

03;12

Применение масс-спектрометра для мониторинга O_2 и CO_2 во время анестезии в режиме реального времени

© А.Ю. Елизаров, А.И. Левшанков

Физико-технический институт им. А.Ф. Иоффе РАН, Санкт-Петербург
Военно-медицинская академия С.М. Кирова МО РФ, Санкт-Петербург
E-mail: a.elizarov@mail.ioffe.ru

Поступило в Редакцию 17 августа 2011 г.

Предложен метод определения времени дыхательного цикла во время анестезии в режиме реального времени на основе синхронной регистрации концентрации инертного газа (не участвующего в метаболизме), CO_2 и O_2 . Проведены сравнения полученных результатов измерений временных границ дыхательного цикла с использованием Ag и Kt. Использовался масс-спектрометр с электронной ионизацией, для регистрации концентрации CO_2 , O_2 , Ag или Kt. Забор газовой смеси осуществлялся непосредственно из дыхательного контура наркозного аппарата во время низкопоточной сбалансированной анестезии. Из полученных результатов делается вывод о возможности регистрации метаболизма (CO_2/O_2) с целью оценки адекватности анестезии по отношению к хирургической агрессии во время анестезии в режиме реального времени.

Неадекватная анестезия приводит к увеличению продукции CO_2 , которая регистрируется при помощи ИК-сенсора (капнограф), встроенного в аппарат ингаляционной анестезии (АИА). Более чувствительными к изменению уровня хирургической агрессии являются показания метабологафа, отражающего отношение концентрации CO_2 к O_2 за время дыхательного цикла, в дыхательном контуре (ДК) АИА в режиме реального времени [1,2].

Метабологаф, работающий в режиме реального времени во время анестезии, не доступен, в отличие от метабологафа для оценки адекватности режима искусственной вентиляции легких (ИВЛ), ввиду затруднительности проводить измерения концентрации CO_2 и O_2 с временным разрешением не хуже 50 ms. Это обусловлено недостаточной чувствительностью ИК-сенсора, для обеспечения работы которого, требуется поток исследуемой газовой смеси не менее 250 ml/min [1].

В настоящее время используется низкочастотная анестезия, когда поток свежей дыхательной смеси менее 1 l/min. Выбор низкочастотной вентиляции легких обусловлен стремлением снизить расход ингаляционных анестетиков. Для анализа концентрации CO_2 и O_2 можно забирать из ДК АИА не более 5–10% потока дыхательной смеси, что возможно для аппаратов ИВЛ и затруднительно для АИА во время низкочастотной анестезии. Во время измерения длительности дыхательного цикла из показаний измерения временной зависимости интенсивности сигнала, пропорционального концентрации CO_2 и O_2 , в ДК АИА невозможно указать точное время перехода состояния „вдох“ в состояние „выдох“. Это затрудняет создание метабологафа для мониторинга анестезии в режиме реального времени. Решение указанной задачи является предметом данной работы.

Для получения значений изменения во времени концентрации CO_2 и O_2 ($F(m/z)$, $m/z(\text{CO}_2) = 44$, $m/z(\text{O}_2) = 32$) в ДК АИА использовался квадрупольный масс-спектрометр „PrismaPlus“ (PFEIFFER VACUUM, Germany) (электронная ионизация) с закрытым ионным источником ионов с вольфрамовым катодом (EI MS). Диапазон исследуемых масс — 1–300 аеи при разрешающей способности $m/\Delta m = 255$. Величина предельного измеряемого давления составляла $4 \cdot 10^{-14}$ mbar. Забор пробы из ДК АИА осуществлялся при помощи вакуумной системы двухступенчатой дифференциальной откачки, которая соединялась с эндотрахеальной трубкой ДК АИА при помощи кварцевого капилляра с внутренним диаметром 0.1 mm. Вакуум в масс-спектрометре поддерживался при помощи турбомолекулярного насоса производительностью 60 l/sec. Скорость вакуумирования дифференциальной камеры составляла 20 l/s. Перепад давлений ступеней дифференциальной откачки составлял $1000 - 3.010^{-2} - 1.610^{-5}$ mBar соответственно. Газовая смесь откачивалась из ДК АИА со скоростью 0.1 ml/min. Время задержки сигнала масс-спектрометра, по отношению к изменению концентрации газовой смеси на входе в капилляр, составляло не более 10 s [3]. Инертный газ (аргон или криптон) подавался непосредственно в эндотрахеальную трубку.

В работе предложен и реализован метод определения начала и конца физиологического „вдоха“ и „выдоха“ по измерению временной зависимости „вдоха“ и „выдоха“ аргоном или криптоном ($m/z(\text{Ar}) = 40$, $m/z(\text{Kr}) = 84$), которые не участвуют в процессах метаболизма. Поскольку массовый пик Ar^+ совпадает с пиком фрагмента CO_2 , вид

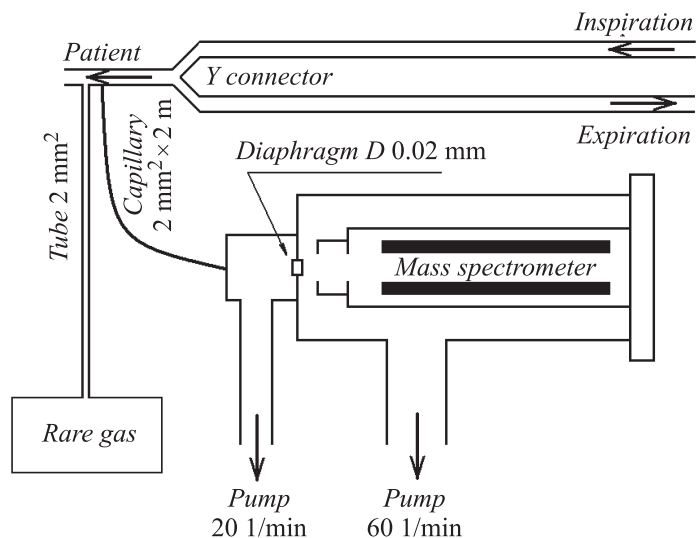


Рис. 1. Схема экспериментальной установки.

полученных временных зависимостей соответствующего (m/z) пика ($F(m/z)$) для $F(32)$, $F(40)$ и $F(44)$ сравнивался с $F(32)$, $F(44)$ и $F(84)$. Измерение указанных выше зависимостей выполнялось во время сбалансированной анестезии по поводу проведения трансфеноидального хирургического удаления кисты коры головного мозга и аденомы гипофиза.

Введение в анестезию осуществляли внутривенной (в.в.) инъекцией гипнотика пропофола (2 mg/kg). Одновременно с пропофолом в.в. вводили анальгетик фентанил ($50 \mu\text{g/kg}$). После интубации трахеи в ДК АИА подавали ингаляционный анестетик севофлуран в дозе, соответствующей показаниям минимальной альвеолярной концентрации, и закись азота. В течение всей анестезии с интервалом 20 min в.в. вводился фентанил. Масс-спектрометр был подключен непосредственно к эндотрахеальной трубке при помощи Т-образного коннектора. Аналогично подключался и канал подачи инертного газа (аргон или криптон). Расход инертного газа составлял 0.05 l/min . Вид соединения масс-спектрометра и трассы с инертным газом с эндотрахеальной трубкой представлен на

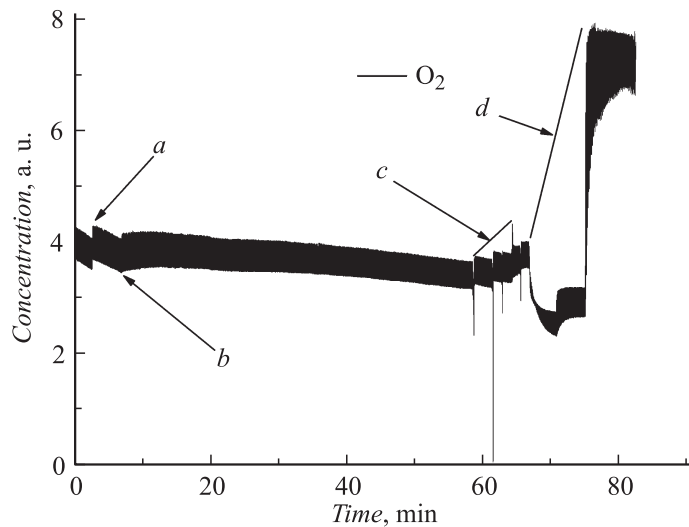


Рис. 2. Зависимость содержания $F(32)$ от времени в течение анестезии (см. описание обозначений в тексте.)

рис. 1. На рис. 2 представлена зависимость $F(32)$ для всего временного интервала анестезии. На указанной зависимости a соответствует началу хирургической агрессии — первый разрез кожного покрова. Участок b соответствует трепанации, c — наложение швов на кожный покров. Участок d соответствует окончанию анестезии, выключения из ДК АИА закиси азота и увеличению свежей дыхательной смеси в ДК АИА. Из графика хорошо видно, что в течение рассматриваемой анестезии пациент реагировал на все этапы хирургической стимуляции. Отметим, что ни капнограф и приборы, регистрирующие изменение гемодинамики (частота сердечных сокращений, артериальное давление), не фиксировали перечисленные выше этапы хирургической стимуляции. Использование масс-спектрометра позволило адекватно оценивать степень анестезиологической защиты пациента в режиме реального времени.

Результаты измерения $F(32)$, $F(44)$, $F(40)$ и $F(32)$, $F(44)$, $F(84)$ в единицах ионного тока (А) вторичного электронного умножителя представлены на рис. 3 и рис. 4, где продолжительность „вдоха“ соответствует интервалу 1, „выдоха“ — 2. Продолжительность „вдоха“

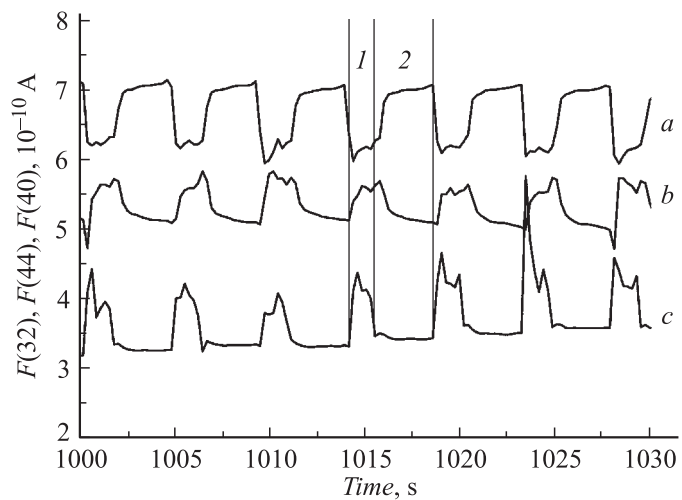


Рис. 3. Зависимость содержания $F(32)$ — *a*, $F(44)$ — *b*, $F(40)$ — *c* от времени.

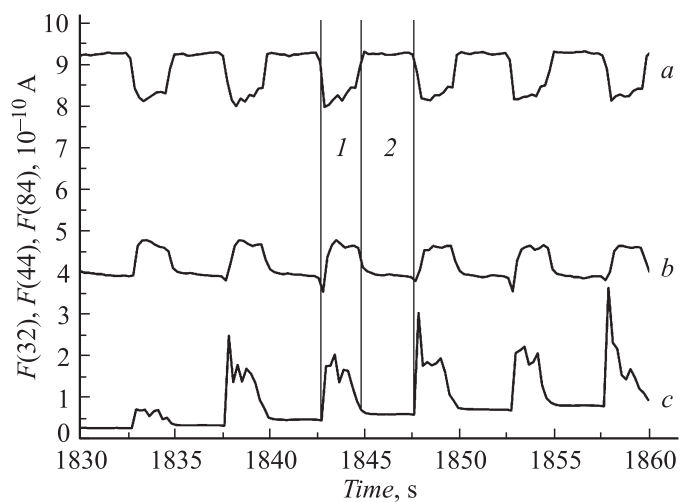


Рис. 4. Зависимость содержания $F(32)$ — *a*, $F(44)$ — *b*, $F(84)$ — *c* от времени.

и „выдоха“ определяется по виду $F(40)$ на рис. 3 и $F(84)$ на рис. 4 ($\min F(40)$ — „выдох“, $\max F(40)$ — „вдох“). Так как аргон и криптон не участвуют в процессах метаболизма, в отличие от O_2 и CO_2 , положение начала и конца „вдоха“ („выдоха“) определялось с высокой точностью. Из рис. 2 и 3 видно, что длительность „вдоха“, определяемого длительности „вдоха“ $Ar(F(40))$ и $Kr(F(84))$ меньше, чем длительность „вдоха“, определяемого по вдоху кислородом $F(32)$. Указанная выше разница во времени обусловлена заполнением мертвого дыхательного пространства, включающего в себя альвеолярное и приборное (объем интубационной трубки и шлангов подвода газовой смеси) мертвые пространства, а различие для Ar и Kr обусловлено совпадением пика Ar^+ с пиком фрагмента CO_2 . Динамический анализ альвеолярного мертвого пространства является важным физиологическим маркером функции оксигенации. Отличие в длительности дыхательного цикла для Ar и Kr обусловлено наложением осколочного пика CO_2 и Ar^+ . Поэтому мы измеряли длительность дыхательного цикла с использованием только Kr .

Поскольку дыхание по своей физиологической природе процесс не стабильный, то для реализации метабологафа для анестезиологии необходимо измерять временные рамки „вдоха“ и „выдоха“ в режиме реального времени, возможность которого и была продемонстрирована в данной работе.

Авторы благодарят сотрудников кафедры анестезиологии и реаниматологии и клиники нейрохирургии Военно-медицинской академии за содействие в проведении исследований.

Список литературы

- [1] Шурыгин М.А. Мониторинг дыхания. Мю: БИНОМ, 2005. С. 351.
- [2] Левшанков А.И. Анестезиология и реаниматология. М.: Спец. лит., 2006. С. 847.
- [3] Елизаров А.Ю., Левшанков А.И. // ЖТФ. 2011. Т. 84. С. 155–158.