

дыхательного газа мало отличается от напряжения в артериальной крови и составляет  $0,31 \pm 0,02$  мм рт.ст. при  $R=0,88$  ( $P=0,000$ ) и этим можно пренебречь, то в уравнении Бора произведена замена  $\text{PaCO}_2$  на  $\text{P}_{\text{ET}}\text{CO}_2$ . Тогда это уравнение выглядит таким образом:  $V_{\text{AD}} = (\text{P}_{\text{ET}}\text{CO} - \text{P}_m\text{CO}_2) \cdot V_t / \text{P}_{\text{ET}}\text{CO}_2$ , где  $\text{P}_m\text{CO}_2$  – напряжение  $\text{CO}_2$  в смешанном газе, аналогичное  $\text{P}_{\text{ET}}\text{CO}_2$  в уравнении Бора.

Для реализации уравнения в алгоритме аппарата, найден способ регистрации напряжения  $\text{CO}_2$  в смешанном газе ( $\text{P}_m\text{CO}_2$ ). Раз кривая капнограммы не синхронизирована с кривой потока и отстает от нее на неизвестное время, регистрация смешанного  $\text{PCO}_2$  могла содержать ошибку. При высоких частотах вентиляции величины напряжения смешанного газа в дыхательных путях будут близки к полусумме напряжения  $\text{CO}_2$  в инспираторном и экспираторном газе ( $\text{P}_i\text{CO}_2 + \text{P}_{\text{E}}\text{CO}_2 / 2$ ), которые точно фиксируются капнограммой. Это проверено определением  $\text{PCO}_2$  прямым способом: к отверстию инжектора, соединяющего его с атмосферой, с помощью специального клапана, обеспечивающего движение газа в одном направлении, подсоединялся 10-литровый мешок, и в него в течение 15-20 с (30-50 дыхательных циклов) собирался газ на фазе выдоха. В мешке был именно смешанный газ, в котором определялось напряжение  $\text{CO}_2$ . Сравнительное исследование величин смешанного  $\text{PCO}_2$ , полученных при расчете по кривой капнограммы и при прямом определении при различных частотах (30-120 циклов в минуту) показало, что независимо от частоты вентиляции и продолжительности фазы дыхательного цикла различия составили всего  $-0,44 \pm 1,6$  мм рт.ст.;  $R=0,92$  ( $P=0,000$ ), которые находились в диапазоне точности метода капнографии и не имели практического значения.

Регистрация альвеолярного давления велась путем герметизации дыхательного контура в период искусственной инспираторной паузы. В этом случае практически мгновенно выравнивалось давление во всем дыхательном контуре, в т.ч. и в альвеолах, что и регистрировалось датчиком давления. Исследования показали, что при частотах  $\geq 80$  циклов/мин. различия этого параметра и среднего давления в дыхательных путях ( $\text{Pmean}$ ) составляют: при 80 циклах  $-1,4 \pm 1,0$  см вод.ст., при  $>100$  циклах  $-0,06 \pm 0,06$  см вод.ст.;  $M \pm SD$  ( $R=0,99$ ;  $P=0,000$ ), т.е. на частотах, которые наиболее часто используются при ВЧС ИВЛ различия в величинах этих параметров практически полностью нивелируются. Таким образом удалось обеспечить мониторинг альвеолярного давления on line, используя для этого величины среднего давления.  $\text{Pmean}$  определялся путем интегрирования кривой давления на вдохе.

**Разработка алгоритма для мониторинга торако-пульмонального комплианса.** Классические расчеты комплианса ведут по формуле:  $C = V_t / \Delta P$ , где  $\Delta P = \text{Pplat} - \text{PEEP}$ . При традиционной (конвективной) вентиляции  $\text{Pplat}$  определяется величиной давления, которая фиксируется в период инспираторной паузы при нулевой скорости потока, продолжительность которой контролируется пользователем. При ВЧС ИВЛ, при наличии открытого дыхательного контура, из-за незавершенного выдоха такие расчеты будут некорректны, поскольку плюто отсутствует, и создать его искусственно нельзя. При ВЧС ИВЛ альвеолярное давление превышает  $\text{PEEP}$  (по нашим данным, в 2 и более раз). Выход из положения был найден. Нужно было на кривых скорости потока и давления зафиксировать точку, которая соответствовала бы моменту прекращения потока (нулевой поток). Такая точка существует крайне короткое время. Она соответствует месту на кривой давления в конце инспираторной фазы дыхательного цикла, когда вектор скорости потока, меняя направление (при начале выдоха), обеспечивает нулевой поток (рис. 3). Эту точку мы условно называли «плато при высокочастотной струйной вентиляции ( $\text{Pplat}^{\text{HF}}$ )». Разработанный алгоритм позволил четко фиксировать эту точку. Так удалось получить величину давления для расчета  $\Delta P$  в формуле комплианса:  $C = V_t / \Delta P$ , где  $\Delta P = \text{Pplat}^{\text{HF}} - \text{Pmean}$ .

В новой версии ВЧС респиратора ZisLINE® JV-110 удалось реализовать мониторинг респираторной механики, соответствующий всем современным требованиям, предъявляемым к аппарату для проведения искусственной вентиляции легких.

#### Литература

1. Патент № 31497, РФ. Капнограф медицинский / Марков А.В., Ремезов И.А. // Офиц. бюл. Роспатента.– №23.– 2003.
2. Патент № 60358, РФ. Устройство для искусственной вентиляции легких. /Конторович М.Б. и др. //Офиц. бюл. Роспатента.– №3.– 2007.

УДК. 616-001

ИНСТРУМЕНТ ДЛЯ ОТСЕПАРОВКИ МЫШЦ ПРИ ПЕРЕДНЕБОКОВОМ ДОСТУПЕ К ТАЗОБЕДРЕННОМУ СУСТАВУ.

Г.М. КАВАЛЕРСИКИЙ, В.Ю. МУРЫЛЕВ, Я.А. РУКИН, В.С. СЕРОВА, Д.И. ТЕРЕНТЬЕВ\*

При переднебоковом доступе к тазобедренному суставу хирург ведет парциальное отсечение средней и малой ягодичных мышц для доступа к передней части капсулы сустава. Для обеспечения анатомичности доступа и полноценного восстановления мышечного аппарата сустава перед рассечением надо отделить эти мышцы от капсулы и прошить их. Это позволяет анатомично подшить ягодичные мышцы к месту их прикрепления для нормальной биомеханики тазобедренного сустава. Известны инструменты для отсепаровки средней и малой ягодичных мышц от переднего отдела капсулы: прямой элеватор 65-1031 фирмы Godman Johnson & Johnson слегка закругленный на конце, который можно завести под пласт ягодичных мышц для их анатомичного прошивания и отсечения от большого вертела при переднебоковом доступе к тазобедренному суставу (из-за отсутствия изгиба им неудобно работать в глубине раны); костный элеватор типа Hohmann 5867 фирмы СТЕСН, благодаря своей изогнутой форме и заостренному наконечнику может заводиться под пласт ягодичных мышц (но из-за возможности повреждения наконечником сосудов и нервов его использование нежелательно); костный элеватор типа Hohmann 5865 фирмы СТЕСН, имеющий изогнутую форму и сглаженный наконечник. Но работа им в глубине операционной раны, особенно у тучных людей, затруднена, т.к. его изгиб и длина рабочей части недостаточны для заведения под пласт ягодичных мышц без избыточного натяжения мягких тканей. При попытке хирурга уменьшить размеры доступа к тазобедренному суставу, отсепаровка ягодичных мышц этими элеваторами становится невозможной.

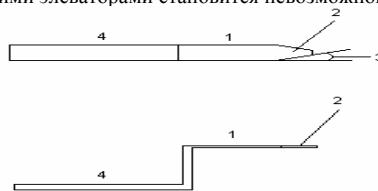


Рис. Инструмент для отсепаровки мышц (вид сверху и сбоку).

Задача решается разработанным нами инструментом (рис.) с рабочей частью (1) длиной 70–80 мм, толщиной 2–3 мм, шириной 1/5 длины, наконечником (2), сужающимся под углом 25° в (3), длиной ¼ рабочей части. Инструмент штыкообразно изогнут под прямыми углами, чтобы рабочая часть отстояла от рукоятки на 40–50 мм. Рукоятка инструмента (4) имеет длину в 1,5 раза большую длины рабочей части, ширину равную ширине рабочей части и толщину в 2–3 раза большую толщину рабочей части.

**Клинический пример.** Пациент М. 67 лет, № истории болезни 12143 поступил в 26 травматологическое отделение ГКБ им. С. П. Боткина 23 марта 2007 г. с жалобами на боли в области левого тазобедренного сустава. Анамнез: страдает болями в области левого тазобедренного сустава при нагрузке с 2003 г. Отмечает усиление болевого синдрома, появление ограничения подвижности в тазобедренном суставе, вынужден пользоваться тростью. Госпитализирован для оперативного лечения. При осмотре – относительное укорочение левой нижней конечности на 1,5 см, сгибательно-приводящая контрактура. На представленных рентгенограммах – деформирующий артроз левого тазобедренного сустава 3 стадии.

**Клинический диагноз:** левостороннийcoxarthrosis 3 стадии. Ожирение 3 степени. Ход операции: дугообразный разрез кожи, огибающий большой вертел сзади длиной 15 см. Послойное рассечение подкожной жировой клетчатки и широкой фасции. В глубине операционной раны визуализирована средняя ягодичная мышца. Штыкообразно изогнутый инструмент для отсепаровки мышц заведен под пласт средней ягодичной мышцы, передняя порция мышцы отсепарована, прошита и пересечена, как и малая ягодичная мышца, о осуществлен доступ к переднему отделу капсулы сустава. После вскрытия сустава по стандартной методике выполнено тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава. Последопротезный период протекал гладко, рана зажила первичным натяжением, швы сняты на 10 сутки. Проведен курс ЛФК, пациент выписан на амбулаторное лечение с рекомендацией ходьбы на костылях, с разгрузкой оперированной ноги 1,5 месяца с момента операции.

Таким инструментом удобно работать в глубине операционной раны, а длина его рабочей части достаточна для отсепаровки ягодичных мышц от переднего отдела капсулы тазобедренного сустава. Суженный наконечник рабочей части позволяет легко заводить инструмент под пласт ягодичных мышц.

\* ММА им. И.М. Сеченова, 119992. Москва. Ул. Трубецкая, д.8. стр. 2