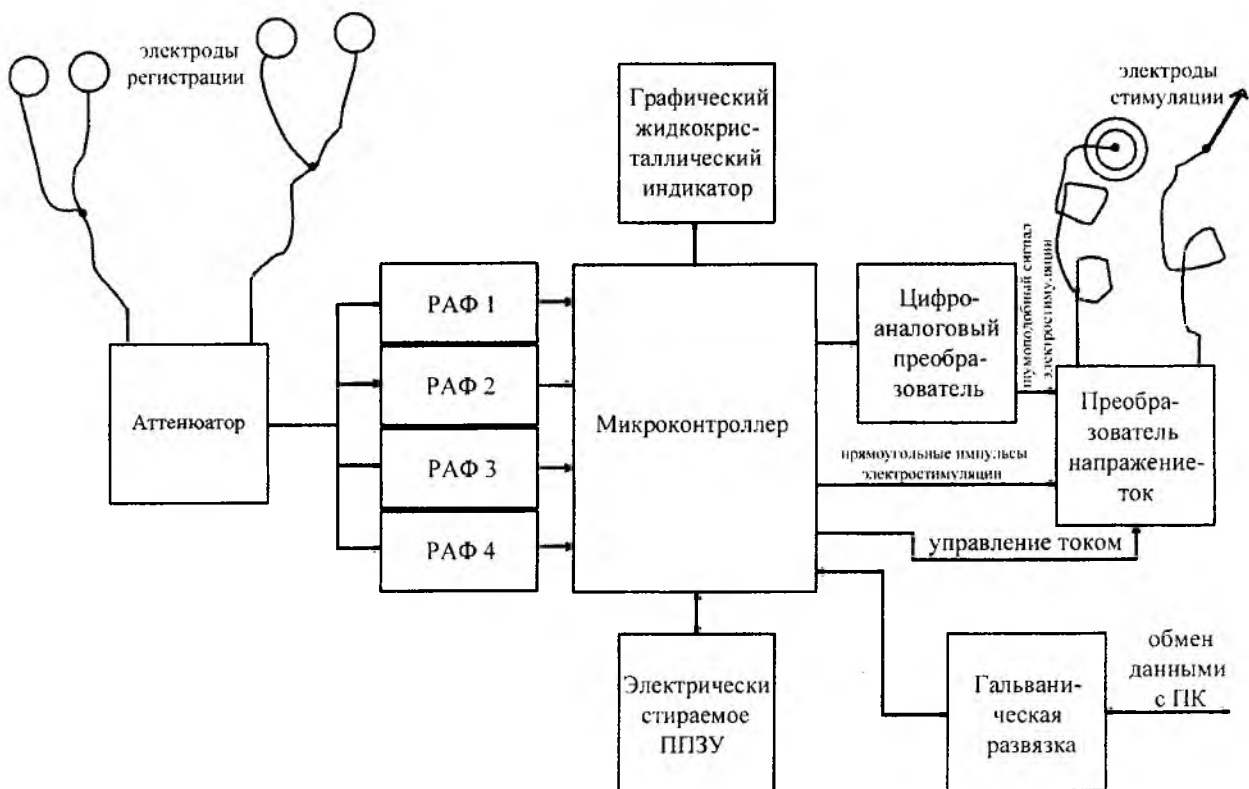


Рис. 5

**Список литературы:** 1. *Mintchev M.P., Bowes K.L.* Comparative quantification of gastric electrical activity and electrogastrogram // *Medical & Biological Engineering & Computing*. 1998. Vol.36. P.96-100. 2. *Levanon D., Chen J. Z.* Electrogastronomy: Its role in managing gastric disorders // *Journal of Pediatric Gastroenterology and Nutrition*. 1998. Vol.27. P.431-443. 3. *Bortolotti M.* Electrogastronomy: a seductive promise, only partially kept // *Amer. Coll of Gastroenrology*. 1998. Vol.93. N10. P.1791-1794. 4. *Brzana R.J, Koch K.L, Bingaman S.* Gastric myoelectrical activity in patients with gastric outlet obstruction and idiopathic gastroparesis // *Am J Gastroenterol*. 1998. Vol.93. N10. P. 1803-1809. 5. *Abell T.L, Malagelada J.R.* Electrogastronomy: Current assessment and future perspective // *Dig. Dis. Sci*. 1988. Vol.33. P.982-992. 6. *Mintchev M. P., Kingma Y. J., Bowes K. L.* Accuracy of cutaneous recordings of gastric electrical activity // *Gastroenterology*. 1993. Vol.104. P.1273-1280. 7. *Geldof H., Van der Schee E.J., Grashnis J. L.* Electrogastronomic characteristics of interdigestive migrating motor complex in humans // *Am. J. Physiol.*. 1986. Vol.250. P.G165-G171. 8. *Камман К.* Работа с ионоселективными электродами. М. Мир. 1980. 240с. 9. *Пат. 99074009 України, МКИ А 61 В 5/05.* Універсальний ентогастрограф / О.Ч. Хаджієв, В.І. Лупальцов, М.Ф. Лагутін, А.І. Ягнюк, А.І. Кузін, Л.Ч. Оразкулієва. Заявл. 13.07.99. Дата прийняття рішення 09.02.00. 11с. 10. *Пат. 2000063603 України, МКИ А 61 В 5/05* Спосіб оцінки функціонального стану шлунково-кишкового тракту / О.Ч. Хаджієв, В.І. Лупальцов, О.П. Сімоненков, А.І. Кузін. Заявл. 21.06.00. 6с. Дата прийняття рішення 09.11.00 – 6с. 11. *Лагутин М.Ф., Кузін А.И.* Неинвазивный компьютерный электрогастроэнтерограф // *Радиотехника*. 2001. №120. С.199-202. 12. *Lin X. et. al.* Electrical stimulation of acupuncture points enhances gastric mioelectrical activity in human // *Am. Journ. Gastroent.* 1997. V.92, № 9. p1527. 13. *Chen J.A.* A computerized data analysis system for electrogastrogram // *Comp. Biol. Med.* 1992. 22, p 45-58. 14. *Chen J.A.* Therapeutic potential of electrical stimulation for the treatment of gastrointestinal motor disorders // (Galvaston, TX 77555). 15. *Лагутин М.Ф.* Солнечно-земное взаимодействие и квантовая терапия // *Фотобіологія та фотомедицина*. 1998. №1. С.109.

Харьковский национальный  
университет радиоэлектроники

Поступила в редколлегию 09.11.2001