

изучения взаимосвязи характеристик приемов пищи и показателей гликемии.

Реализация предсказательного блока выполнена в виде интегрированного решения для разработанной на предыдущих этапах исследования телемедицинской системы.

## Выводы

1. Система информационной поддержки больных гестационным сахарным диабетом должна базироваться на системе удаленного мониторинга заболевания и иметь в составе индивидуальное мобильное приложение у пациента и удаленный сервер с доступом для лечащего врача.

2. В процессе сравнения результатов использования различных моделей наилучшей была признана модель регрессии, основанная на применении деревьев решений с многомерными линейными регрессионными моделями с добавлением коррекции на примерах.

3. Разработанный экспериментальный образец и его апробация подтвердили целесообразность интеграции систем удаленного мониторинга диабета с системой информационной поддержки пациента, построение прогностических моделей для оценки динамики метаболизма глюкозы и предсказания значения постпрандиального УСК.

*Разработка и апробация математических моделей в рамках данной работы была осуществлена при поддержке гранта РФФИ № 16-07-00599.*

*Разработка экспериментального образца системы, исследования на группе пациентов, апробация системы в ходе клинических исследований были осуществлены при поддержке гранта РФФИ (проект № 15-14-30012).*

## Список литературы:

1. Карпельев В.А., Филиппов Ю.И., Тарасов Ю.В. и др. Математическое моделирование системы регуляции гликемии у пациентов с сахарным диабетом // Вестник Российской академии медицинских наук. 2015. Т. 70. № 5. С. 549-560.
2. Cescon M. Modeling and Prediction in Diabetes Physiology. – Department of Automatic Control, Lund Institute of Technology, Lund University. 2013. P. 215.

3. Poulsen J.U. DIAdvisor. Personal Glucose Predictive Diabetes Advisor. – European Commission. Final publishable summary report. 2012. P. 39.
4. Ignell C. Gestational diabetes mellitus – prevalence in southern Sweden and risk factors for subsequent diabetes. – Department of Clinical Sciences, Lund University. 2015. P. 73.
5. Пустозеров Е.А., Юлдашев З.М. Метод и система для информационной поддержки пациента – больного сахарным диабетом // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 11. С. 16-20.
6. Пустозеров Е.А., Юлдашев З.М. Дистанционный мониторинг состояния больных сахарным диабетом // Медицинская техника. 2014. № 2. С. 15-18.
7. Quinlan J.R. Combining Instance-Based and Model-Based Learning / Proceedings of the Tenth International Conference on Machine Learning. 1993. PP. 236-243.
8. Пустозеров Е.А., Попова П.В., Ткачук А.С., Болотко Я.А., Герасимов А.С. Применение мобильного приложения с дневником наблюдения в клинической практике лечения гестационного сахарного диабета // Проблемы эндокринологии. 2016. Т. 62. № 5. С. 32-33.

*Евгений Анатольевич Пустозеров,  
ассистент, аспирант,  
Зафар Мухамедович Юлдашев,  
д-р техн. наук, профессор,  
зав. кафедрой,  
кафедра биотехнических систем,  
Санкт-Петербургский государственный  
электротехнический университет «ЛЭТИ»,  
Полина Викторовна Попова,  
канд. мед. наук, заведующий НИЛ  
эндокринных заболеваний у беременных,  
Яна Алексеевна Болотко,  
научный сотрудник,  
Александра Сергеевна Ткачук,  
научный сотрудник,  
Институт эндокринологии,  
НМИЦ им. В.А. Алмазова,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: pustozero.e@gmail.com*

---

*Н.А. Кореневский, С.П. Серегин, Д.А. Зубарев, Г.В. Сиплиный,  
С.Д. Долженков, И.М. Холименко, А.Г. Коцарь*

## Математические модели оценки кровоснабжения простаты и устройство биоуправляемой магнитотерапии хронического простатита

### Аннотация

Рассматриваются вопросы повышения эффективности лечения хронического простатита с использованием математических моделей, управляющих амплитудой и частотой электромагнитного воздействия в зависимости от параметров кровоснабжения простаты.

### Введение

Одним из эффективных методов лечения хронического простатита является использование электромагнитных полей, причем терапевтический эффект возрастает, если использовать биоуправляемую электромагнитную терапию, когда в качестве управляющего воздействия исследуются параметры, характеризующие кровоснабжение простаты.

Один из способов такого биоуправления описан в [1]. Однако этот способ и соответствующее устройство не обеспе-

чивают достаточной точности оценки параметров кровоснабжения простаты, а выбор управляющих воздействий сильно зависит от субъективного мнения и уровня подготовки врача.

В рассматриваемой работе повышение точности оценки кровоснабжения обеспечивается получением более точной модели, характеризующей уровень кровоснабжения простаты, за счет введения процедуры обучения некой модели и использования двух фотоплетизмограмм, получаемых в красной и инфракрасной областях спектра.

## Используемые методы и средства

Основным источником информации о кровоснабжении простаты является фотоплетизмограмма, снимаемая с ректального датчика, конструкция которого показана на *рис. 1*.

Как и в работе [1], источником биоуправляемого воздействия является индуктор (ИН), создающий электромагнитное поле звуковой частоты с управляемыми амплитудой и частотой. Кроме индуктора в силиконовом корпусе размещены два светодиода CD1 и CD2, располагающиеся в зоне простаты, и широкополосный фотоприемник.

Для того чтобы обеспечивать возможность исследовать кислородонаполнение (сатурацию) крови, как в традиционных пульсометрах, используются красный (660 нм) и инфракрасный (940 нм) светодиоды.

Специально для исследования сатурации промышленность выпускает специализированный аналоговый интерфейс AFE 4490, подключаемый к светодиодам CD1 и CD2 и фотоприемнику ФП.

Схема подключения микросхемы AFE 4490 представлена на *рис. 2*.

В этой схеме программируемый интерфейс с драйвера светодиода (LED DRIVER) обеспечивает рабочий ток красного и инфракрасного светодиодов (LED) до 75 мА. Программным путем обеспечивается независимое управление светодиодами с программируемым временем их свечения. Фотоприемник (Photodiode) подключается к программируемому малошумящему инструментальному усилителю (TIA). Далее включены программируемый (с изменяемым коэффициентом усиления) масштабный усилитель и программируемый аналоговый

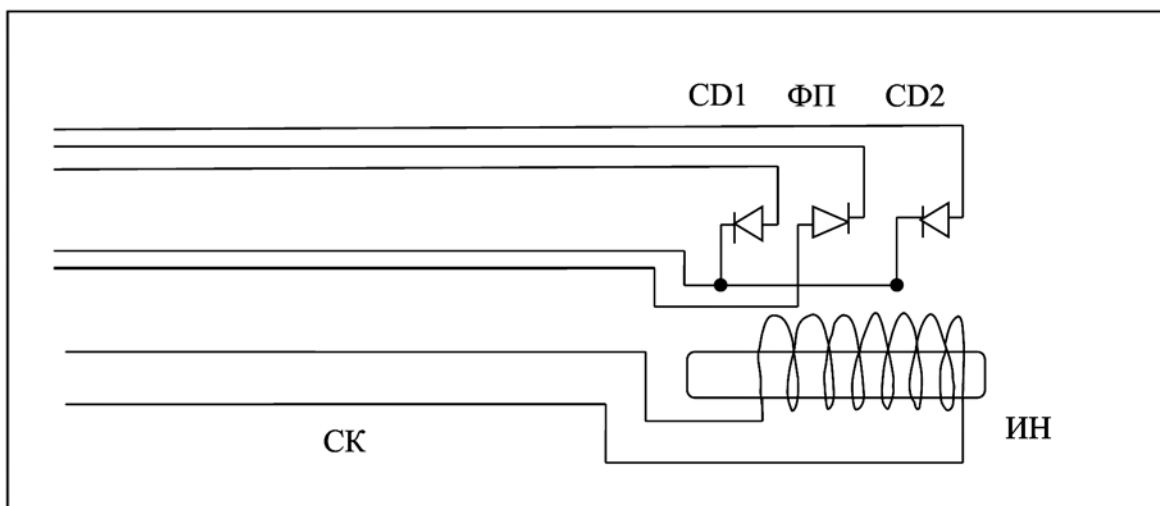


Рис. 1. Конструкция ректального датчика

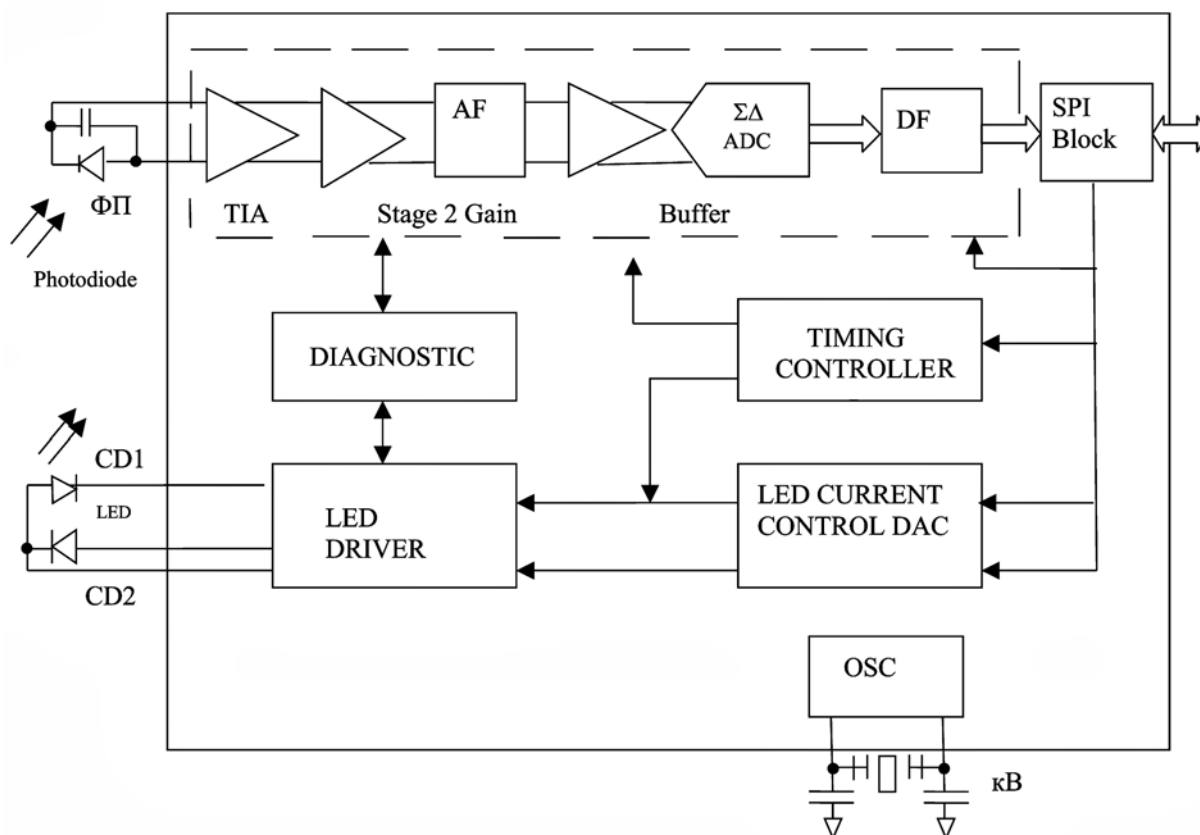


Рис. 2. Структурная схема AFE 4490, включенного для пульсоксиметрии

фильтр низких частот (AF). После буферного усилителя (Buffer) включены 22-разрядный  $\Sigma$ - $\Delta$  АПЦ и цифровой программируемый фильтр (DF). Связь с другими цифровыми устройствами осуществляется по протоколу SPI (SPI Block). По этому же протоколу через SPI Block осуществляется программирование AFE 4490. Блок диагностики (DIAGNOSTIC) позволяет определять ряд неисправностей (обрыв или короткое замыкание в цепях фотоприемника и светодиодов, подключение кабеля и т. д.).

Для получения моделей управления параметрами электромагнитного поля создается обучающая выборка по следующей методике.

Формируется группа людей с различным кровообращением простаты, включая нормальное кровообращение у здоровых людей. У этой группы людей с использованием схемы рис. 2, подключенной к обучающему компьютеру, снимают фрагменты фотоплетизмограмм, для которых общественным методом определяется величина сатурации крови по калибровочной кривой вида

$$S = f(R), \quad (1)$$

где  $R = A_{нк} / A_{ни}$ ;  $A_{нк} = A_{2к} / A_{1к}$ ;  $A_{ни} = A_{2и} / A_{1и}$ ;  $A_{2к}$ ,  $A_{2и}$  – амплитуды пульсации артериальной крови в красном и инфракрасном диапазонах;  $A_{1к}$ ,  $A_{1и}$  – амплитуды постоянных составляющих в красном и инфракрасном диапазонах.

У этой группы людей с использованием ультразвуковых томографов определяют величину кровоснабжения простаты в количественном выражении (например в баллах). Фотоплетизмограммы каждого из обследуемых подвергают спектральному анализу (преобразование Фурье) и цифровой фильтрации с определением векторов амплитудных  $X = x_1, \dots, x_n$  и частотных  $Y = y_1, \dots, y_n$  составляющих Фурье-преобразования.

Известными математическими методами, например регрессионного анализа, методом группового учета аргументов (МГУА), теории измерения латентных переменных и др. [2]-[5], определяются уровни связи между откликом  $Z$ , амплитудными и частотными характеристиками фотоплетизмограммы

$$Z = F(X, Y, B), \quad (2)$$

где  $B$  – вектор коэффициентов модели (2).

Имея фотоплетизмограммы людей с нормальным кровообращением простаты, определяют номинальные (соответствующие эталонной норме) величины  $Z_n$  и  $S_n$ .

Параметры электромагнитного воздействия звукового диапазона определяются их амплитудой  $\alpha$  и частотой  $f$ . Как и в классических физиотерапевтических приборах, работающих на токах низкой и средней частоты (например приборы типа «Амплипульс»), принимаем, что наибольший терапевтический эффект достигается при максимальных амплитудах, не приводящих к дискомфортным болевым ощущениям. Поэтому оператору рекомендуется задавать амплитуду воздействия, спрашивая обследуемого о появлении дискомфортных ощущений. Частоту и непрерывное время воздействия будем выбирать исходя из индивидуальных особенностей пациента, анализируя эффективность лечебного воздействия  $E$ , рассчитываемую для показателей  $Z$  и  $S$  по формулам

$$E_z = \frac{Z_i - Z_{i-1}}{\Delta t_i}; \quad (3)$$

$$E_s = \frac{S_i - S_{i-1}}{\Delta t_i}, \quad (4)$$

где  $E_z$  – эффективность терапии по изменению кровообращения простаты;  $E_s$  – эффективность терапии по изменению кислородосодержания;  $Z_i$ ,  $S_i$  – показатели  $Z$  и  $S$  на  $i$ -м этапе измерения;  $Z_{i-1}$ ,  $S_{i-1}$  – показатели  $Z$  и  $S$  на предыдущем этапе измерения в начале исследования (эти показатели рассчитываются до проведения электромагнитной терапии);  $\Delta t_i$  – интервал времени проведения терапии с параметрами электромагнитного воздействия  $\alpha_i$  и  $f_i$ .

Начальное значение  $f_0$  задается как середина звукового диапазона, равная 10 кГц. Начальное время воздействия  $\Delta t_0 = 1$  мин.

Очевидно, что при положительных значениях  $E_z$  и  $E_s$  наблюдается позитивный терапевтический эффект, при отрицательных – негативный эффект.

Задача управления заключается в выборе  $f_i$  и  $\Delta t_i$ , обеспечивающих максимальные позитивные терапевтические эффекты.

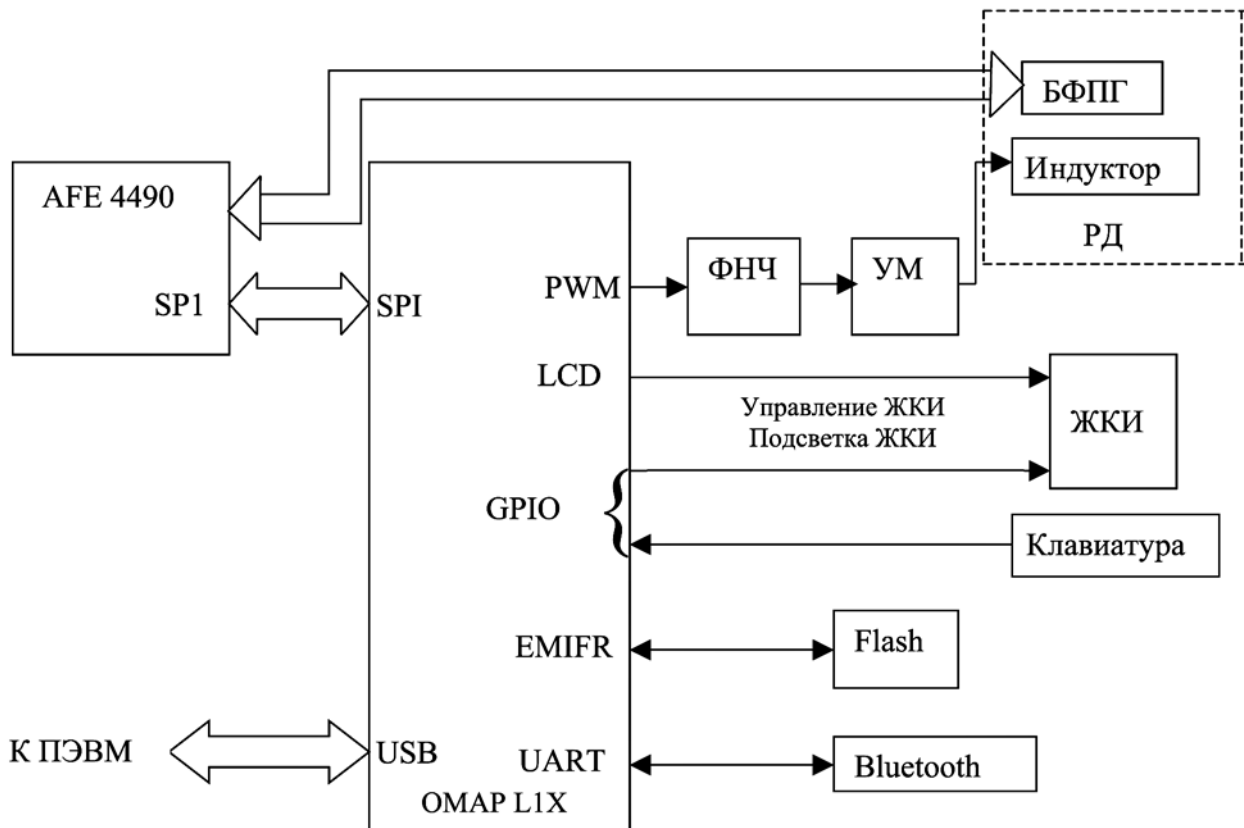


Рис. 3. Структурная схема биоуправляемой терапии предстательной железы

Величина  $\Delta t_i$  определяется как функция расстояния от текущего  $Z_i$  до номинального значения ( $\Delta Z_i = Z_n - Z_i$ ) величин  $E_z$  и  $E_s$ :

$$\Delta t_i = f_i(\Delta Z_i, E_z, E_s). \quad (5)$$

Виды функциональных зависимостей  $f_i$  выбираются в ходе обучения на репрезентативных обучающих выборках по максимальным величинам  $E_z$  и  $E_s$ , получаемым за минимальное время лечения.

Величина изменения частоты  $\Delta f_i$  определяется экспериментально (рекомендуется  $\Delta f_i = 2$  кГц). Направление определяется знаком  $E_z$ . Если  $E_z$  положительный, то первоначально выбранное направление изменения частоты не меняется:  $f_{i+1} = f_i + \Delta f_i$ . В противном случае  $f_{i+1} = f_i - \Delta f_i$ .

Критериями остановки терапии являются достижение номинальных значений  $Z_n$  и (или)  $S_n$  или нулевые значения  $E_z$  (или)  $E_s$ .

По мере накопления статистики и опыта проведения биоуправляемой магнитотерапии планируется переход на нечеткие модели управления, общая методология синтеза которых описана в работах [4]-[9].

### Техническая реализация

С учетом воздействия звуковой частоты на предстательную железу и наличия схемы фотоплетизмографа со стандартным цифровым выходом, а также в связи с необходимостью связи с обучающей машиной и реализацией моделей биоуправления в качестве основного блока обработки данных, управления и взаимодействия с «внешним» миром целесообразно использовать прикладной процессор серии «ОМАР». В таком варианте исполнения структура устройства биоуправляемой терапии предстательной железы имеет вид, представленный на рис. 3.

В этой схеме управление блоком фотоплетизмограммы (красный и инфракрасный светодиоды и фотоприемник) осуществляет микросхема AFE 4490 (рис. 1).

Двоичные коды фотоплетизмограммы, полученные в красном и инфракрасном свете, по стандартному интерфейсу SPI передаются прикладному процессору «ОМАР L1X». С обучающей ПЭВМ прикладной процессор «связывается» интерфейсом USB. Звуковой стимулирующий сигнал формируется на выходе аудиointерфейса PWM, сглаживается фильтром низкой частоты (ФНЧ), усиливается усилителем мощности (УМ) и подается на индуктор ректального датчика (РД). Параметры стимулирующего звукового сигнала и режим воздействия (непрерывный, импульсный) задаются программно.

Жидкокристаллический индикатор (ЖКИ) управляется интерфейсом LCD. Подсветка ЖКИ и взаимодействие с клавиатурой управления осуществляются через побитно-программно управляемый интерфейс GPIO.

Результаты обработки данных и режимы работы с несколькими пациентами хранятся во внешней памяти (Flash).

Передача данных на небольшое расстояние обеспечивается микросхемой радиоканала Bluetooth. При необходимости к «ОМАР L1X» может быть подключена микросхема дальней радиосвязи или сеть Интернет.

### Список литературы:

1. Кузьмин А.А., Филист С.А., Серегин С.П., Мешковский Д.В., Новиков А.В., Коцарь А.Г., Долженков С.Д. Способ биоуправляемой магнитотерапии больных простатитом и устройство для его реализации / Патент № 2355446; опубл. 21.05.2009 г.
2. Ивахненко А.Г., Юрачевский Ю.П. Моделирование сложных систем по экспериментальным данным. – М.: Радио и связь, 1987. 118 с.

3. Корневский Н.А., Шуткин А.Н., Бойцова Е.А. Оценка и управление состоянием здоровья на основе моделей Г. Раша // Медицинская техника. 2015. № 6. С. 37-40.
4. Корневский Н.А., Шуткин А.Н., Горбатенко С.А., Серебровский В.В. Оценка и управление состоянием здоровья обучающихся на основе гибридных интеллектуальных технологий. Монография. – Старый Оскол: ТНТ, 2015. 472 с.
5. Корневский Н.А., Артеменко М.В., Провоторов В.Я., Новикова Л.А. Метод синтеза нечетких решающих правил на основе моделей системных взаимосвязей для решения задач прогнозирования и диагностики заболеваний // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2014. Т. 13. № 4. С. 881-886.
6. Корневский Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем // Медицинская техника. 2015. № 1 (289). С. 33-35.
7. Корневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для анализа и управления состоянием биотехнических систем // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2013. № 2. С. 99-103.
8. Корневский Н.А., Крупчатников Р.А., Горбатенко С.А. Синтез нечетких сетевых моделей, обучаемых по структуре данных для медицинских экспертных систем // Медицинская техника. 2008. № 2. С. 18-24.
9. Корневский Н.А., Разумова К.В. Синтез коллектива гибридных нечетких моделей оценки состояния сложных систем // Научные технологии. 2014. Т. 15. № 12. С. 31-39.

Николай Алексеевич Корневский,  
д-р техн. наук, профессор,  
зав. кафедрой биомедицинской инженерии,

Станислав Петрович Серегин,  
д-р мед. наук, профессор,  
Даниил Андреевич Зубарев,  
аспирант кафедры биомедицинской инженерии,  
ФГБОУ ВО «Юго-Западный  
государственный университет»,  
Геннадий Вячеславович Сипливый,  
д-р мед. наук, профессор,  
кафедра урологии,

ГОУ ВПО «Курский государственный  
медицинский университет»,  
Сергей Дмитриевич Долженков,  
канд. мед. наук, зав. урологическим отделением № 1,  
ОБУЗ «Курская городская клиническая больница  
скорой медицинской помощи»,  
Иван Михайлович Холименко,  
аспирант кафедры урологии,  
ГОУ ВПО «Курский государственный  
медицинский университет»,  
Александр Геннадьевич Коцарь,  
д-р мед. наук, зав. операционным отделением,  
ОБУЗ «Курская городская клиническая больница  
скорой медицинской помощи»,  
г. Курск,  
e-mail: kstu-bmi@yandex.ru