

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ПРАКТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ МОНИТОРИНГА ТОРАКО-ПУЛЬМОНАЛЬНОГО КОМПЛАЙНСА ПРИ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ СТРУЙНОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

М. Б. Конторович¹, Б. Д. Зислин², А. В. Чистяков³, А. В. Марков³

¹ Уральская медицинская академия РАМН, кафедра анестезиологии и реаниматологии ФУВ,

² Средне-уральский научный центр РАМН, проблемная лаборатория

«Высокочастотная вентиляция лёгких», Екатеринбург

³ ООО фирма «Тритон-ЭлектроникС», Екатеринбург

Monitoring of Thoracopulmonary Compliance During High-Frequency Jet Ventilation: Theoretical and Practical Aspects

M. B. Kontorovich¹, B. D. Zislin², A. V. Chistyakov³, A. V. Markov³

¹ Department of Anesthesiology and Reanimatology, Urals Medical Academy, Russian Academy of Medical Sciences;

² Task Force High-Frequency Ventilation Laboratory, Middle Urals Research Center, Russian Academy of Medical Sciences

³ ООО «Triton-ElektronikS» Yekaterinburg

В статье приводятся результаты применения новой версии респиратора для высокочастотной струйной вентиляции легких (ВЧС ИВЛ), позволяющей обеспечить мониторинг статического торако-пульмонального комплайенса (Cst) в режиме реального времени. Проведенные исследования на модели легкого и в клинике при проведении ВЧС ИВЛ у 18 больных, перенесших торакальные операции по поводу туберкулеза, опухолей легких и средостения, позволили разработать оригинальные алгоритмы для регистрации auto PEEP и точки на кривой давления, соответствующей нулевому потоку (некое подобие плато), что решило проблему регистрации комплайенса. Клиническая апробация разработанных алгоритмов позволила по-новому оценить физиологическую сущность торако-пульмонального комплайенса при ВЧС ИВЛ. В отличие от традиционной вентиляции, при которой снижение Cst указывает на повышение «жесткости» легких (увеличение числа невентилируемых альвеол), снижение Cst при ВЧС ИВЛ, наоборот, свидетельствует о снижении числа невентилируемых альвеол, что сопровождается уменьшением величин дыхательного мертвого пространства, уровня альвеоло-капиллярного шунта и увеличением напряжения кислорода в артериальной крови. **Ключевые слова:** высокочастотная струйная вентиляция – ВЧС ИВЛ (HFJV), статический торако-пульмональный комплайнс (Cst).

The paper presents the results of using a new version of a respirator for high-frequency jet ventilation (HFJV) that provides static thoracopulmonary compliance (Cst.) monitoring in real time. The performed studies on a lung model and clinical trials under HFJV in 18 patients undergoing thoracic operations for tuberculosis, tumors of the lung and mediastinum have yielded original algorithms to record auto PEEP and a point on the pressure curve corresponding to a zero flow (a rough plateau), which could solve the problem of compliance recording. The clinical tests of the developed algorithms permitted a new assessment of the physiological essence of thoracopulmonary compliance during HFJV. Unlike conventional ventilation in which the lower Cst indicates higher lung stiffness (more unventilated alveolae), in contrast this during HFJV suggests fewer unventilated alveolae, which is attended by reductions in the dead space and alveolar-capillary shunt and by an increase in arterial blood oxygen tension. **Key words:** high-frequency jet ventilation, static thoracopulmonary compliance.

Растяжимость торако-пульмонального комплекса (статический торакопульмональный комплайнс – Cst) является одним из важных параметров респираторной механики, без информации о котором в настоящее время невозможно обеспечить квалифицированную респираторную поддержку в ряде критических состояний, сопровождающихся паренхиматозной дыхательной недостаточностью

(синдром острого повреждение легких, респираторный дистресс-синдром, хроническая тромбоэмболия легочной артерии и др.).

Известно [1–6], что при данной патологии высокочастотная струйная вентиляция легких (ВЧС ИВЛ) имеет определенные преимущества перед традиционной (конвективной) вентиляцией. В частности, она обеспечивает нормальный газовый состав крови в ряде ситуаций, в которых ИВЛ оказывается мало эффективной.

Однако недостатки аппаратного обеспечения ВЧС ИВЛ существенно нивелируют эти достоинства и серьезно ограничивают сферу использования ВЧС ИВЛ. Основным из таких недостатков является ограни-

Адрес для корреспонденции (Correspondence to):

Зислин Борис Давидович
E-mail: zislin2006@mail.ru

ченные возможности мониторинга современных параметров респираторной механики.

Фирмой ООО «Тритон-ЭлектроникС» (Екатеринбург) разработана модель респиратора ZisLINE JV-110, лишенная перечисленных выше недостатков [7, 8]. В ней, помимо мониторинга традиционных параметров респираторной механики: дыхательного (V_T) и минутного (V_E) объемов вентиляции, пикового (PIP), среднего (P_{MEAN}), конечного экспираторного (PEEP), альвеолярного (auto PEEP) давлений, отношение продолжительности фаз дыхательного цикла (I:E), предусмотрены опции мониторинга инспираторной и экспираторной концентрации кислорода и двуокиси углерода, а также торако-пульмонального комплайенса (Cst).

Это позволяет исследовать особенности статического комплайенса при ВЧС ИВЛ, практически не получивших отражения в специальной литературе. Нам известны только работы словацких авторов, в которых, к сожалению, не освещаются вопросы технологии регистрации этого параметра [9, 10].

Материалы и методы

Разработка идеологии мониторинга комплайенса при ВЧС ИВЛ осуществлялась на модели легких (Test lung 190 60 06 832 E037E; Siemens), а также в клинике при продленной вентиляции после торакальных операций у 19 больных в возрасте $34,6 \pm 10,5$ ($M \pm SD$) лет. Мужчин было 12, женщин — 7. По поводу туберкулеза лёгких оперировано 13 пациентов, при онкологических поражениях легких и средостения — 6.

Респираторную поддержку проводили двумя способами: традиционной (конвективной) вентиляцией (ИВЛ) и высокочастотной струйной вентиляцией (ВЧС ИВЛ). Регистрацию соответствующих параметров осуществляли спустя 60 минут после смены метода вентиляции.

Особенности ВЧС ИВЛ создают серьезные трудности для регистрации комплайенса. Это, во-первых, открытый (соединенный с атмосферой), негерметичный и бесклапанный дыхательный контур респиратора, не позволяющий создать инспираторную паузу для регистрации давления плато (Pplat). Во-вторых, высокая частота вентиляции обуславливает феномен незавершенного выдоха, вследствие чего в альвеолах после окончания выдоха накапливается некоторый объем газа, составляющий, по нашим данным, в зависимости от частоты вентиляции до 1/2 — 3/4 дыхательного объема. Это сопровождается появлением постоянного положительного альвеолярного давления (auto PEEP), величины которого могут значительно (в 2 и более раз) превышать уровень конечного экспираторного давления (PEEP), традиционно регистрируемого в проксимальных отделах дыхательных путей.

При традиционной (конвективной) ИВЛ комплайнс рассчитывается по формуле:

$$C_s = V_T \text{ выдоха} / \Delta P, \text{ где } vP = P_{\text{plat}} - \text{PEEP}.$$

Pplat определяется величиной давления, зафиксированного при нулевом потоке в период инспираторной паузы, продолжительность которой устанавливается пользователем.

При ВЧС ИВЛ, в условиях бесклапанного и постоянно соединенного с атмосферой негерметичного дыхательного контура, такие расчеты будут некорректны, поскольку фаза плато отсутствует, и создать ее искусственным путем технически сложно. Кроме того, при ВЧС ИВЛ альвеолярное давление (auto PEEP) существенно превышает PEEP. Естественно, что в этих условиях использовать классическую формулу расчета комплайенса мы не могли.

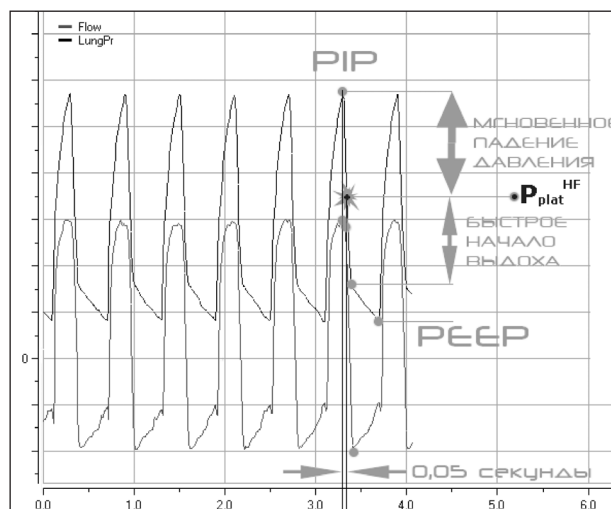


Рис. 1. Экран респиратора ZisLINE JV-110.

Верхняя точка на кривой давления (PIP) — конец инспираторной фазы. Верхняя стрелка — начало и конец мгновенного падения давления, после которого начинается экспираторная фаза. Звездочка Pplat^{HF}.

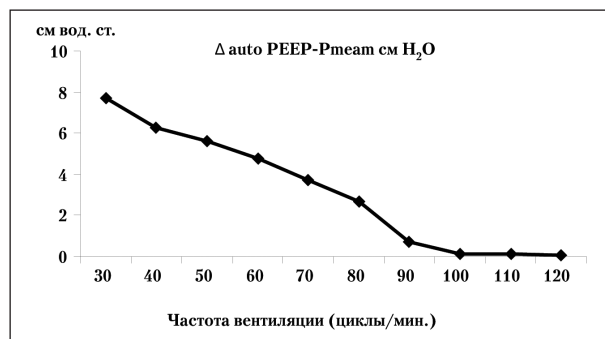


Рис. 2. Различия величин среднего и альвеолярного давлений (Δ auto PEEP - Pmean) при различных частотах вентиляции.

Нами эта проблема была решена на основании регистрации точки на кривых потока. Эту точку мы условно назвали «плато при высокочастотной вентиляции — Pplat^{HF}» (рис. 1).

Нам удалось получить величину давления для расчета ΔP в формуле комплайенса:

$$C_s = V_T \text{ выдоха} / \Delta P, \text{ где } \Delta P = P_{\text{plat}}^{\text{HF}} - \text{auto PEEP}.$$

Методика измерения auto PEEP принципиально не отличалась от применяемой при традиционной ИВЛ. Регистрация альвеолярного давления осуществлялась путем герметизации дыхательного контура в период искусственно созданной паузы в работе респиратора на высоте вдоха. После прекращения герметизации дыхательного тракта происходил полноценный выдох, что позволяло зарегистрировать альвеолярное напряжение двуокиси углерода и кислорода (P_{ETCO_2} , P_{ETO_2}). Продолжительность паузы составляла 3—5 с. Периодичность включения алгоритма осуществляется пользователем.

Учитывая, что среднее давление в дыхательных путях может отражать уровень альвеолярного давления, мы сопоставили величины среднего и альвеолярного давлений при различных частотах вентиляции. Было обнаружено, что по мере возрастания частоты вентиляции величины этих параметров сближаются (рис. 2). Причем, это происходит за счет возрастания auto PEEP при практически не изменяющемся Pmean.

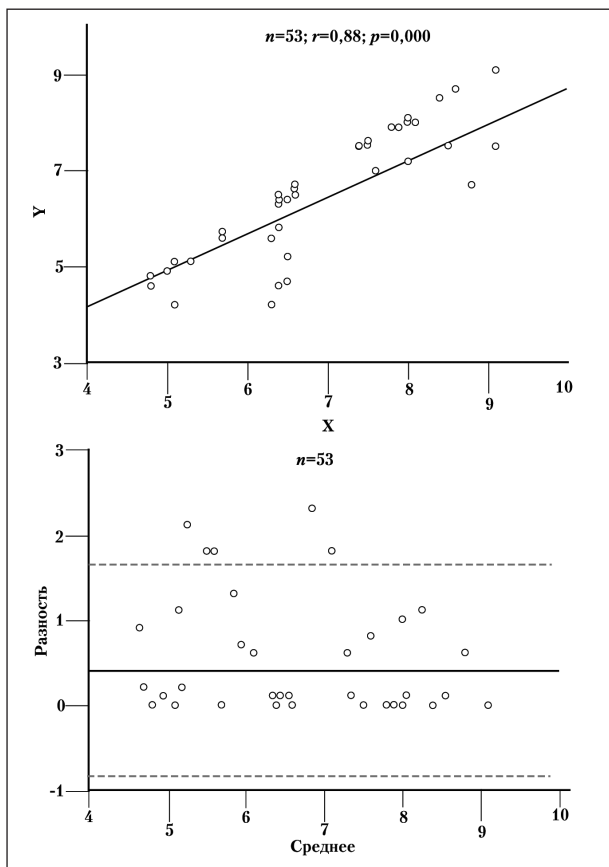


Рис. 3. Корреляционные связи и разность средних значений auto ПДКВ и $P_{ср}$ при частотах вентиляции 80–120 циклов/мин и отношении времени вдоха к выдоху равным 1:2.

При частотах, превышающих 80 циклов/мин, различия в величинах этих параметров не превышает 1 см вод. ст. при весьма тесной корреляционной связи (рис. 3). При частотах 100 циклов/мин и выше различия в величинах среднего давления и auto РЕЕР практически полностью нивелируются ($M \pm SD = 0,06 \pm 0,06$ см вод. ст.). Поскольку эти частоты в основном и используются при проведении ВЧС ИВЛ, то у нас имелись все основания в формуле комплайенса заменить auto РЕЕР на P_{mean} . Окончательная формула комплайенса, запрограммированная в респираторе, выглядит следующим образом:

$$C_s = V_T \text{ выдоха} / \Delta P, \text{ где } \Delta P = P_{plat}^{mf} - P_{mean}.$$

Получив возможность непрерывной регистрации торако-пульмонального комплайенса, нами были изучены

особенности этого параметра респираторной механики при ВЧС ИВЛ.

Результаты и обсуждение

В данной статье мы приводим результаты только клинической апробации алгоритма для реализации мониторинга статического комплайенса (табл. 1).

Для повышения достоверности результатов изучения динамики этого параметра при различных частотах вентиляции, представлялось необходимым избрать максимально близкие величины дыхательного объема вентиляции, а также одинаковое отношение времени вдоха и выдоха, однако при обязательном соблюдении режима нормокапнии ($P_{aCO_2} = 35-45$ мм Нг). Поэтому мы вынуждены были увеличивать V_E при высоких частотах для того, чтобы сохранить одинаковые V_T .

При анализе материалов, представленных в табл. 1 выявляется ряд феноменов.

1. Начиная с частоты вентиляции 80 циклов/мин, при неизменяющихся величинах V_T достоверно нарастает уровень пикового давления, что само по себе является несколько неожиданным, учитывая тесную связь этого параметра с величиной дыхательного объема.

2. Начиная с частоты 100 циклов/мин увеличиваются P_{mean} , auto РЕЕР и только при частоте 120 циклов повышается РЕЕР, что, как было указано выше, свидетельствует о недостаточной информативности этого параметра в анализе респираторной механики при ВЧС ИВЛ.

3. Различия в величинах P_{IP} и P_{plat} не превышают 20% и составляют $2,3 \pm 0,6$ при частоте 80 циклов/мин, $1,2 \pm 0,65$ см вод. ст. при частоте 100 циклов/мин, $1,8 \pm 0,6$ см вод. ст. при частоте 120 циклов/мин.

4. По мере увеличения частоты вентиляции комплайнс проявляет тенденцию к снижению и при частотах, превышающих 100 циклов/мин, достоверно снижается.

В основе выявленных феноменов респираторной механики ВЧС ИВЛ лежат особенности кинетики газов при этом методе вентиляции. Выше мы уже указывали, что одним из основных отличий ВЧС ИВЛ от традиционной вентиляции является незавершенный выдох, сопровождающийся постоянным присутствием в альвеолах некоторого накопленного объема дыхательной

Таблица 1

Параметры респираторной механики при различных частотах ВЧС ИВЛ ($M \pm SD$)

Параметры	Частота ВЧС ИВЛ (циклы/мин)				
	30 (n=18)	60 (n=18)	80 (n=18)	100 (n=19)	120 (n=19)
V_T , мл	374,2±107,9	197,8±47,8*	170,0±0,0**	170,0±0,0	170,0±0,0
V_E , л	9,9±2,9	10,9±2,6	13,6±0,0**	17,0±0,0**	20,4±0,0**
P_{IP} , см H_2O	15,8±3,15	14,1±6,0	12,5±27,6*	14,6±4,6*	19,3±4,4*
P_{plat} , см H_2O	14,1±3,2	11,7±2,45*	10,2±2,45	13,4±2,4*	17,5±5,2*
РЕЕР, см H_2O	1,5±1,0	3,3±1,4*	3,3±0,3	3,5±0,6	5,55±0,4*
P_{mean} , см H_2O	6,65±1,5	7,0±1,7	6,4±1,0	7,25±0,9*	9,7±1,5*
auto РЕЕР, см H_2O	3,1±0,9	6,7±1,8*	5,95±0,9	7,25±0,9*	9,7±1,5*
C_{st} , мл/см H_2O	34,4±5,8	39,4±7,2	35,9±13,7	27,45±9,7	21,8±5,2*

Примечание. * – достоверность различий с предыдущей частотой – $p < 0,05$ (критерий Стьюдента); ** – достоверность различий с предыдущей частотой – $p < 0,05$ (критерий Манна-Уитни).

Таблица 2

Параметры респираторной механики ($M \pm SD$)

Параметры	Способ вентиляции		p^*
	ИВЛ ($n=19$)	ВЧС ИВЛ ($n=14$)	
F, 1/мин	17,4±2,2	100±0,0	=0,000
Cst, мл/см H ₂ O	47,1±15,7	27,45±9,7	=0,000
PaO ₂ /FiO ₂	365,7±40,0	536,1±58,2	=0,000
FiO ₂ ,	0,55±0,09	0,63±0,08	=0,013
V _{AD} , мл	218,2±68,6	135,3±11,6	=0,000

Примечание. Здесь и в табл. 3: * – Критерий Манна-Уитни.

Таблица 3

Параметры респираторной механики при вентиляции воздухом ($M \pm SD$)

Параметры	Способ вентиляции		p^*
	ИВЛ ($n=14$)	ВЧС ИВЛ ($n=14$)	
F, 1/мин	18,9±1,25	100±0,0	=0,000
Cst, мл/см H ₂ O	34,9±1,7	20,7±6,5	=0,005
PaO ₂ /FiO ₂	387,1±42,3	468,6±50,3	=0,000
PaO ₂ , мм рт. ст.	80,9±10,8	97,3±13,6	=0,01
FiO ₂ ,	0,21	0,21	
V _{AD} , мл	182,5±31,3	119,1±11,85	=0,000

газовой смеси после его окончания. Это обуславливает появление постоянного положительного давления в альвеолах (auto РЕЕР), что, кстати говоря, и объясняет феномен увеличения PIP при неизменяющемся V_T (конвекция дополнительного объема в альвеолы с наличием в нем повышенного давления может быть осуществлена только с помощью увеличения пикового давления).

Феномен незавершенного выдоха и наличие auto РЕЕР, наряду с коллатеральной вентиляцией, является основным механизмом в перераспределении (перетекании) газа из вентилируемых в спавшиеся (невентилируемые) альвеолы, в результате чего в течение короткого времени от начала ВЧС ИВЛ, подавляющее число альвеол после окончания выдоха оказываются заполненными газовой смесью. Это неизбежно приводит к «расходованию» эластических свойств легких и грудной клетки и, следовательно, к снижению комплайнса. Существование этого феномена заставляет изменить взгляд на физиологическую сущность комплайнса при ВЧС ИВЛ. Снижение этого параметра при традиционной вентиляции является признаком «жесткости» легких (повышением числа невентилируемых альвеол), а снижение комплайнса при ВЧС ИВЛ свидетельствует о повышении воздушности альвеол (снижение числа невентилируемых альвеол).

Эта точка зрения находит подтверждение в материалах табл. 2, в которой приведены сравнительные данные о величинах объема дыхательного мертвого пространства (V_{AD}) и респираторного коэффициента (PaO₂/FiO₂). V_{AD} рассчитывалось по уравнению Бора [11].

Снижению комплайнса при ВЧС ИВЛ сопутствуют существенное сокращение объема дыхательного мертвого пространства и повышение респираторного коэффициента. Можно предположить, что повышение этого параметра осуществляется в основном за счет увеличения PaO₂, т. к. FiO₂ при ВЧС ИВЛ возрастает в

значительно меньшей степени, чем PaO₂ (14,5 и 46,6%, соответственно). Для подтверждения этого предположения мы у группы больных ($n=14$), по своей клинической характеристике не отличающейся от основной группы, повторили это исследование при вентиляции воздухом с одинаковым FiO₂=0,21 (табл. 3). Материалы таблицы не оставляют сомнений в справедливости высказанного предположения.

Подобный феномен можно объяснить только тем, что при ВЧС ИВЛ увеличивается число вентилируемых альвеол, улучшается равномерность распределения газовой смеси, улучшаются вентиляционно-перфузионные соотношения и снижается внутрилегочное шунтирование крови.

Представляло интерес выяснить, какова динамика комплайнса при различных частотах ВЧС ИВЛ. Материалы табл. 1 свидетельствуют, что при частоте вентиляции 100 циклов/мин, несмотря на достоверное увеличение auto РЕЕР, величина комплайнса остается на уровне прежних частот и лишь при частоте 120 циклов/мин она достоверно снижается. Создается впечатление, что частота 100 циклов/мин является пограничной, при которой комплайнс отражает благоприятную кинетику альвеолярного газа. При более высоких частотах проявляется значительное нарастание auto РЕЕР на фоне неизменяющегося дыхательного объема и достоверное снижение комплайнса, что может свидетельствовать о перерастяжении альвеол накопленным объемом газа и возникновении гиперинфляции.

Следует обратить внимание еще на один феномен, имеющий практическое значение. Начиная с частоты 80 циклов/мин различия в величинах PIP не превышают 20% от значения Pplat. Это позволяет пользователю, не владеющему аппаратурой, регистрирующей Pplat и auto РЕЕР, получить представление о податливости легких и грудной клетки по динамике PIP и Pmean.

Таким образом, мониторинг auto PEEP и комплайенса позволяет в режиме реального времени получить объективную информацию о состоянии альвео-

лярной кинетики газов и использовать ее в коррекции тактических решений при проведении респираторной поддержки у больных с дыхательной недостаточностью.

Литература

1. *Кассиль В. Л.* Применение высокочастотной искусственной вентиляции в реаниматологии. *Анестезиология и реаниматология* 1983; 5: 26–30.
2. *Jonson B., Lachmann B.* Setting and monitoring of high-frequency jet ventilation in severe respiratory distress syndrome. *Crit. Care Med.* 1989; 17 (10): 1020–1024.
3. *Borg U. R., Stoklosa J. C., Siegel J. H. et al.* Prospective evaluation of combined high-frequency ventilation in post-traumatic patients with adult respiratory distress syndrome refractory to optimized conventional ventilatory management. *Crit. Care Med.* 1990; 18 (10): 1187–1190.
4. *Segal E.* High frequency jet ventilation in the ICU. *Anesthesiologie & Intensivmedizin.* 2002; 43: 530.
5. *Ihva G., Gockner G., Kashanipour A., Aloy A.* High-frequency jet ventilation in European and North American institutions: developments and clinical practice. *Eur. J. Anaesth.* 2000; 17 (7): 418–430.
6. *Malarkkan N., Snook N. J., Lumb A. B.* New aspects of ventilation in acute lung injury. *Anaesthesia*, 2003; 58 (7): 647–667.
7. *Котторович М. Б., Зислин Б. Д., Чистяков А. В.* Устройство для искусственной вентиляции легких. Патент № 60358 от 27.01.07 // Официальный бюллетень Роспатента №3. 2007.
8. *Котторович М. Б., Зислин Б. Д., Чистяков А. В.* Способ искусственной вентиляции лёгких и устройство для его осуществления. Патент № 20000002336859 РФ. // Официальный бюллетень Роспатента №30. 2008.
9. *Javorka K.* Jet ventilation: Research consideration. *Anesthesiologie & Intensivmedizin.* 2002; 43: 630.
10. *Терех П., Калит К.* Теоретические и клинические основы высокочастотной струйной вентиляции. Екатеринбург: АМБ; 2005.
11. *Уэст Дж.* Физиология дыхания. Основы. (пер. с англ.) М.: Мир; 1988.

Поступила 26.01.09

Аппараты искусственной вентиляции легких **ZISLINE®**



Аппарат искусственной вентиляции легких MV 200 ZisLine¹

Аппарат предназначен для проведения принудительной и вспомогательной искусственной вентиляции легких взрослых и детей

Тип пациента: взрослые, дети с массой тела 5 кг и выше
Тип привода: встроенный генератор потока
Тип триггера: по потоку или по давлению
Дисплей: цветной 10" TFT с сенсорным управлением
Форма потока на выбор: нисходящая, прямоугольная

Высокочастотный струйный аппарат для искусственной вентиляции легких JV 100 ZisLine¹

Термосервер™:
 обеспечение и автоматический контроль нагрева и увлажнения вдыхаемого газа.

Функциональные возможности:
 измерение и контроль минутной вентиляции, давления в дыхательных путях, частоты вентиляции.

Безопасность пациента:
 электронная и механическая защита от баротравмы легких.



ООО фирма “Тритон-ЭлектроникС”
20 лет на рынке медицинского оборудования

Тел./факс: (343) 261-73-76, 261-58-63, e-mail: mail@triton.ru www.triton.ru www.zisline.ru