

*На правах рукописи*

**БАСИСТЫЙ**

**Станислав Витальевич**

**Влияние различных режимов ИВЛ на механизмы регуляции  
кровообращения с позиции спектрального анализа  
параметров гемодинамики**

14.00.37 - анестезиология и реаниматология

**АВТОРЕФЕРАТ**

**диссертации на соискание ученой степени  
кандидата медицинских наук**

Екатеринбург – 2004

Работа выполнена на кафедре анестезиологии и реаниматологии Государственного образовательного учреждения дополнительного профессионального образования Уральская государственная медицинская академия дополнительного образования МЗ РФ, г. Челябинск.

НАУЧНЫЙ РУКОВОДИТЕЛЬ: доктор медицинских наук,  
профессор А.А. Астахов

**ОФИЦИАЛЬНЫЕ ОППОНЕНТЫ:**

Доктор медицинских наук Б.Д. Зислин  
Доктор медицинских наук, профессор Н.С. Давыдова

**Ведущая организация:**

ГОУ ВПО «Омская государственная медицинская академия» МЗ РФ

Защита состоится «9» «февраль» 2006 г. в «10» часов  
на заседании диссертационного совета Д.208.102.01 при ГОУ ВПО  
«Уральская государственная медицинская академия» (620028, г. Екатеринбург,  
ул. Репина, 3).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ГОУ ВПО УГМА  
(г. Екатеринбург, ул. Ключевская, 17).

Автореферат разослан «29» «январь» 2004 г.

Ученый секретарь диссертационного совета,  
доктор медицинских наук, профессор

**В.А. Руднов**

## СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

- Cdyn (Dyn.char.)** – динамический комплайнс
- CPPV** – механическая вентиляция с постоянным положительным давлением в дыхательных путях (традиционная вентиляция + ПДКВ)
- Fm** – частота середины спектра
- FW** – волна диастолического наполнения
- I : E** – соотношение продолжительности времени вдоха к выдоху
- IPPV** – вентиляция с перемежающимся положительным давлением (традиционная вентиляция)
- IRV** – вентиляция с обратным соотношением времени вдоха к выдоху
- IRVорт** – IRV + ортофен
- P(power)** – общая мощность спектра (спектральная плотность мощности)
- P1** – мощность диапазона 0-0,025Гц (метаболической регуляции)
- P2** – мощность диапазона 0,025-0,05Гц (гуморальной регуляции)
- P3** – мощность диапазона 0,05-0,15Гц (барорегуляции)
- P4** – мощность диапазона 0,15-0,5Гц (объемной, дыхательной регуляции)
- Paw** – давление в дыхательных путях
- PEEP** – положительное давление в конце выдоха
- RespS** – дыхательная волна сосудов голени
- RespT** – дыхательная волна микрососудов
- Respx** – дыхательная волна аорты
- S (δ)** – дисперсия
- Ti** – время вдоха
- АД** – артериальное давление
- ГОЛЕНЬ (ГОЛ)** – условное обозначение амплитуды пульсации сосудов голени
- ГРУД (аорта)** – условное обозначение амплитуды пульсации аорты
- ИВЛ** – искусственная вентиляция легких
- М** – среднее арифметическое
- МОК** – минутный объем крови
- НПВП** – нестероидные противовоспалительные препараты
- ПАЛЕЦ (ПАЛ)** – условное обозначение амплитуды пульсации микрососудов пальца стопы
- УО** – ударный объем крови
- ФВ (EF)** – фракция выброса
- ФОЕ** – функциональная остаточная емкость легких
- ЧСС** – число сердечных сокращений

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ.

**АКТУАЛЬНОСТЬ ИССЛЕДОВАНИЯ.** Опубликованные ранее литературные данные о том, что у пациентов с интактными легкими продолжительная ИВЛ и даже ИВЛ с отрицательным давлением на выдохе не приводит к существенным изменениям легочной функции и газообмена (Mead J., Takishima T., Leith D., 1970), до сих пор формируют мнение об отсутствии необходимости дифференцированного подхода в выборе метода ИВЛ во время анестезии. В настоящее время проблема выбора метода респираторной поддержки в анестезиологической практике остается открытой. С одной стороны мы имеем дело с пациентами без сердечно-легочной патологии, у которых не стоит задача коррекции нарушений газообмена, с другой - применение анестетиков и миорелаксантов приводит к уменьшению ФОЕ, формированию ателектазов, оказывая серьезное влияние не только на дыхательную систему и гемодинамику малого круга (Позльма Д., Лахманн Б., 2002; Корячкин В.А. и соавт., 2004), но и на процессы регуляции кровообращения (Астахов А.А., 1996). Предполагается что отсутствие гемодинамических сдвигов у этой категории лиц обеспечивается работой регуляторных систем. Функцию гемодинамического контроля осуществляет вегетативная (автономная) нервная система (ВНС) (симпатическая, парасимпатическая) совместно с гуморально-метаболической системой регуляции.

К сожалению, мало изученным остается вопрос относительно эффектов вентилиации на ВНС, принимая во внимание два обстоятельства: во-первых, то, что ее функциональное состояние, которое оценивается как мощность колебаний, является маркером процессов адаптации в организме, а, во-вторых, респираторный паттерн в значительной степени способен модулировать активность регуляторных систем. Именно динамика изменений показателей ВНС позволяет судить об «агрессивности» и адекватности воздействия. Этой проблеме посвящено настоящее исследование.

**ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ.** Изучить комплексные данные легочной функции и гемодинамики, включая регуляцию кровообращения, при ИВЛ.

### ЗАДАЧИ ИССЛЕДОВАНИЯ:

1. Оценить воздействие режимов механической вентилиации с различной продолжительностью времени вдоха ( $T_i$ ) (I:E – 3.0:1.0; 1.5:1.0; 1.0: 1.0; 1.0:3.0) на характер и напряженность вегетативного регулирования.

2. Провести сравнительную оценку активности автономной нервной системы (А.Н.С.) в период непосредственно перед экстабуацией и после нее.
3. Сопоставить изменения спектральных характеристик гемодинамики, возникающие после проведения традиционной ИВЛ (IPPV, I:E-1:2), CPPV (I:E-1:2, РЕЕР- 6 см. вод. ст.) и режимов ИВЛ с обратным соотношением вдоха к выдоху – IRV (I:E – 2:1).
4. Оценить влияние блокады циклооксигеназы ортофеном на изменения механических свойств легочной ткани и регуляцию кровообращения.
5. Обобщить полученные данные об изменении функции легких, гемодинамики и ее регуляции в условиях IPPV, CPPV и IRV и разработать рекомендации по их рациональному применению в процессе проведения анестезии у больных с плановыми операциями.

### **НАУЧНАЯ НОВИЗНА.**

1. В работе впервые представлены данные анализа изменений комплекса спектральных характеристик гемодинамики, отражающих ее регуляцию, показателей респираторной механики при различных режимах вентиляции (IPPV, IRV, CPPV).
2. Установлено, что применение режимов вентиляции с обратным соотношением времени вдоха к выдоху у пациентов с интактными легкими сопровождается значительными изменениями гемодинамики, связанными со снижением венозного возврата и с активацией гуморально-метаболической регуляции, что свидетельствует о неблагоприятной перестройке функциональной активности А.Н.С.
3. Впервые дана научно-обоснованная оценка режимов вентиляции с позиции ее агрессивности, основанная на сопоставлении изменений респираторной механики и степени напряжения компенсаторных механизмов (адаптации) по данным спектрального анализа.

### **ПРАКТИЧЕСКАЯ ЗНАЧИМОСТЬ.**

В работе показано, что период пробуждения больных, на фоне продолжающейся ИВЛ, который характеризуется редуцированной анестезией и восстановлением рефлекторной активности является наиболее неблагоприятным с точки зрения динамики регуляторных процессов кровообращения и требует особого внимания.

Показано, что воздействие IPPV во время анестезии с применением ингаляционных анестетиков, по сравнению с CPPV, является более агрессивным с пози-

ции оценки приспособительных реакций организма. Установлено, что СРРV и IRV даже при одинаковом уровне среднего давления в дыхательных путях вызывают различные по выраженности и характеру приспособительные реакции, что говорит о целесообразности дифференцированного подхода к выбору метода проведения ИВЛ во время анестезиологического пособия.

## **ВНЕДРЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ РАБОТЫ В ПРАКТИКУ.**

Результаты проведенных исследований используются в работе отделений анестезиологии и реаниматологии ЦМСЧ-71 г.Озерска (Челябинская область), ГКБ №3 г.Челябинск, а также в учебном процессе кафедры анестезиологии и реаниматологии ГОУ ДПО Уральская государственная медицинская академия дополнительного образования МЗ РФ г.Челябинска в виде чтения лекций и семинарских занятий.

## **АППРОБАЦИЯ РАБОТЫ.**

Основные положения диссертации обсуждались на международном конгрессе «Респираторная поддержка на рубеже XXI века» (Красноярск, 18-20 сентября 2001), Уральском региональном медико - техническом семинаре «Респираторная поддержка современными аппаратами искусственной вентиляции легких» (Екатеринбург 2001), XVIII Международной научно-практической конференции анестезиологов-реаниматологов, посвященной 10-летию независимости республики Казахстан (Костанай 2001г.), на III Всероссийском симпозиуме «Колебательные процессы гемодинамики. Пульсация и флюктуация сердечно-сосудистой системы» (г. Челябинск 2003г.).

**ПУБЛИКАЦИИ:** По теме диссертации опубликовано 5 работ в виде научных статей.

**ОБЪЕМ И СТРУКТУРА РАБОТЫ.** Диссертация изложена на 135 страницах машинописного текста, содержит 25 таблиц, 22 рисунка. Состоит из введения, обзора литературы, главы, посвященной материалам и методам, главы результаты исследования, обсуждение полученных результатов, заключения, выводов, списка использованной литературы и приложения. Список литературы включает 190 источников, из них 36 отечественных и 154 зарубежных.

## ОСНОВНЫЕ ПОЛОЖЕНИЯ, ВЫНОСИМЫЕ НА ЗАЩИТУ:

1. Увеличение  $T_i$  и инверсия соотношения  $I:E$  сопровождается изменениями центральной и периферической гемодинамики, а также регуляторными изменениями большинства параметров кровообращения.
2. Предэкстубационный период характеризуется функциональными изменениями активности А.Н.С. с преобладанием медленноволновых процессов, что снижает эффективность системы гемодинамического контроля.
3. В процессе анестезии с учетом результатов изменения механики дыхания и вегетативной регуляции целесообразнее применять СРРВ.

## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Исследование проводилось на кафедре анестезиологии и реаниматологии УГМАДО на базе городской клинической больницы №3 г. Челябинск. Обследовано 108 пациентов, подвергшихся плановой гистерэктомии, в возрасте от 20 до 60 лет без сопутствующих заболеваний. Для удобства сравнения и сопоставимости больных мы воспользовались классификацией физического статуса и степени анестезиологического риска, предложенной Американской ассоциацией анестезиологов (Amer. Society of Anesthesiologists). Все пациенты предварительно были ознакомлены с протоколом исследования и дали письменное согласие на его поведение.

В первой части исследования непосредственно после окончания операции поэтапно выполнялась регистрация абсолютных значений и спектральных характеристик комплекса параметров гемодинамики у больных, на фоне проведения ИВЛ (IPPV) с различной продолжительностью  $T_i$ . Сформированы 2 группы пациентов. Механическая вентиляция в каждой из них проводилась аппаратом Evita-4 "Drager" в режиме IPPV с убывающей («рампообразной») формой инспираторного потока и функцией «autoFlow».

В первой группе пациентов ( $n=11$ ) ASA – I, средний возраст  $44,2 \pm 10,4$  лет, масса тела  $69,2 \pm 12,8$  кг, выполнялась первоначальная регистрация данных (1-й этап, исход), а после окончания операции проводилось 5 этапов исследования, со стандартными параметрами вентиляции (по Comroe J.H. et al., 1964; Gibson G.J., 1984)  $V_t - 6-7$  мл/кг,  $MVe - 80,0 \pm 5,0$  мл/кг. Запись показателей выполнялась однократно на протяжении всего этапа. Соотношение вдоха к выдоху изменялось от этапа к этапу. (Протокол исследования представлен в табл.1.)

Таблица 1

## Протокол исследования пациентов 1-й группы

Этапы	1-й исход	2 этап	3 этап	4 этап	5-й созн.	6-й экст.
(I:E)	Сам. дых.	1.5:1.0	1.0:1.0	1.0:3.0	1.0:3.0	Сам. дых.

Все этапы, начиная со 2-го, выполнялись на фоне седации (ГОМК 30-40 мг/кг) и следов анестезии. Начало регистрации показателей на 5-м этапе начиналось после пробуждения пациентов.

Во второй группе (n=11) применялись аналогичные методы премедикации, анестезии, способ и параметры механической вентиляции. 1-й этап – регистрация исходных данных, а далее исследование проводилось после окончания операции с аналогичной методикой седации и включало 3 этапа в зависимости от (I:E) (см. табл. 2).

Таблица 2

## Протокол исследования пациентов 2-й группы

Этапы	1-й исход	2-й этап	3-й этап	4-й экст.
(I:E)	Сам. дых.	3.0:1.0	1.0:1.0	Сам.дых.

Вторая часть исследования посвящена сравнительной оценке спектральных характеристик параметров гемодинамики на фоне различных режимов механической вентиляции с премедикацией НПВП и без, а также оценке параметров механики дыхания до операции и в конце нее. С этой целью после получения информированного согласия, проведено обследование 86 пациентов без сопутствующей кардио-респираторной патологии ASA I, которым выполнялась плановая гистерэктомия (ампутация матки).

Протокол включал рандомизацию и распределение больных на 4 группы в зависимости от режима ИВЛ и премедикации. В 1-й группе (n=28) во время наркоза проводилась ИВЛ аппаратом «KION» Siemens с традиционным соотношением продолжительности вдоха к выдоху (I:E-1:2) и минимальным РЕЕР – 2 см. вод. ст. Во второй группе (n=22) ИВЛ (I:E-2:1). В третьей группе (n=20) применялась та же методика, что и во второй, но на фоне премедикации НПВП (ортофен 75 мг). В четвертой группе (n=16) применяли CPPV, с соотношением I:E-1:2 и РЕЕР = 5-6 см. вод. ст., которое устанавливалось таким образом, чтобы уровень среднего давления в дыхательных путях (P<sub>mean</sub>) соответствовал среднему уровню (M(P<sub>mean</sub>)) среднего давления, регистрируемого во второй группе. Всем пациентам ИВЛ проводилась со стандартными параметрами V<sub>t</sub> –7 мл/кг, MVE –



80,0 ± 5,0 мл/кг, FiO<sub>2</sub> – 0,28, прямоугольной формой инспираторного потока (постоянный поток). Средняя продолжительность операции для всей совокупности пациентов составила 59,0 ± 6,1 минут. Методика анестезии была аналогичной для всех групп и выполнялась по вышеописанной схеме, использованной у пациентов в первой части исследования. Характеристика больных по возрасту и массе представлена в таблице 3.

Таблица 3

**Масса и возраст больных М ± m**

Показатели	1-я гр.(IPPV)	2-я гр.(IRV)	3-я гр.(IRVорт)	4-я гр.(CPPV)
Возраст (г)	46,8 ± 1,86	45,5 ± 1,56	49,8 ± 1,88	46,9 ± 1,26
Масса тела (кг)	72,9 ± 2,69	70,8 ± 2,72	71,5 ± 2,21	69,3 ± 2,38

*Примечание: в скобках указаны режимы ИВЛ.*

## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.

### Метод исследования респираторной механики.

Измерение контрольных показателей респираторной механики производилось с использованием монитора Servo Screen 390 в условиях полной мышечной релаксации с контролем нейромышечной проводимости аппаратом TOF-GUARD. Протокол исследования включал регистрацию следующих показателей: P<sub>reak</sub>, P<sub>raise</sub>, P<sub>mean</sub> (давление: пиковое, во время инспираторной паузы, среднее), Dup.Char. (динамический комплайнс), Re (сопротивление дыхательных путей на выдохе), на 2 этапах операции: 1-й исход – непосредственно после интубации, в условиях полной мышечной релаксации, до операции (базовые показатели механики дыхания); 2-й контроль через 50,0 ± 4,2 мин (в условиях полной мышечной релаксации). Регистрация Dup. Char. выполнялась на основании расчета среднего показателя за 10 циклов с момента наименьшего колебания отображаемого на дисплее значения.

### Метод исследования абсолютных значений параметров гемодинамики.

Для оценки основных параметров гемодинамики использовали метод А.А. Астахова (Астахов А.А.,1996), преимущество которого заключается в возможности одновременной записи в режиме реального времени нескольких основных параметров кровообращения.

**Исследуемые параметры кровообращения:**

**1. Параметры, отражающие основные виды функциональной активности сердца:**

ЧСС – электрокардиограмма (уд/мин);

УО – расчет параметра (формула Кубичека) по ЭКГ и первой производной трансторакальной кардиограммы (мл);

ФВ – расчет параметра (формула Тагифта) по ЭКГ и первой производной трансторакальной кардиограммы (%);

FW – волна диастолического наполнения (%)

**2. Параметры, характеризующие пульсацию крови в артериях и венах.**

Амплитуда пульсации аорты (трансторакальная реограмма) (мОм);

Амплитуда пульсации сосудов голени (мОм);

Амплитуда пульсации микрососудов (пальца стопы (пульсоксиметрия) (мОм);

Дыхательная волна пульсации аорты (трансторакальная реограмма) (усл.ед.);

Дыхательная волна пульсации сосудов голени (усл.ед.)

Дыхательная волна пульсации микрососудов пальца стопы (пульсоксиметрия)

(усл.ед.); (Дыхательные волны реограммы аорты и микрососудов пальца стопы

рассматривали как отражение колебания скорости движения крови в венах, вызванного изменением давления в грудной клетке при дыхательных движениях.)

**3. Интегральные величины.**

АД – вычисление по скорости распространения пульсовой волны (между зубцом R ЭКГ и пиком первой производной пульсовой волны микрососудов пальца стопы; (мм.рт.ст.)

МОК – вычисление по формуле  $УО \cdot ЧСС$ ; (л/мин)

*Примечание: Оценка параметров гемодинамики по методу А.А. Астахова осуществлялась с помощью мониторинговой системы «КЕНТАВР» (производитель: фирма «Микролюкс», г. Челябинск, Россия, регистрационное удостоверение № 29/08050902/4634-02 от 27 ноября 2002г.), расчет всех величин производился автоматически.*

**Метод оценки спектральных характеристик параметров гемодинамики.**

Процесс регистрации всех параметров гемодинамики проводился за интервал времени равный 500 ударам сердца с вычислением средних величин (М) и отклонений от средней величины (m), зарегистрированных за данный период времени. Спектральному анализу методом быстрого преобразования Фурье подвергался тренд, представляющий собой последовательность значений опре-

деленного параметра, зафиксированных за 500 ударов сердца в режиме «от удара к удару». Анализировался диапазон частот от 0 до 0,5 Гц.

Спектр колебаний каждого параметра в пределах данных частот условно подразделяли на четыре диапазона: 0 - 0,025 Гц, 0,025 - 0,075 Гц, 0,075 - 0,15 Гц, 0,15 - 0,5 Гц. Вычислялась общая мощность колебаний параметра (спектральная плотность мощности) (P) и мощность колебаний в каждом из четырех диапазонов, обозначаемая как P1, P2, P3 и P4. Мощность диапазонов вычислялась в абсолютных и относительных (%) величинах. Определялась середина спектра, обозначаемая Fm, разделяющая спектр 0 - 0,5 Гц на две равные части по величине мощности.

### **Интерпретация значений:**

1. Общая мощность колебаний в диапазоне частот 0 - 0,5 Гц трактовалась как вариабельность параметра.
2. Мощность колебаний параметра в диапазоне 0 - 0,025 Гц рассматривали как влияние метаболических процессов на колебания параметра.
3. Мощность колебаний параметра в диапазоне 0,025 - 0,075 Гц - как влияние гуморальной активности крови.
4. Мощность колебаний параметра в диапазоне 0,075 - 0,15 Гц рассматривали как результат барорегуляторных колебаний (активность симпатической нервной системы).
5. Мощность колебаний параметра в диапазоне 0,15 - 0,5 Гц рассматривали как проявление влияния дыхательных движений на колебания параметра (объемная регуляция, парасимпатическая активность).

Статистическая обработка полученной информации проводилась с помощью программного обеспечения фирмы "Микролюкс" (среднее значение, спектральный анализ - быстрое преобразование Фурье) и средствами Microsoft Excel 2000 (среднее значение, стандартное отклонение, ошибка среднего, критерий Стьюдента, угловое преобразование точного метода Фишера). Ниже представлены только статистически значимые изменения показателей гемодинамики ( $p < 0,05$ ).

### **Метод проведения анестезии:**

У всей совокупности больных анестезия проводилась по представленной ниже схеме. Перед операцией пациентам назначалась стандартная премедикация: реланиум в дозе 0,2 мг/кг в/м за 30 мин. до наркоза; атропин 0,04 мг/кг, на операционном столе после регистрации исходных данных гемодинамики. Индукция в наркоз осуществлялась введением тиопентала Na - 6-8 мг/кг, фента-

нила 3-4 мкг/кг, миоплегия – листеноном 2 мг/кг. Поддержание анестезии: фентанил 0,2-0,3 мг, фторотан 0,7-0,8 об %, миоплегия – ардуан 0,05-0,06 мг/кг и далее 1/3 от вводимой дозы при необходимости. В конце операции пациентам, вошедшим в состав групп первой части исследования вводился ГОМК до 40 мг/кг с целью седации и проведения в последующем реографического исследования на фоне продолжающейся ИВЛ.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ОБСУЖДЕНИЕ.

В первой части работы (две группы пациентов) оценка абсолютных значений параметров центральной гемодинамики, их спектральный анализ с расчетом величин дисперсии (S), общей мощности спектра (спектральной плотности мощности) (P), середины спектра (Fm), мощности колебаний в частотных диапазонах спектра (P1,P2,P3,P4) позволил нам охарактеризовать выраженность и характер изменений параметров кровообращения и их колебательной активности (вариабельности) в ответ на ИВЛ с различной продолжительностью времени вдоха (Ti). При этом установлено, что увеличение Ti в структуре дыхательного цикла на фоне ИВЛ сопровождается снижением величины абсолютных значений МОК, УО, урежением ЧСС, возрастанием АД и спазмом периферических сосудов (см. табл. 4).

Уменьшение величины УО на этапе инверсии соотношения продолжительности времени вдоха к выдоху в обеих группах (Ti:Te - 3.0:1.0 и 1.5:1.0), по сравнению с исходными данными, было обусловлено воздействием механического фактора и связано с ухудшением венозного притока о чем свидетельствует снижение диастолического наполнения сердца (FW) и восстановление и даже превышение исходных значений FW при возвращении к самостоятельному дыханию. Кроме того, величина FW на этапе самостоятельного дыхания после экстубации в 5 раз превышала таковой во время проведения ИВЛ с инверсией Ti (см. табл. 4).

На основании оценки величин дыхательных составляющих пульсации револон аорты (Respx), сосудов голени (RespS) и микрососудов пальца ноги (RespT), характеризующих активность емкостной части сосудистого русла (Shepherd J.T. 1966; Dorlas I.S. et al. 1985), мы получили представление о комплексе компенсаторных реакций, происходящих в данном сосудистом регионе на фоне ИВЛ.

Таблица 4

Показатели центральной гемодинамики на этапах ИВЛ  
с различной продолжительностью времени вдоха

Показатели		Этапы			
		1-й исход	2-й(1:Е-3:1)	3-й(1:Е-1:1)	4-й сп.дых
АД (мм.рт.ст.)	М	133,5	140,3	143,3	144,8
	m	2,14	3,05	3,19	3,51
Стат. знач. на этапах			(2-1*)	(3-1**;3-2*)	(4-1**)
ЧСС (уд/мин)	М	75,2	64,9	64,6	77,2
	m	1,77	3,06	3,02	3,31
Стат. знач. на этапах			(2-1**)	(3-1**)	(4-1*;4-2**)
УО (мл)	М	70,1	61,1	68,2	80,6
	m	10,73	8,86	9,75	11,52
Стат. знач. на этапах			(2-1*)	(3-2*)	(4-1*;4-2**)
МОК (л/мин)	М	5,30	3,91	4,36	6,18
	m	0,80	0,56	0,64	0,82
Стат. знач. на этапах			(2-1*)		(4-1*;4-2**)
FW (%)	М	0,82	0,18	0,18	1,09
	m	0,35	0,12	0,18	0,25
Стат. знач. на этапах			(2-1*)	(3-1*)	(4-1*;4-2**)
ГОЛ (МОм)	М	41,0	27,6	28,1	33,6
	m	4,68	3,50	3,85	3,81
Стат. знач. на этапах			(2-1*)	(3-1*)	(4-1*;4-2**)
Палец (МОм)	М	21,8	9,3	11,0	18,8
	m	3,05	1,88	3,48	6,65
Стат. знач. на этапах			(2-1**)	(3-1*)	(4-1*)

*Примечание: для таблиц № 4,5,8 статистическая значимость межэтапных сравнений указана в скобках. ° -  $p < 0.05$  критерий Стьюдента ; \* -  $p < 0.05$  - угловое преобразование точного метода Фишера, \*\* -  $p < 0.05$  критерий Стьюдента, Фишера.*

Общим для показателей дыхательных составляющих пульсации сосудов голени и микрососудов является увеличение их значений на этапе инверсии T<sub>i</sub> (2-й этап). Это не противоречит литературным данным, связано с возрастанием венозного тонуса и направлено на восстановление градиента давления между центральным и периферическим венозным пулом (Paul C.M. et al., 2002). При переходе к самостоятельному дыханию после экстубации пациентов величина RespS и RespT фактически не отличалась от исходной в обеих группах (см. табл. 5).

Таблица 5

Динамика изменений амплитуды дыхательных составляющих на этапах ИВЛ с различной продолжительностью времени вдоха

Показатели		Этапы исследования			
		1-й (исход)	2-й (I:E)3:1	3-й(I:E)1:1	4-й(сп.дых)
RespX (усл.ед)	M	164,82	178,91	160,73	183,55
	m	7,72	7,57	7,43	7,03
Стат. знач. на этапах			(2-1*)	(3-2**)	(4-1*)
RespS (усл.ед)	M	180,18	184,00	183,64	180,73
	m	1,77	0,96	1,19	1,48
Стат. знач. на этапах			(2-1*)	(3-1*)	(4-1**)
RespT (усл.ед)	M	195,73	199,18	198,64	195,45
	m	1,61	0,52	0,90	1,81
Стат. знач. на этапах			(2-1*)	(3-1*)	(4-1**)

С периодом максимальной продолжительности  $T_i$  связана наиболее выраженная динамика вариабельности показателей кровообращения. Оказалось, что самый жесткий режим (I:E - 3:1) привел к выраженному приросту мощности колебаний и дисперсии АД, RespX и уменьшению дисперсии ЧСС и ПАЛЕЦ (микрососудов). Обратные тенденции середины частоты спектра (Fm) АД, FW, сосудов (и их дыхательных составляющих) указывала на то, что данная регуляторная ситуация была в пределах сохранения энергии. Это подчеркивает адекватность регуляторной ситуации в ответ на механическое снижение УО (см. табл. 6).

Таблица 6

Динамика показателей вариабельности параметров кровообращения (S,P) по сравнению с исходными данными

(I:E)	Динамика показателей	ПАРАМЕТРЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ
3:1	↑	(S) АД, RespX; (P) АД, ФВ, ГРУД; RespX; (↓) Fm АД
	↓	(S) ЧСС, ПАЛ; (P) FW (↑) Fm FW
1:1	↑	(S) ГРУД, RespX; (P) ГРУД
	↓	(S) АД, ЧСС, ГОЛ, ПАЛ
Сам.дых	↑	(S) ЧСС, RespS, RespT; (P) ГРУД
	↓	(S) RespX; (P) RespX

Анализ вариабельности по данным четырех регуляторных частот показал, что механическое снижение УО во время наиболее продолжительного вдоха (I:E - 3:1) привело к снижению барорегуляторных колебаний (уменьшение симпатикотонических влияний) почти всех параметров и росту влияний метаболи-

ческой природы (P1) у АД, ЧСС, УО, МОК, приросту гуморальных влияний (P2) только у АД, МОК, RespT и повышению высокочастотных колебаний (парасимпатикотония) ЧСС, ФВ, ГРУД и ее дыхательной составляющей (Respx) (см. табл. 7).

Таблица 7

**Динамика изменения общей мощности спектра параметров кровообращения и ее распределение по частотным диапазонам**

Показатели	ЭТАПЫ					
	I:E – (3.0:1.0)		I:E – (1.0:1.0)		Самост. дыхание	
АД	(↑)P1P2(↓)P4	(↑)P	(↑)P4 (↓)P2P3	-	(↓)P4	-
АД%	(↑)P1P2(↓)P3P4	-	(↑)P4 (↓)P3	-	(↑)PP2 (↓)P3	-
ЧСС	-	-	(↓)P2	-	(↑)P2	-
ЧСС%	(↑)P1P4 (↓)P3	-	(↑)P1P4 (↓)P3	-	(↑)P1 (↓)P3	-
УО	(↑)P1	-	-	-	(↓)P4	-
УО%	(↑)P1 (↓)P4	-	(↓)P2	-	(↑)P1P2 (↓)P4	-
МОК	(↑)P1 (↓)P2	-	(↓)P4	-	(↑)P1(↓)P2	-
МОК%	(↑)P2	-	(↑)P1 (↓)P4	-	(↑)P1P3 (↓)P4	-
ФВ	(↑)P4 (↓)P3	(↑)P	-	-	(↓)P3	-
ФВ%	(↑)P4 (↓)P3	-	(↑)P4 (↓)P3	-	(↑)P1 (↓)P3P4	-
FW	(↓)P1P2P3	(↓)P	(↓)P2P3P4	-	-	-
FW%	(↓)P2	-	(↓)P3	-	(↓)P3	-
ГРУД	(↑)P4	(↑)P	(↑)P4 (↓)P1P2P3	(↑)P	-	-
ГРУД%	(↑)P4 (↓)P3	-	(↑)P4 (↓)P1P2P3	-	(↓)P3	-
ГОЛ	-	-	-	-	-	-
ГОЛ%	(↑)P1P4(↓)P2P3	-	(↑)P4 (↓)P1P2	-	(↑)P3P4 (↓)P2	-
ПАЛЕЦ	(↓)P1P3	-	(↓)P1P3	-	(↑)P3P4	-
ПАЛЕЦ%	(↓)P2P3	-	(↑)P3 (↓)P1P2	-	(↑)P4 (↓)P2	-
Respx	(↑)P4 (↓)P2P3	(↑)P	(↑)P4 (↓)P3	(↑)P	(↑)P1P2P3(↓)P4	(↓)P
Respx%	(↑)P4 (↓)P3	-	(↑)P4 (↓)P3	-	(↑)P1P2P3(↓)P4	-
RespS	-	-	(↓) P1 P2	-	-	(↑)P
RespS%	(↓)P3P4	-	(↓)P1P2P3 (↑)P4	-	(↑)P4 (↓)P3	-
RespT	(↓)P1	(↑)P	(↑)P4 (↓)P2P3	-	(↓)P4	-
RespT%	(↑)P1P2(↓)P3P4	-	(↑)P4 (↓) P3	-	(↑)P1P2 (↓)P3	-

*Примечание: В таблице изображена динамика абсолютных значений параметров гемодинамики и их процентных величин от общей мощности спектра на этапах ИВЛ с различным T<sub>i</sub> по сравнению с исходными данными. Знаком «-» обозначено отсутствие изменений.*

Первая регуляторная волна на уменьшение продолжительности вдоха (переход ИВЛ (I:E-3:1)→(I:E-1:1)), сопровождалась парасимпатикотонией (↑P4), снижением барорегуляции (↓P3) большинства параметров, возрастанием

метаболических влияний (P1) МОК и ЧСС, и вместе с тем, значительным снижением влияния метаболической и гуморальной (P2) регуляции на сосуды (ГРУД, ГОЛ, ПАЛ). При переходе к самостоятельному дыханию вторая регуляторная волна (переход ИВЛ (I:E-1:1) → спонтанное дыхание) привела к уменьшению относительно исходных значений парасимпатической активности МОК, ФВ, возрастанию объемного регулирования микрососудов, восстановлению гуморально-метаболической регуляции ЧСС, УО. При этом барорегуляция (за исключением барорегуляторного влияния на сосуды) оставалась угнетенной, возможно, за счет следа анестезии (см. табл. 7).

Характеризуя влияние метаболизма на колебательную активность пульсации трех сосудистых регионов следует отметить, что при ИВЛ 3:1 происходит диссоциация метаболического регулирования сосудов (его влияние не изменяется в аорте, возрастает в сосудах голени и снижается в микрососудах). На фоне уменьшения продолжительности вдоха I:E - 1:1 оно парализуется во всех сосудах, несмотря на восстановление УО. Возобновляются метаболические колебания (метаболическая помпа пульсирующего кровообращения) лишь на фоне самостоятельного дыхания, соответствующего прироста УО, связанного с улучшением венозного притока к сердцу (см. табл. 7).

На примере 1-й группы мы оценили вегетативные сдвиги кровообращения в период непосредственно перед экстубацией трахеи (предэкстубационный период). При этом установлено, что фоне ИВЛ после пробуждения больных, несмотря на отсутствие изменений уровня АД, значительно возросла мощность колебаний всего спектра большинства параметров гемодинамики по сравнению с исходными данными (см. табл. 8).

**Таблица 8**

**Показатели общей мощности спектра параметров гемодинамики на этапе перевода больных на самостоятельное дыхание**

Этапы (I:E)	ПАРАМЕТРЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ					
	Р АД	Р ЧСС	Р УО	Р МОК	Р ФВ	Р ПАЛ
1-й(исх)	29,8±15,85	39,8±14,5	245,4±71,1	1,4±0,44	12,1±4,26	28,5±15,31
2-й (1:3)	61,2±28,85	32,4±15,35	300,5±113,8	1,6±0,79	18,6±4,00	195,6±104,9
3-й(1:3) созн.	98,1±42,76 (3-1*)	94,2±36,0 (3-1*;3-2**)	542,4±177,7 (3-2*)	3,4±1,21 (3-2**)	23,5±4,76 (3-1*)	446,8±130,3 (3-1**;3-2*)
4-й Сп.дых	41,4±25,15 (4-3*)	19,1±3,83 (4-3*)	254,5±88,6 (4-3*)	1,7±0,70 (4-3*)	16,5±4,27 (4-3**)	202,9±90,7 (4-1*;4-3**)



Интересно отметить, что увеличение общей мощности спектра происходило за счет возрастания ее значений в каждом из частотных диапазонов. При этом существенно повысилась мощность колебаний медленноволновой части спектра (P1, P2). Кроме того, для показателей, характеризующих функцию сердца (ЧСС, УО, ФВ, FW), а так же для интегральных показателей (АД и МОК) в период восстановления сознания (пробуждения) во время ИВЛ отмечалось существенное усиление и концентрация колебательной активности на частотах гуморально-метаболической регуляции. Непосредственно после экстубации величина общей мощности спектра большинства показателей кровообращения снижалась до исходных значений. При этом ее распределение по частотным диапазонам также соответствовало исходным данным (см. табл. 9).

**Таблица 9**

**Динамика изменений абсолютной величины мощности колебаний  
в частотных диапазонах на этапе перевода больных  
на самостоятельное дыхание**

Этапы (I:E)	ПАРАМЕТРЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ																							
	P АД				P ЧСС				P УО				P ФВ				P ГОЛ				P ПАЛ			
1-й (исход)	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4
2-й (1.0:3.0)	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4
Стат.зн. (2-1)	↑	↑	↑	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3-й (1.0:3.0)	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4
Стат.зн. (3-1)	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	-	-	↑	-	-	-	↑	↑	-	-	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑
Стат.зн. (3-2)	-	-	-	-	↑	↑	-	-	↑	↑	-	-	↑	-	-	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑
4-й Сам.дых	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4
Стат.зн. (4-1)	-	-	↑	-	-	-	-	-	-	-	-	-	↑	↑	↑	-	-	-	-	-	-	-	-	↑
Стат.зн. (4-3)	↓	↓	-	↓	-	↓	-	-	-	↓	-	-	↓	↓	↓	-	-	↓	↓	↓	↓	↓	↓	-

Во второй части исследования для того, чтобы получить представление об «агрессивности» различных режимов ИВЛ мы провели сравнительную оценку спектральных характеристик гемодинамики (количественных и качественных изменений), а также показателей механики дыхания на фоне применения различных режимов принудительной вентиляции. О выраженности воздействия («агрессивности») ИВЛ на кровообращение судили на основании отклонения  $F_m$ , динамики изменения общей мощности спектра и ее составляющих до и после применения ИВЛ.

Оценка параметров, характеризующих функцию сердца (ЧСС, УО, ФВ, FW) на основании сдвигов  $F_m$  (см. табл. 10) показала, что в отношении ЧСС наиболее благоприятными оказались IRVорт. и CPPV. Применение IRVорт. не вызывало смещение середины спектра, а использование CPPV приводило к ее

миграции в сторону более высоких частот (вправо) без смены регулятора. Это можно расценить как наиболее благоприятную регуляторную тенденцию (Астахов А.А. 1996, 2000; Бубнова И.Д. 2001).

В отношении ФВ, изменения положения  $F_m$  заключались в смещении этой точки вправо на фоне IPPV и IRVорт. Это объясняется, вероятно, более выраженным торможением симпатической активности с сердечно-легочных рецепторов (Mohrman D.E., 2000), что подтверждается соответствующим снижением мощности P3. Изменение расположения середины спектра для FW связаны с единственным способом ИВЛ – IRV. При этом отмечалось нарушение энергетического баланса ( $\uparrow F_mFW$ ;  $\uparrow powerFW$ ). Таким образом, в данной ситуации IRV, судя по направленности изменений спектральных показателей FW, является достаточно агрессивным фактором.

Таблица 10

#### Направление смещения середины спектра параметров гемодинамики

Режимы ИВЛ	Параметры гемодинамики			
	$F_mЧСС$	$F_mУО$	$F_mФВ$	$F_mFW$
IPPV	↓	-	↓	-
CPPV	↑	↑	-	-
IRV	↓	-	-	↑
IRV орт.	-	-	↓	-

*Примечание:* ↓ - смещение  $F_m$  в сторону низких частот (в направлении P1) (влево); ↑ смещение  $F_m$  в сторону высоких частот (в направлении P4) (вправо).

Для оценки регуляторных отклонений после проведения различных режимов вентиляции мы так же воспользовались анализом изменений общей мощности колебаний и ее перераспределением внутри спектра (см. табл. 11). При этом установлено, что наиболее приемлемым (оптимальным) из применяемых режимов вентиляции оказался CPPV, поскольку это единственный режим, после применения которого для всех параметров, характеризующих функцию сердца, не выявлено изменение общей мощности спектра. Кроме того, использование CPPV в нашем исследовании оказалось сопряжено с концентрацией колебательной активности на частотах барорегуляции (ЧСС, УО). Аналогичная тенденция просматривается и для спектральных характеристик FW. Исключение составляет лишь отсутствие перераспределения мощности в P1 и P2 диапазонах. Остальные режимы ИВЛ имели более высокий уровень «агрессивности» с учетом степени влияния на вегетативный статус. При распределении по убывающей, в зависимости от напряженности механизмов регуляции, связанной с их проведением можно выстроить такую последовательность: IRV > IPPV > CPPV.

Таблица 11

Распределение спектральной плотности мощности по частотным диапазонам после проведения 4 режимов ИВЛ

Метод ИВЛ	Спектральные показатели ЧСС										Спектральные показатели ФВ							
	P	P1	P2	P3	P4	P1 %	P2 %	P3 %	P4 %		P	P1	P2	P3	P4	P1 %	P2 %	P3 %
IPPV	-	-	-	-	-	28	12	-	-	-11	-59	-	-20	60	-15	-	-	15
CPPV	-	-44	-53	-	-	-21	-22	46	-	-26	-	-	-	-	38	-	-	-
IRV	-	46	-	-85	-100	61	28	-45	-79	-	41	-	-	-	49	22	-12	3
IRVорт	-	-	-	-	-	57	-	-11	-	-1	-	-	-	-	-23	-15	-	33
	Спектральные показатели УО										Спектр. показатели ПАЛЕЦ							
IPPV	-19	-	-	-33	-37	18	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
CPPV	-	-63	-	63	29	-55	-37	31	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
IRV	-	-	-11	-	-	5	-	-	-	446	875	538	393	-	-	-28	34	-
IRVорт	-	-	-	-	-	25	61	-	-4	-	-	26	-	-	-	-	-	-
	Спектральные показатели МОК										Спектральные показатели АД							
IPPV	-24	-	-	-27	-35	77	-	-	-	89	251	109	-	-	28	10	-15	-41
CPPV	-	-	-	32	-	-	-	25	-	12	-	-	-	-	27	18	-	-36
IRV	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	103	-	-2	-	18	-
IRVорт	-	-	-	-	-	99	46	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

*Примечание:* знаком «-» обозначено отсутствие изменений величины мощности в соответствующем частотном диапазоне, цифрами обозначено отрицательное со знаком «-» или положительное отклонение величины параметра в % от исходного значения.

Проведение IRV характеризовалось существенными изменениями спектральных характеристик ЧСС. При этом выявлено значительное угнетение активности баро- и объемной регуляции, резкое возрастание влияния P1, сопровождающееся смещением Fm в сторону более медленных частот и снижением уровня колебательной активности в виде уменьшения дисперсии. Компенсаторные реакции, корригирующие функцию диастолического наполнения выражены усилением колебательной активности FW с возрастанием энергозатрат на регуляцию этого процесса.

IPPV индуцировало минимальные изменения колебательной активности ЧСС и FW. Тем не менее, традиционная вентиляция в нашем исследовании сопряжена с уменьшением колебательной активности спектральных составляющих УО и ФВ в виде снижения величины общей мощности спектра за счет уменьшения активности барорегуляции.

Характеризуя изменения спектральных показателей ЧСС на фоне IRVорт., следует отметить, что инверсия на фоне блокады циклооксигеназы об- ладала по сравнению с традиционной вентиляцией меньшим негативным влия- нием на функцию P3 и P4. В свою очередь, отсутствие влияния на регулятор- ные процессы АД у пациентов, которым проводилась IRVорт., прирост P3 по- сле применения IRV дает основание говорить о лучшей барорегуляции во время этих видов респираторной поддержки.

Для периферических сосудов важным моментом является факт отсутст- вия влияния положительного давления в конце выдоха (PEEP) и минимальное влияние IPPV на вариабельность амплитуд их пульсации.

При анализе изменений респираторной механики в ответ на проведение вы- шеуказанных 4-х видов ИВЛ установлено, что для всех режимов за исключением CPPV тенденция изменений ее основных показателей, характеризующих податли- вость дыхательной системы была закономерной в виде возрастания величин пико- вого и среднего давления в дыхательных путях, резистенса и снижения динамиче- ского комплайенса в конце операции. Это согласуется с результатами других иссле- дований (Вьжигина М.А. и соавт., 1995; Dreyfuss D. et al., 1995) и объясняется на- рушением проницаемости в ответ на циклическую деформацию легочной ткани, с которой неизбежно связано проведение ИВЛ (Carlton D. P. et al., 1990; West J.B. et al., 1991; Amato M.B.P. et al., 1998.)

В нашем исследовании контрольные показатели респираторной механики во время вентиляции в режиме CPPV оказались даже несколько лучше исходных. Это может объясняться двумя обстоятельствами. С одной стороны не большой продол- жительностью между регистрацией показателей. С другой более равномерным рас- пределением газовой смеси в альвеолах, стабилизацией объемов последних на выдохе, а стало быть, и меньшими регионарными девиациями сосудистого трансмураль- ного давления, являющимся одним из компонентов, влияющих на коэффициент ка- пиллярной фильтрации (Багдатыев В.А., 1988; Dreyfuss D. et al., 1995).

Очевидной является взаимосвязь между изменениями значений Cдуп., воз- никающими в процессе вентиляции и регуляторными гемодинамическими измене- ниями. При этом выявлено, что меньшие изменения (снижение) комплайенса в ре- зультате проведения ИВЛ при сопоставимом уровне среднего давления в дыха- тельных путях сопровождаются менее выраженными изменениями показателей ре- гуляции кровообращения (более благоприятным регуляторным фоном).

Таким образом, применение спектрального анализа параметров кровообра- щения помогло нам уточнить и детализировать механизмы влияния описан- ных выше режимов ИВЛ на гомеостаз, обосновать целесообразность их выбора

с точки зрения приспособительных реакций организма, возникающих в ответ на ее проведение. Кроме того, функциональная оценка активности А.Н.С. недвусмысленно ставит перед нами необходимость гемодинамического контроля, как одного из факторов безопасности больных, когда возникает тенденция нестационарности процессов регуляции кровообращения.

## **ВЫВОДЫ:**

1. Применение режимов ИВЛ с обратным соотношением вдоха к выдоху ( $I:E > 2:1$ ) сопровождается ростом АД, спазмом сосудов, урежением ЧСС. Возникает напряжение барорегуляции и компонентов объемной регуляции, центральная рефлекторная ригидность ритма сердца и микрососудов, (снижение  $P, \delta$ ) с преобладанием гуморально-метаболической регуляции параметров, характеризующих функцию сердца (УО, ЧСС), МОК и АД. Уменьшение продолжительности вдоха ( $T_i$ ) ( $I:E - 1:1$ ) приводит к разобщению гуморально-метаболической регуляции ритма сердца (прирост  $P_1, P_2$ ) и периферических сосудов (снижение  $P_1, P_2$ ). Тем не менее, с учетом сбалансированности энергии ситуация не выходит за рамки физиологической.
2. После окончания операции в период перед экстубацией на фоне ИВЛ регуляция кровообращения становится более напряженной за счет активации гуморально-метаболического компонента большинства параметров гемодинамики. Это является не благоприятным фактором, требует гемодинамического мониторинга. Непосредственно после экстубации на фоне самостоятельного дыхания показатели автономной регуляции нормализуются.
3. Сравнительная оценка спектральных характеристик гемодинамики, показала, что агрессивность влияния четырех режимов ИВЛ на вегетативный статус (регуляция кровообращения) уменьшается в следующей последовательности  $IRV > IPPV > CPPV$ .
4. На фоне применения ортофена наблюдалась тенденция к смягчению неблагоприятных сдвигов кровообращения, не отмечено влияние препарата на показатели респираторной механики.
5. Наиболее приемлемым режимом респираторной поддержки во время анестезии и операции является CPPV. Он улучшает механические свойства легких и гемодинамический регуляторный паттерн. Этот режим целесообразно применять при неосложненных плановых оперативных вмешательствах у гинекологических больных. У этой группы пациентов режим IRV не должен использоваться рутинно.

## **ПРАКТИЧЕСКАЯ ЗНАЧИМОСТЬ:**

1. Для повседневной клинической практики обоснована необходимость применения РЕЕР (CPPV) в процессе анестезии как метода, являющегося наиболее оптимальным (менее «агрессивным») с точки зрения динамики регуляторных процессов и показателей респираторной механики по сравнению с традиционной вентиляцией.
2. На основании полученных сведений о соотношении функции легких и кровообращения доказано, что в условиях операции и анестезии у пациентов с интактными легкими применение режимов IRV в повседневной клинической практике не целесообразно.
3. С учетом сдвигов вегетативного регулирования рекомендовано проводить динамический мониторинг гемодинамики не только в процессе операции и анестезии, но и в предэкстубационный период, а так же, по-возможности, максимально сократить его продолжительность.

## **СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ**

1. Роль соотношения вдоха к выдоху в регуляции кровообращения / А.А. Астахов, С.В. Басистый // Материалы XVIII международной научно-практической конференции анестезиологов-реаниматологов, посвященной 10-летию независимости республики Казахстан, Костанай, 2001. – С. 37–39.
2. Гемодинамический контроль эффективности респираторной поддержки при инверсии вдоха и выдоха с помощью ИВЛ / Астахов А.А., Басистый С.В., Бубнова И.Д. // Респираторная поддержка современными аппаратами искусственной вентиляции легких: Материалы Уральского регионального медикотехнического семинара. – Екатеринбург, 2001. – Ч. 1. – С. 40–42.
3. Влияние ИВЛ с инверсированным соотношением вдоха и выдоха на медленные волновые процессы гемодинамики / Астахов А.А., Басистый С.В., Бубнова И.Д. // Сборник научных трудов «Респираторная поддержка на рубеже XXI века», Красноярск, 2001.
4. Вариабельность комплекса параметров кровообращения при изменении соотношения вдоха к выдоху при ИВЛ и самостоятельном дыхании / Астахов А.А., Басистый С.В. // Современные проблемы анестезиологии, интенсивной терапии и реабилитации: Сборник материалов Международной научно-практической конференции. – Пенза, 2001. – С. 219–221.
5. Регуляция гемодинамики у больных при инверсии дыхания во время анестезии / Басистый С.В., Астахов А.А. // Колебательные процессы гемодинамики. Пульсация и флюктуация сердечно-сосудистой системы: Сборник научных трудов IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием и III Всероссийского симпозиума Инженеринг в медицине. – Челябинск, 2004. – С. 119–124.

**БАСИСТЫЙ**

**Станислав Витальевич**

**Влияние различных режимов ИВЛ на механизмы регуляции  
кровообращения с позиции спектрального анализа  
параметров гемодинамики**

14.00.37 – анестезиология и реаниматология

**АВТОРЕФЕРАТ**

**диссертации на соискание ученой степени**

**кандидата медицинских наук**