

Научный журнал.

Основан в 2005 году Научным центром биомедицинских технологий РАМН

Журнал зарегистрирован Комитетом РФ по печати
Свидетельство о регистрации: ПИ № ФС77-21324
09.06.2005г.

Подписной индекс 57995 в Каталоге «Издание органов научно-технической информации» ОАО «Роспечать»

Журнал включен в перечень ведущих рецензируемых научных журналов и изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени доктора и кандидата наук (редакция — март 2010 года)

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ

Главный редактор Н. Н. Каркищенко,
академик РАН, член-корреспондент РАМН

Г. Д. Капанадзе (д.б.н., зам. главного редактора),
В. Н. Каркищенко (д.м.н., проф., зам. главного редактора),
Л. Х. Казакова (к.б.н.), Ю. С. Макляков (д.м.н., проф.), Е. Л. Матвеев (к.э.н., доц.),
А. Н. Мурашев (д.б.н., проф.), Г. В. Раменская (д.ф.н., проф.), А. О. Ревякин (к.б.н.),
И. В. Сарвилина (д.м.н.), Х. Х. Семёнов (к.б.н.), Н. В. Станкова (к.б.н., ответственный секретарь),
Д. А. Сычев (д.м.н., проф.), Д. Б. Чайванов (к.ф.-м.н.), Е. В. Ших (д.м.н., проф.)

Редакционный совет:

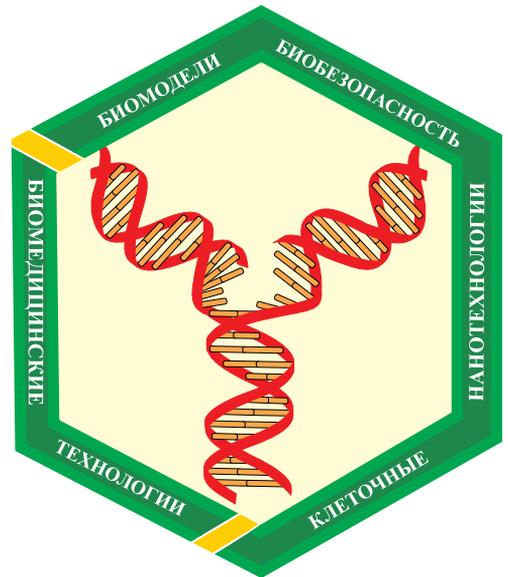
член-корр. РАН и РАМН К. В. Анохин, проф. Е. Е. Ачкасов, prof. Iorgen Backmen (Германия),
акад. РАМН и РАСХН В. А. Быков, проф. Витан Влахов (Болгария), акад. РАМН А. М. Дыгай,
prof. Moineao S.-F. D'Herelle (Канада), акад. РАМН С. И. Колесников, акад. РАМН А. А. Кубатиев,
акад. РАМН В. Г. Кукес, акад. РАН А. И. Мирошников, проф. С. П. Нечипоренко,
акад. РАН и РАМН М. А. Пальцев, акад. РАМН В. И. Петров, акад. РАМН К. В. Судаков,
акад. РАМН В. П. Фисенко, член-корр. РАМН Д. Ф. Хритинин, проф. Б. Д. Цыганков,
акад. РАМН В. Н. Ярыгин

Охраняется Законом Российской Федерации № 5351-1
«Об авторском праве и смежных правах» от 9 июля 1993 года
и иными нормативно-правовыми актами. Воспроизведение
всего издания, а равно его части (частей) без письменного
разрешения издателя влечет ответственность в порядке,
предусмотренном действующим законодательством.

Адрес редакции:

105064, Москва
Малый Казенный пер. 5, стр. 1
scbmt@mail.ru www.scbmt.ru
Тел.: 8 (495) 561-52-64

Отпечатано в типографии «Лин-Интер»
127591, Москва, ул. Дубнинская, д. 83а
Подписано в печать 07.12.2012 г.
Тираж 3 000 экз.





Физические методы оценки психофункционального состояния человека при электрической и магнитной стимуляции и в условиях сильных электромагнитных полей

Д.Б. Чайванов¹, Н.Н. Каркищенко², Ю.В. Фокин², В.Н. Каркищенко²,
Ю.А. Чудина¹, М.И. Стригина¹, Н.З. Орлова¹

¹ – НИЦ «Курчатовский институт», Москва

² – ФГБУ «Научный центр биомедицинских технологий» РАМН, Московская область

Контактная информация: к.ф.-м.н. Чайванов Дмитрий Борисович,

e-mail: chaivanov@yandex.ru;

акад. РАРАН, чл.-корр. РАМН, д.м.н., проф. Каркищенко Николай Николаевич,

e-mail: niknik2808@yandex.ru.

В настоящей статье рассматриваются неэлектрические физические методы диагностики динамики психофункционального состояния человека, применимые в процессе электрической и магнитной стимуляции или в условиях сильных электромагнитных помех.

Ключевые слова: электрическая и магнитная стимуляция, психофункциональное состояние, электромагнитные помехи, неэлектрические методы диагностики состояния мозга человека.

При традиционном полиграфическом анализе основными способами оценки психофункционального состояния человека являются такие электрические физические методы как электроэнцефалография, кожно-гальваническая реакция, анализ variability сердечного ритма по данным электрокардиограммы, электромиограмма и др. Все эти методы требуют измерения потенциалов с амплитудой порядка 100-1000 мкВ в частотном диапазоне от 1 до 3000 Гц. Лечебные электромагнитные воздействия и электромагнитные поме-

хи, создаваемые приборами, делают невозможным фиксацию полезного сигнала столь малой амплитуды. Так, например, во время проведения таких лечебных процедур как электросон, транскраниальная амплипульстерапия, центральная электроанальгезия, амплипульстерапия, электростимуляция мышц, транскраниальная магнитная стимуляция и некоторых других, становится невозможным фиксация электрических потенциалов, применяющихся для диагностики текущих изменений функционального состояния организма и мозга [2]. Также крайне

сложно измерять электрические показатели активности у персонала, выполняющего работы вблизи трансформаторных подстанций, движущихся электропоездов, линий электропередач, силовых кабелей мощных электрогенераторов и электродвигателей и т.д. Однако текущий контроль показателей изменения функционального состояния является весьма важным и даже необходимым. Текущая фиксация динамики состояний организма и мозга пациента непосредственно во время проведения лечебной процедуры повысит ее безопасность, так как позволит более гибко и индивидуально осуществлять настройку характеристик данного лечебного воздействия. Не менее важной задачей является мониторинг работоспособности и адекватности персонала, работающего в условиях опасных производств, электротехнического персонала, машинистов электропоездов и т.п.

Настоящее сообщение посвящено обзору применяющихся и разрабатываемых нами неэлектрических физических методов оценки психофункционального состояния человека, которые могут быть использованы для текущего мониторинга состояний пациентов и специалистов, работающих в сложных психофизиологических условиях. В основе рассматриваемых методов лежат процедуры фиксации физиологических показателей с помощью датчиков, устойчивых к электромагнитным воздействиям. К таким методам относятся: анализ информационных параметров ультразвуковой вокализации, анализ variability сердечного ритма по данным фотоплетизмограммы, анализ характеристик дыхания и анализ изменений температуры тела.

Методы записи информационных параметров ультразвуковой вокализации

Физиологические основы. Известно, что ультразвуковая вокализация в состоянии покоя свойственна многим лабораторным животным (мыши, крысы, хомяки, морские свинки, кролики, мини-свиньи, обезьяны), а также человеку. У людей феномены ультразвуковой вокализации более выражены при физической и психоэмоциональной нагрузке [4]. Установлено, что информационные параметры ультразвуковой вокализации являются маркерами психофункционального состояния животных и человека [4].

Техника записи. Для записи ультразвукового сигнала в частотном диапазоне 15-120 кГц нами используется система Sonotrack (Metris B.V., Нидерланды), а для обработки сигнала – как поставляемое фирмой-производителем программное обеспечение, так и оригинальное программное обеспечение, написанное на языке Matlab. В качестве более доступной в финансовом плане альтернативы для записи ультразвукового сигнала можно рекомендовать звуковую карту персонального компьютера с частотой семплирования не ниже 192 кГц. Некоторые звуковые карты могут иметь входной фильтр высоких частот, который необходимо шунтировать на аппаратном уровне. Применение высокочастотных микрофонов совместно с такими картами может позволить осуществлять запись ультразвука с частотой до 40 кГц, для записи которого необходимо использовать программное обеспечение, позволяющее записывать сигнал с частотой семплирования 192 кГц, – например, Sonar 7.0.

Способы подавления ультразвуковых помех. Чрезвычайно важной задачей при записи информационных параметров ультразвуковой вокализации является

исключение посторонних ультразвуковых шумов, основными источниками которых в лабораторных помещениях могут являться:

- 1) система отопления;
- 2) система вентиляции;
- 3) работающие компьютеры.

Источниками ультразвуковых шумов в системах отопления являются:

- 1) избыточные скорости движения теплоносителя в системах отопления;
- 2) шум от циркуляционных насосов и вентиляторов горелок;
- 3) шум, вызванный ударами твердых предметов об трубопроводы системы отопления и отопительные приборы;
- 4) скрежет, вызванный скольжением расширяющихся или сжимающихся вследствие изменения температуры теплоносителя трубопроводов по опорам системы отопления.

Требования к допустимым скоростям движения теплоносителя, нормы и правила, исключая движение теплоносителя со скоростями выше допустимых, изложены в СНиП 41-01-2003 [7]. Для снижения шума циркуляционных насосов следует предусматривать шумопоглощающие опоры и шумопоглощающие вставки между патрубками насосов и трубопроводами системы отопления. Если шум, производимый циркуляционными насосами, обусловлен избыточной скоростью движения теплоносителя в насосах, может потребоваться установка насосов с меньшей частотой вращения. Для устранения шума от вентиляторов горелок следует применять инъекционные газовые горелки. Для предотвращения шума, вызванного ударами твердых предметов о трубопроводы системы отопления, следует применять мягкую теплоизоляцию. Скрежет, вызванный

скольжением расширяющихся или сжимающихся вследствие изменения температуры теплоносителя трубопроводов по опорам системы отопления, можно исключить, применяя неподвижные опоры и линзовые компенсаторы теплового расширения. Для предотвращения распространения шума, образовавшегося в других помещениях, следует применять шумопоглощающие вставки в трубопроводы системы отопления.

Источниками ультразвуковых шумов в системах вентиляции являются:

- 1) избыточные скорости движения воздуха в системах вентиляции;
- 2) шум от вентиляторов;
- 3) шум, распространяющийся по воздуховодам из соседних помещений.

Требования к допустимым скоростям движения воздуха, нормы и правила, исключая движение воздуха со скоростями выше допустимых, изложены в СНиП 41-01-2003 [7]. Для снижения шума вентиляторов следует предусматривать шумопоглощающие опоры и шумопоглощающие вставки между патрубками вентиляторов и воздуховодами, использовать специальные малозумные вентиляторы. Для снижения шума, передающегося из соседних помещений, следует использовать шумоглушители и шумопоглощающие вставки воздуховодов.

Основными источниками шумов в компьютерах являются вентиляторы и жесткий диск. Данные шумы усиливаются вследствие резонанса корпуса из тонкой стали. Наиболее радикальным способом снижения шума от жесткого диска является использование FLASH-диска. Также необходимо использование малооборотных вентиляторов, в том числе в блоке питания, и выбор блока питания с 30% запасом мощности.

Методы записи и анализа variability сердечного ритма по данным фотоплетизмограммы

Фотоплетизмография (ФПГ) относится к фотометрическим методам исследования биологических объектов, в которых измерение характеристик и параметров кровообращения (пульсовой кривой, давления крови, степени насыщения артериальной крови кислородом и др.), оценка сосудистых реакций и обменных процессов выполняются путем регистрации интенсивности потоков электромагнитного излучения оптического диапазона после их взаимодействия с тканями живого организма [12].

В медицинской практике существует концепция о сердечно-сосудистой системе как индикаторе адаптационных реакций всего организма [6]. Для измерения состояния сердечно-сосудистой системы используется метод оценки variability сердечного ритма (ВСР), позволяющий оценить состояние механизмов регуляции деятельности сердечно-сосудистой системы, которое рассматривают как интегральный показатель функционального состояния организма в целом [9]. Для оценки ВСР используются данные электрокардиограммы (ЭКГ). Однако в условиях значительных помех фиксация данных ЭКГ оказывается невозможной. В настоящее время в лаборатории физических методов коррекции нейрокognитивных процессов НИЦ «Курчатовский институт» ведутся исследования, посвященные перспективам использования сигналов фотоплетизмограммы (ФПГ) в качестве материала для анализа variability сердечного ритма.

Физиологические основы. Метод ФПГ основан на регистрации оптической плотности исследуемой ткани, которая определяется по объему содержащейся

в ней крови. Изменение объема крови зависит от интенсивности деятельности сердечно-сосудистой системы. ФПГ предоставляет возможность получить объективную информацию о динамике кровообращения как в покое, так и под воздействием различных, в том числе стрессовых, факторов [11]. Известно, что в норме кровь очередного ударного объема достигает пальцевого датчика через 3-5 с, а ушного — через 2-3 с после сердечного сокращения. Существуют ситуации, в которых такая задержка (разница в длительности кардиоинтервалов) может увеличиваться или уменьшаться [11], то есть длительность кардиоцикла по данным ЭКГ и ФПГ будет различаться. Выявление условий, в которых задержка будет постоянной или сильно варьирующей, является задачей дополнительного исследования. Предполагается, что variability задержки может быть связана с рядом факторов — например, со степенью нагрузок, действующих на испытуемого, а также с его индивидуальными психофизиологическими характеристиками, в частности — с типом вегетативного реагирования. Тип вегетативного реагирования, как устойчивая индивидуальная характеристика, во многом определяет адаптационные возможности организма, а также особенности эмоционально-мотивационной и когнитивной сферы [9].

Техника записи. В процессе записи ФПГ исследуемый участок ткани просвечивается инфракрасным светом, который после рассеивания (или отражения) попадает на фотопреобразователь. Интенсивность света, отраженного или рассеянного данным участком ткани, определяется объемом содержащейся в нем крови. Наиболее удобными и информативными участками для снятия

фотоплетизмограммы являются концевая фаланга пальца руки и мочка уха, что объясняется физиологическими свойствами данных участков, а именно малым количеством мышечной ткани и высокой интенсивностью кровотока [11]. Для записи ФПГ нами используется психофизиологическое телеметрическое устройство в составе реабилитационного психофизиологического комплекса для тренинга (РПК) с биологической обратной связью (БОС) «Реакор» (г. Таганрог).

Источники артефактов. Источники артефактов при записи ФПГ можно разделить на несколько категорий. Как правило, выделяют внешние и внутренние источники. К наиболее частым источникам погрешностей в измерениях ФПГ относятся движения испытуемого. Также в качестве источников артефактов указывается низкая амплитуда ФПГ, оптические помехи. Для снижения влияния внешних факторов на качество сигнала используется его экранирование, частотная фильтрация, вычитание сигнала помехи [12].

Методы записи и анализа характеристик дыхания

Физиологические основы. Дыхание является одним из важнейших физиологических процессов, за счет которого обеспечивается нормальное функционирование организма человека. Два вида дыхания – внешнее (легочное) и внутреннее (тканевое) – являются двумя основными проявлениями данного процесса. Внешнее дыхание является источником тканевого дыхания и обеспечивает окислительные, обменные и энергопроизводящие процессы в клетках организма. Биологические ткани человека не могут длительно существовать без постоянного обмена веществ, который уча-

ствует в клеточном дыхании. Регулируют дыхательную функцию специальные отделы мозга, расположенные в ретикулярной формации ствола. Экспираторный и инспираторный центры продолговатого мозга зависят от работы мостового центра ритмики дыхания, который определяет смену их активации. Основной задачей этих нервных центров является обеспечение динамики частоты и глубины (амплитуды) дыхания в зависимости от изменений состояний организма [10]. Изменение соотношений кислорода и углекислого газа в крови, особенно в сторону увеличения концентрации последнего, приводит к активации дыхательных центров ствола мозга. Угнетение работы этих центров может привести к полной остановке дыхания. Надо отметить, что человек может произвольно задержать дыхание на достаточно короткое время, но прекратить дышать ему не под силу. В обычных условиях изменение частоты и глубины дыхания осуществляется автоматически, без непосредственного контроля со стороны сознания. В условиях стресса происходит мобилизация всех физиологических функций, в том числе дыхания [1]. Рост физических и эмоциональных нагрузок влечет за собой увеличение потребления тканями кислорода и интенсификацию удаления углекислого газа, что отражается на изменении параметров дыхания. Резкое увеличение потребления кислорода тканями и возрастание углекислого газа в крови приводит к автоматической интенсификации вентиляции легких, которая осуществляется за счет увеличения глубины и частоты дыхания [1].

Для анализа динамики дыхательной функции используется регистрация показателей внешнего (легочного) дыхания. В основе легочного дыхания лежит изменение объема легких на вдохе (объем увеличивается) и выдохе (объем уменьшается).

При спокойном дыхании изменение грудной клетки составляет 1-3 см по окружности, при форсированном – может увеличиваться до 10 см и более. Частота дыхания в покое составляет 12-14 раз за минуту, при этом через легкие проходит около 0,4-0,6 л воздуха за один дыхательный цикл [10]. В экстремальных условиях легочная вентиляция увеличивается до 1,5-2 л на фоне изменения частоты дыхания в 2-2,5 раза (25-40 дыхательных движений в минуту).

Техника записи. Датчики дыхания реагируют именно на изменение объема грудной клетки. Они фиксируют амплитуду, длительность и задержку верхнего и нижнего дыхания. Датчик верхнего дыхания устанавливается по центру грудной клетки на уровне 3-4 ребра, датчик нижнего дыхания – на 2-3 пальца выше пупка [10]. Для анализа характеристик дыхания нами используются датчики растяжения, в которых применяются тензоэлементы. Принцип действия таких датчиков основан на растяжении провода или резинки, натянутой вокруг живота или груди при вдохе [3]. Регистрация дыхательной динамики осуществляется датчиком рекурсии дыхания (ДПГ-1М) для оценки брюшного и грудного дыхания (частоты и амплитуды дыхания, длительности фаз вдоха и выдоха) и выявления дыхательных нарушений на основе измерения растяжения респираторного пояса в составе РПК с БОС «Реакор».

Методы записи и анализа характеристик поверхностной температуры кожи

Физиологические основы. Поверхностная температура кожи зависит, в основном, от интенсивности периферического кровообращения, которое регулируется нейронами сосудодвигательных центров ретикулярной формации ствола мозга, влияющих на симпатическую нерв-

ную систему. Нейроны сосудосуживающего центра, влияя на симпатическую нервную систему, поддерживают основной тонус сосудов, а нейроны в составе сосудорасширяющего центра, путем угнетения сосудосуживающего центра, снижают тонус сосудов, в том числе периферических. Повышение тонуса сосудов и уменьшение их просвета приводит к снижению температуры, при уменьшении симпатического влияния происходит увеличение температуры. Кроме того, замечено, что при перерезке симпатических нервов наблюдается значительное повышение температуры. Это свидетельствует о влиянии симпатической системы на динамику температуры. Оценка тонуса периферических сосудов на основании изменений поверхностной температуры кожи при различных функциональных состояниях позволяет расширить диапазон методов психофизиологической диагностики [5, 10]. Несмотря на то, что физиологический предел колебаний поверхностной температуры кожи не велик (не превышает 1-го градуса), динамика показателей поверхностной температуры кожи может служить дополнительным критерием при оценке функционального состояния. Особый интерес составляет регистрация температуры в определенных местах кожной поверхности (зоны Захарьина – Геда) [8].

Техника записи. Для анализа характеристик поверхностной температуры кожи используется датчик, регистрирующий сигнал с внутренней поверхности дистальной фаланги пальца или иных поверхностей кожи. Датчик может располагаться на любом участке поверхности кожи при условии свободы кровотока. Регистрация данных осуществляется датчиком для оценки температуры кожной поверхности в составе РПК с БОС «Реакор».

Список литературы

1. Варламов В.А. Детектор лжи. – М. ПЕР СЭ-Пресс. 2004. С. 90-99.
2. Гурленя А.М., Багель Г.Е., Смычек В.Б. Физиотерапия в неврологии. Медицинская литература. М. 2008.
3. Журин С.И. Практика и теория использования детекторов лжи. – М., Горячая линия-Телеком. 2004. 143 с.
4. Каркищенко Н.Н., Фокин Ю.В., Сахаров Д.С., Каркищенко В.Н., Капаназе Г.Д., Чайванов Д.Б. Ультразвуковая вокализация и ее информативные параметры у животных и человека // Биомедицина. 2011. № 1. С. 4-24.
5. Марютина Т.М., Кондаков И.М. Психофизиология. – М.: МГППУ. 2004.
6. Парин В.В., Баевский Р.М., Волков Ю.Н., Газенко О.Г. Космическая кардиология. Л.: Медицина. 1967.
7. СНиП 41-01-2003. Отопление, вентиляция и кондиционирование.
8. Табеева Д.М. Руководство по иглорефлексотерапии. – М.: Медицина. 1980.
9. Усенко А.Б., Кузьмина К.А. Особенности произвольной саморегуляции поведения младших подростков с разными типами вегетативного реагирования // Психологические исследования. Т. 5. № 24. 6 с. <http://psystudy.ru>.
10. Хэссет Дж. Введение в психофизиологию. М.: Мир. 1981. 248 с.
11. Шурыгин И.А. Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия. БИНОМ. 2000.
12. Юран С.И. Методы и средства автоматизированного контроля оптической плотности биологических тканей при изменении их кровенаполнения в условиях действия артефактов // автореф. на соиск. уч. степ. д.т.н., Ижевск. 2008.

Physical methods of assessment functional state of a human brain at electric and magnetic stimulation or strong electromagnetic interference

D.B. Chaivanov, N.N. Karkischenko, Yu.V. Fokin, V.N. Karkischenko, Yu.A. Chudina, M.I. Strigina, N.Z. Orlova

In this article it have been reviewed non-electrical physical methods used as diagnostic technique especially for dynamic functional state of a human brain suitable for its monitoring either during electromagnetic (pulse electromagnetic-field) stimulation or strong electromagnetic interference.

Key words: electromagnetic (pulse electromagnetic-field) stimulation, functional state of a human brain, electromagnetic interference, non-electrical physical methods used for monitoring functional state of a human brain.



КЛИНИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Гистоморфологические изменения кишечника при обтурационной опухолевой толстокишечной непроходимости

Е.Е. Ачкасов, С.Ф. Алекперов, П.В. Мельников, И.Ю. Колышев, О.А. Калачёв, О.О. Орехов, Д.Ю. Каннер

ГБОУ ВПО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздравсоцразвития РФ, Москва
ГКБ №67 г. Москвы

МГОб №62 г. Москвы

Федеральный медицинский центр им. А.И. Бурназяна ФМБА России

Контактная информация: профессор, д.м.н. Ачкасов Евгений Евгеньевич,
2215.g23@rambler.ru

Изучены особенности морфологических изменений в стенке ободочной и тонкой кишки у 26 больных с обтурационной опухолевой толстокишечной непроходимостью (ОТКН). Выявлена динамика в развитии морфологических изменений кишечной стенки в зависимости от степени компенсации ОТКН, которая заключалась в прогрессирующем отёке, нарушении кровообращения с внутрисосудистыми предтромботическими изменениями и острой воспалительной реакции. Подобные острые изменения в кишечной стенке происходили на фоне хронических морфологических изменений, особенно у больных пожилого и старческого возраста, которые могут способствовать нарушению всасывательной функции кишки. На основании полученных данных можно сделать вывод, что следует воздерживаться от выполнения первичных межкишечных соустьев на высоте ОТКН, а выполнение радикальных операций с формированием межкишечных анастомозов следует осуществлять не ранее, чем через 3-4 недели после устранения кишечной непроходимости.

Ключевые слова: гистоморфология, колоректальный рак, острая толстокишечная непроходимость, ободочная кишка, тонкая кишка, острая воспалительная реакция, внутрисосудистые предтромботические изменения, морфологические изменения, всасывательная функция кишки, межкишечные анастомозы.

Диагноз ОТКН охватывает гетерогенный клинический синдром, включающий кишечный стаз, вследствие имеющейся злокачественной опухоли в брюшной полости, и полиорганную недостаточность. Именно поэтому обтурационная толстокишечная непроходимость (ОТКН) опухолевого генеза давно имеет печальную славу весьма тяжелого по течению, трудного для диагностики и неблагоприятного по исходам заболевания [3]. С точки зрения гистоморфологии, острая кишечная непроходимость – не нозологическая единица, а группа различных патологических состояний, объединенных одним признаком – нарушением про-