

- Surg. – 2003. – Vol. 238. – P. 170–177.
8. Inouye S. Delirium in older persons // N. Engl. J. Med. – 2006. – Vol. 354. – P. 1157–1165.
9. Hala M. Pathophysiology of postoperative delirium: systemic inflammation as a response to surgical trauma causes diffuse microcirculatory impairment // Med. Hypotheses. – 2007. – Vol. 68, № 1. – P. 194–196.
10. Galanakis P., Bickel H., Grading R. et al. Acute confusional state in the elderly following hip surgery: incidence, risk factors and complications // Int. J. Geriatr. Psychiatry. – 2001. – Vol. 16, № 4. – P. 349–355.
11. Lemstra A., Kalisvaart K. J., Vreeswijk R. Preoperative inflammatory markers and the risk of postoperative delirium in elderly patients // Int. J. Geriatr. Psychiatry. – 2008. – Vol. 23. – P. 943–948.
12. Marcantonio E. R., Goldman L., Orav E. J. et al. The association of intraoperative factors with the development of postoperative delirium // Am. J. Med. – 1998. – Vol. 105, № 5. – P. 380–384.
13. Marcantonio E. R., Goldman L., Mangione C. M. et al. A clinical prediction rule for delirium after elective noncardiac surgery // J. Am. Med. Assoc. – 1994. – Vol. 271, № 2. – P. 134–139.
14. McGory M. L., Shekelle P. G., Rubenstein L. Z. et al. Developing quality indicators for elderly patients undergoing abdominal operations // J. Am. Coll. Surg. – 2005. – Vol. 201. – P. 870–883.
15. Morrison R. S., Magaziner J., Gilbert M. et al. Relationship between pain and opioid analgesics on the development of delirium following hip fracture // J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci. – 2003. – Vol. 58A, № 1. – P. 76–81.
16. Mussi C., Ferrari R., Ascari S. et al. Importance of serum anticholinergic activity in the assessment of elderly patients with delirium // J. Geriatr. Psychiatry Neurol. – 1999. – Vol. 12, № 2. – P. 82–86.
17. Norkiene I., Ringaitiene D., Misiuriene I. et al. Incidence and precipitating factors of delirium after coronary artery bypass grafting // Scand. Cardiovasc J. – 2007. – Vol. 41, № 3. – P. 180–185.
18. Robinson T. N., Raeburn C. D., Tran Z. V. et al. Postoperative delirium in the elderly // Ann. Surgery. – 2009. – Vol. 249, № 1. – P. 173–178.
19. Robertson B. D., Robertson T. J. Postoperative Delirium after Hip fracture // J. Bone Joint Surg Am. – 2006. – Vol. 88. – P. 2060–2068.
20. Rudolph J. L., Ramlawi B., Kuchel G. A. et al. Chemokines are associated with delirium after cardiac surgery // J. Gerontol. – 2008. – Vol. 63A. – P. 184–189.

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ ИГЛ ДЛЯ ПЕРИФЕРИЧЕСКОЙ РЕГИОНАРНОЙ АНЕСТЕЗИИ

Р. Е. Лахин¹, В. А. Панов¹, А. В. Щёголев¹, Д. В. Заболотский²

ULTRASONIC IMAGING OF DIFFERENT TYPES OF NEEDLES FOR PERIPHERAL REGIONAL ANESTHESIA

R. E. Lakhin¹, V. A. Panov¹, A. V. Shchegolev¹, D. V. Zabolotsky²

¹Военно-медицинская академия им. С. М. Кирова, г. Санкт-Петербург

²Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет

Ультразвуковая верификация положения кончика и тела иглы относительно блокируемого нерва или сплетения имеет ключевое значение для успешности процедуры и безопасности пациента. В данном исследовании продемонстрирована лучшая ультразвуковая визуализация сонографичных игл по сравнению с традиционно используемыми иглами для периферической регионарной анестезии.

Ключевые слова: регионарная анестезия, ультразвуковая визуализация, сонографичные иглы.

Ultrasonic verification of the position of the tip and body of a needle with reference to the blocked nerve or plexus is of key value for a successful procedure and patient safety. In this investigation, ultrasound needles demonstrate a better ultrasonic imaging than conventional needles for peripheral regional anesthesia.

Key words: regional anesthesia, ultrasonic imaging, ultrasound needles.

В современной регионарной анестезии ультразвуковая навигация позволяет в режиме реального времени идентифицировать целевую анатомическую структуру, окружающие ткани, положение

иглы и распространение местного анестетика [3, 5–8]. В сравнении с другими методиками верификации

фикации положения иглы при периферических блокадах ультразвуковое ассистирование даёт возможность оценивать индивидуальные особенности анатомического строения, позволяет уменьшать дозы вводимого местного анестетика и не требует контакта с пациентом [1, 9–11]. Несомненно, что всё вышеперечисленное приводит к снижению количества осложнений и повышает комфортность больного во время процедуры.

Визуализация тела и кончика иглы в данном контексте очень важна и нередко труднодостижима, особенно при увеличении угла между иглой и трансдюсером [3, 8]. С увеличением данного угла возрастает рассеивание ультразвуковых волн, тем самым снижается визуализация.

В настоящее время все иглы в зависимости от их эхогенности разделяют на два типа: несонографичные и сонографичные. Последние отличаются нанесёнными на их поверхность так называемыми метками-рефлекторами, которые должны отражать ультразвуковые волны обратно к трансдюсеру. Сонографичные иглы имеют от одной до трёх зон таких меток. Метки бывают разной формы и могут иметь различное взаиморасположение на игле.

Наш практический опыт показал, что ультразвуковая визуализация игл различных типов неодинакова в разных средах и под разным углом введения. Данное исследование было проведено с целью сравнения эхогенности игл, наиболее широко используемых в нашей стране для блокады отдельных нервов или сплетений.

Материалы и методы

Исследование проводили на ультразвуковом аппарате SonoSite Edge (Sonosite, Bothell, США) линейным датчиком 38 мм при фиксированных показателях Gain, TGC и Depth.

В исследование были включены: 4 сонографичные иглы – Contiplex S Ultra 18G (ContSU), Stimuplex D Plus 22G (StD+), Stimuplex D Ultra 22G (StDU) (B|Braun, Melsungen, Германия), SonoPlex Stim cannula 22G (SPSc) (Pajunk Medizintechnologie, Geisingen, Германия); 3 несонографичные иглы – Spinocan 22G (Spin), Pencan 22G (Pen) (B|Braun, Melsungen, Германия) и игла для внутримышечных инъекций (в/м).

Ультразвуковые изображения получал опытный анестезиолог, практикующий в регионарной анестезии и имеющий опыт ультразвуковой визуализации. Сканирование выполняли по методике «in plane» в трёх средах: желатин, свиное мясо и Blue Phantom (Advanced Medical Technologies, Kirkland, США) при введённой игле под углом 15, 30, 45 и 60° к поверхности макета. В результате было отобрано 84 наилучших изображения исследуемых игл.

Количественную оценку эхогенности игл проводили путём анализа полученных изображений в программе Adobe Photoshop CS5 (Adobe Systems Software, Ирландия). Инструментом «Lasso», начиная от кончика, выделяли участок иглы длиной 50 мм. Затем для этого участка строили яркостную гистограмму, представляющую собой диаграмму градиента яркости от 0 (абсолютно неяркий, чёрный) до 255 (абсолютно яркий, белый). В окне диалога «Histogram» фиксировали параметры «Mean» и «Standart deviation», указывающие среднее значение яркости выделенного участка и отклонение от этого значения.

Аналогичным способом для игл Spinocan и Pencan отдельно фиксировали среднее значение яркости кончика и тела иглы в желатине при всех исследуемых углах введения. Дополнительно оценивали яркость зон с метками-рефлекторами изучаемых сонографичных игл в мясе под углом 60° к поверхности макета.

Статистический анализ полученных данных выполняли с применением программы Statistica 10 (StatSoft Inc., США). Структуру связи между типом иглы, углом введения, характером среды и эхогенностью выявляли с помощью метода регрессионного анализа. Для сравнения различий яркости сонографичных и несонографичных игл, игл с кончиком типа Квинке или Шпротте, а также игл различного калибра использовали непараметрический тест Манна – Уитни. Различия считали значимыми при $p < 0,05$ (табл. 1).

Результаты и обсуждение

При анализе полученных ультразвуковых изображений в программе Adobe Photoshop CS5 определили количественные значения эхогенности исследуемых игл при углах введения от 15 до 60° в желатине, свином мясе и Blue Phantom (табл. 1). Рисунки 1–3 иллюстрируют эти данные.

Желатин

В желатине получено наибольшее значение яркости исследуемых игл, что обусловлено однородностью данной среды. При введении иглы в желатин под углом 15° к ультразвуковому датчику среднее значение яркости всех исследуемых игл существенно не различалось, а высокие значения этого показателя обуславливали их хорошую видимость в данном положении. В этой позиции несонографичные иглы продемонстрировали максимальное в исследовании значение яркости.

С увеличением угла введения до 30° яркость тела несонографичных игл снижалась, тогда как эхогенность кончика практически не изменялась, если срез иглы был обращён к трансдюсеру (табл. 2). Это связано с лучшим отражением ульт-

Таблица 1

Яркость исследуемых игл в условных единицах на ультразвуковых изображениях при различных углах введения ($M \pm SD$)

Макет	Угол введения	Игла						
		ContSU	Spin	Pen	StD+	StDU	SPSc	н/м
Желатин	15°	143,27±37,90	132,3±31,6	131,32±33,10	160,72±40,90	166,51±43,70	167,4±50,4	143,67±37,20
	30°	171,46±62,50	120,83±50,90	127,48±49,40	183,18±63,70	164,7±51,2	214,46±63,20	99,51±41,30
	45°	122,94±31,30	102,92±29,70	114,33±32,60	164,15±54,80	157,67±53,30	208,78±70,20	82,95±33,20
	60°	117,22±30,40	71,2±28,5	79,31±28,90	156,83±54,20	143,28±46,50	199,06±66,40	46,43±28,70
Мясо	15°	129,41±32,80	119,46±29,40	118,04±27,60	132,34±37,50	125,49±34,10	126,97±41,30	67,55±21,40
	30°	81,97±22,30	68,18±21,30	69,51±16,10	82,61±25,90	77,79±24,50	92,76±32,90	52,89±14,30
	45°	52,37±22,90	42,34±21,70	41,83±19,30	59,28±24,30	49,01±21,50	88,9±31,4	41,69±13,80
	60°	39,21±17,50	32,37±15,40	33,25±16,90	38,24±19,20	40,99±17,30	66,47±22,20	30,4±11,3
Blue Phantom	15°	121,34±39,10	114,57±36,80	116,45±40,70	131,39±36,30	132,75±36,30	143,29±30,10	111,94±32,60
	30°	66,39±39,50	58,2±35,2	57,33±32,90	57,95±32,90	64,66±30,20	139,47±42,70	36,63±35,90
	45°	31,67±29,40	30,49±27,10	32,64±30,70	36,3±29,5	35,18±29,80	126,8±37,1	29,33±27,40
	60°	29,1±27,9	27,43±23,50	29,4±24,2	31,1±25,9	30,35±28,70	102,6±37,5	24,16±21,70

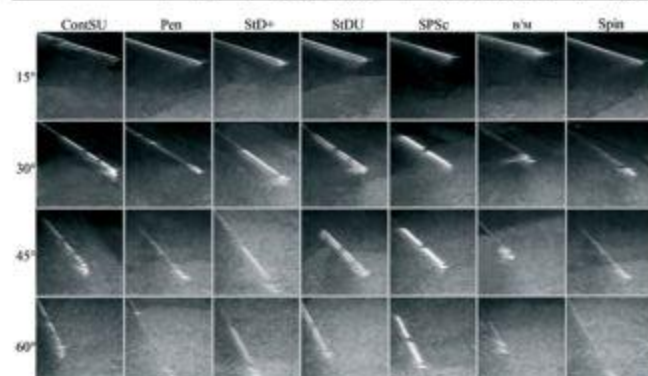


Рис. 1. Ультразвуковые изображения исследуемых игл в желатине

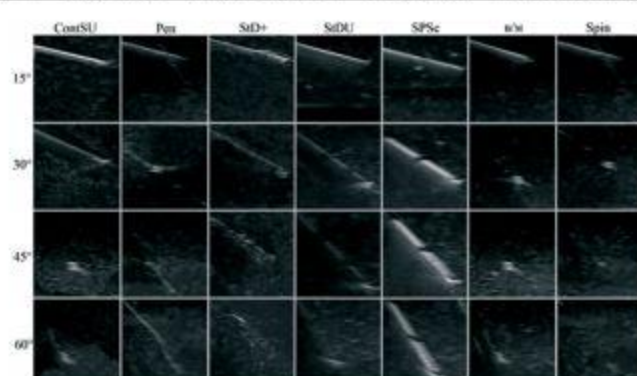


Рис. 3. Ультразвуковые изображения исследуемых игл в Blue Phantom

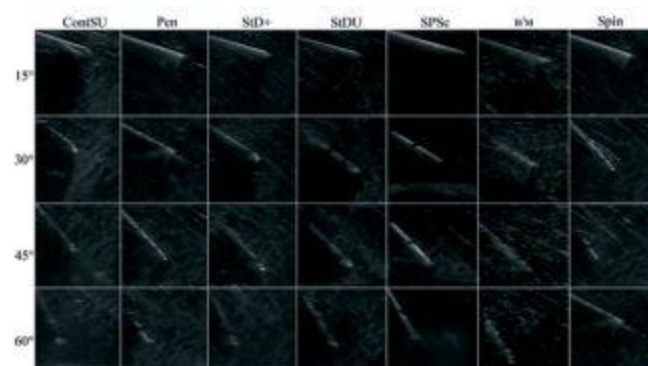


Рис. 2. Ультразвуковые изображения исследуемых игл в свином мясе

тразвуковых волн от неровной поверхности кончика иглы, чем от гладкого тела. Сонографичные же иглы при 30° показали наибольшее значение эхогенности. Выявили, что в этой позиции начинают визуализироваться метки-рефлекторы.

При 45° эхогенность несонографичных игл продолжала снижаться. Уменьшение яркости зафиксировали как для тела иглы, так и для кончика.

Таблица 2

Среднее значение яркости кончика и тела игл Spinocan и Pencan в желатине

Угол введения	Игла			
	Spin		Pen	
	тело	кончик	тело	кончик
15°	127,47 ± 44,60	176,15 ± 39,39	128,31 ± 51,30	169,78 ± 44,70
30°	95,13 ± 34,60	166,67 ± 37,20	85,11 ± 32,70	165,4 ± 43,9
45°	72,91 ± 31,30	124,59 ± 29,30	77,62 ± 29,50	123,97 ± 35,20
60°	41,1 ± 23,9	89,15 ± 31,20	39,31 ± 24,10	91,56 ± 32,40

В этом положении отмечено снижение среднего значения яркости и для сонографичных игл. Основой для визуализации этих игл при 45° были метки-рефлекторы. Тело иглы не визуализировалось.

При 60° выявлено наименьшее значение эхогенности всех исследуемых игл, обусловленное высокой степенью рассеивания ультразвуковых волн.

В желатине в диапазоне углов введения от 15 до 60° степень ультразвуковой визуализации не-сонографичных игл снижалась на 55,2%, сонографичных – на 3,3%.

При сравнении эхогенности кончика игл со срезами типа Квинке и Шпротте статистически значимых различий не получено ($p = 0,18$). Ультразвуковая видимость этих игл одинакова.

Свиное мясо

В мясе эхогенность исследуемых игл ниже, чем в желатине. Это связано с неоднородностью данной среды и, как следствие, высокой степенью рассеивания ультразвуковых волн от фасциальных перегородок, сосудов, сухожилий. В диапазоне от 15 до 60° средняя яркость всех игл значительно снижалась.

Начиная с 30° тело несонографичных игл практически не визуализировалось. В таком положении о расположении иглы можно было судить, визуализировав кончик, а также по гипоэхогенному участку под телом иглы и движению окружающих тканей.

Для сонографичных игл в мясе, в отличие от желатина, не выявлен рост эхогенности при увеличении угла введения от 15 к 30°. При 45–60° становилось очевидным, что визуализировать тело иглы в таких условиях позволяли лишь метки-рефлекторы.

В мясе при введении иглы под углом 60° к ультразвуковому датчику сравнили эхогенность сонографичных игл с разным типом рефлекторов. Полученные данные (табл. 3) свидетельствуют, что эхогенность зон с метками-рефлекторами выше у иглы SPSc. Это обусловлено тем, что метки-рефлекторы этой иглы представлены тремя равными по площади отражающими поверхностями, тогда как рефлекторы гиперэхогенных зон остальных сонографичных игл имеют фактически две отражающие поверхности. Еще одной причиной снижения эхогенности игл B|Braun, по мнению S. Guo et al., может служить электроизолирующее покрытие белого цвета, рассеивающее ультразвуковые волны [10].

Таблица 3

Среднее значение яркости зон с метками-рефлекторами сонографичных игл в мясе под углом 60°

Яркость	Игла			
	ContSU	StD+	StDU	SPSc
	38,78 ± 14,50	36,02 ± 8,40	38,13 ± 7,50	71,9 ± 15,4

Blue Phantom

С увеличением угла введения исследуемых игл в Blue Phantom также наблюдали снижение среднего значения яркости. Все иглы, за исключением

SPSc, продемонстрировали низкое значение эхогенности в позициях 30–60°.

При 30° несонографичные иглы практически не лоцировались. Видимость сонографичных игл B|Braun становилась затруднительной при 45°. При 60° четко визуализировали только SPSc.

Сложности в ультразвуковой идентификации положения игл в Blue Phantom, помимо характера этой среды, были связаны с ходами, которые остаются после предыдущих введений иглы.

В данном исследовании также сравнили ультразвуковую видимость сонографичных игл B|Braun разного калибра. Анализ полученных данных не выявил статистически значимых различий эхогенности игл калибров 18G и 21G ($p = 0,21$).

Таким образом, результаты данного исследования показали, что наибольшее влияние на эхогенность игл оказывали тип иглы ($p < 0,001$), угол введения ($p < 0,01$), а также характер среды ($p < 0,05$). Калибр иглы и тип кончика на эхогенность не влияли. Полученные данные подтверждаются исследованием R. Deam et al., которые установили, что не угол введения, а тип иглы – главный предиктор ультразвуковой видимости игл [5].

Результаты свидетельствовали, что эхогенность сонографичных игл достоверно выше эхогенности несонографичных игл во всех средах при углах введения более 15° ($p < 0,05$). С увеличением угла введения во всех средах среднее значение яркости снижалось.

Для несонографичных игл выявлены следующие закономерности изменения степени ультразвуковой визуализации. Во всех средах при углах введения до 15° они имели высокую эхогенность, сопоставимую с сонографичными иглами в аналогичных условиях. С увеличением угла введения происходило снижение эхогенности данных игл во всех средах, причём кончик иглы становился ярче тела. В мясе и Blue Phantom эхогенность несонографичных игл была ниже, чем в желатине.

Ультразвуковая визуализация несонографичных игл при введении под углом 45° становится затруднительной, а при 60° – практически невозможной. Исследователю приходилось ориентироваться лишь на движения окружающей среды и гипоэхогенный участок под телом иглы.

Для сонографичных игл был характерен рост степени ультразвуковой визуализации при увеличении угла введения от 15 до 30° в желатине. С дальнейшим ростом угла эхогенность снижалась, достигая наименьшего значения при 60°. Во всех средах при углах введения более 30° визуализировались только зоны с метками-рефлекторами. Это объясняется тем, что компьютерная обработка получаемых трансдюсером сигналов направлена на повышение контрастности изображения и на фоне гиперэхогенных участков зон с метками-рефлек-

торами изоэхогенные участки тела иглы становятся гипоэхогенными. Поэтому идентификация сонографических игл при углах введения 45° и более основывается исключительно на визуализации этих зон.

Характер среды также оказывал влияние на эхогенность введенных в неё игл. Основная характеристика среды, определяющая её влияние на эхогенность, – это однородность. Чем неоднороднее среда, тем выше степень рассеивания ультразвуковых волн и ниже эхогенность введенных в неё игл. Так, показатели яркости в желатине были больше при сравнении с аналогичными типами игл и при одинаковом угле введения (табл. 1).

Заключение

Среднее значение яркости зависит от типа иглы. Сонографические иглы для периферической регионарной анестезии имеют более высокую эхогенность, чем традиционно используемые иглы, во всех средах при углах введения более 15°.

Иглы, расположенные под меньшим углом к поверхности среды, имеют большую эхогенность. Увеличение угла введения приводит к снижению этого показателя.

Кончик несонографических игл визуализируется лучше её тела за счёт большего рассеивания ультразвуковых волн. В исследовании не обнаружено различий эхогенности кончиков несонографических игл различных типов. Увеличение диаметра иглы не влияет на её эхогенность.

Однородность среды – основной показатель, характеризующий степень влияния макета на эхогенность. Чем неоднороднее среда, тем ниже эхогенность введенных в неё игл.

ДЛЯ КОРРЕСПОНДЕНЦИИ:

Военно-медицинская академия им. С. М. Кирова
194044, г. Санкт-Петербург, ул. Клиническая, д. 4.
Тел./факс: (812) 329-71-21.

Лажин Роман Евгеньевич
кандидат медицинских наук, старший преподаватель
кафедры анестезиологии и реаниматологии.
E-mail: doctor-lazin@yandex.ru

Панов Владимир Андреевич
адъюнкт кафедры анестезиологии и реаниматологии.
E-mail: v.a.panov@mail.ru

Щёголев Алексей Валерианович
доктор медицинских наук, начальник кафедры
анестезиологии и реаниматологии, главный
анестезиолог-реаниматолог МО РФ.
E-mail: alekseischegolev@gmail.com

Заболотский Дмитрий Владиславович
Санкт-Петербургский государственный
педиатрический медицинский университет,
доцент кафедры анестезиологии, реаниматологии и
неотложной педиатрии.
194100, г. Санкт-Петербург, ул. Литовская, д. 2.
E-mail: docent-zab@mail.ru

Литература

1. Лажин Р. Е., Щёголев А. В., Бокатюк С. В. и др. Ультразвуковое исследование анатомических вариантов строения плечевого сплетения в межлестничном промежутке // Сб. докл. и тезисов V Беломорского симпозиума. – Архангельск, 2013. – С. 111–112.
2. Hocking G., Hebard S., Mitchell C. H. A review of the benefits and pitfalls of phantoms in ultrasound-guided regional anesthesia // Reg. Anest. Pain Med. – 2011. – Vol. 36. – P. 162–170.
3. Chapman G. A., Johnson D., Rodenham A. R. Visualisation of needle position using ultrasonography // Anaesthesia. – 2006. – Vol. 61. – P. 148–158.
4. Phelan M. P., Emerman C., Peacock W. F. et al. Do echo-enhanced needles improve time to cannulate in a model of short-axis ultrasound-guided vascular access for a group of mostly inexperienced ultrasound users? // Int. J. Emerg. Med. – 2009. – Vol. 2. – P. 167–170.
5. Deam R. K., Kluger R., Barrington C. A. et al. Investigation of a new echogenic needle for use with ultrasound peripheral nerve blocks // Anaesth. Intens. Care. – 2007. – Vol. 35. – P. 582–586.
6. Griffin J., Nicholls B. Ultrasound in regional anaesthesia // Anaesthesia. – 2010. – Vol. 65 (Suppl. 1). – P. 1–12.
7. Sites B. D., Chan V. W., Neal J. M. et al. The American Society of Regional Anesthesia and Pain Medicine and the European Society of Regional Anaesthesia and Pain Therapy Joint Committee Recommendations for education and training in ultrasound regional anaesthesia // Reg. Anest. Pain Med. – 2009. – Vol. 34, № 1. – P. 40–46.
8. Edgcombe H., Hocking G. Sonographic identification of needle tip by specialists and novices: a blinded comparison of 5 regional needles in fresh cadavers // Reg. Anest. Pain Med. – 2010. – Vol. 35. – P. 207–211.
9. Hebard S., Hocking G. Echogenic technology can improve needle visibility during ultrasound-guided regional anesthesia // Reg. Anest. Pain Med. – 2011. – Vol. 36, № 2. – P. 185–189.
10. Guo S., Schwab A., McLeod G. et al. Echogenic regional anaesthesia needles: a comparison study in thiel cadavers // Ultrasound Med. Biol. – 2012. – Vol. 38, № 4. – P. 702–707.
11. Wiesmann T., Bornträger A., Neff M. et al. Needle visibility in different tissue models for ultrasound-guided regional anesthesia // Acta Anaesthesiol. Scand. – 2012. – Vol. 56, № 9. – P. 1152–1155.

Новейшая система терапевтической контролируемой гипотермии **Arctic Sun 5000** – Medivance (США) оказывает протективное действие на жизненно важные органы, позволяет снизить скорость и интенсивность метаболических процессов, уменьшая потребность тканей в кислороде.

На сегодняшний день технология системы **Arctic Sun 5000** обеспечивает наиболее точный и быстрый уровень контроля температуры пациента за счет циркуляции воды в каналах манжет на гидрогелевой основе, имитирующих эффект погружения тела пациента в воду и обеспечивающих высокоэффективный, быстрый теплообмен, за счет полного и непрерывного контакта манжеты с кожей пациента.

Применение искусственной гипотермии позволяет улучшить исход у пациентов с:

- Остановкой сердца (постреанимационная болезнь)
- Травматическими повреждениями головного мозга
- Инсультом
- Печеночной энцефалопатией
- Медикаментозно не купируемой лихорадкой
- Инфарктом миокарда с подъемом ST



novalung®

Система экстракорпоральной мембранной вентиляции iLA (interventional Lung Assist) – **Novalung**

Система iLA обеспечивает эффективную оксигенацию и элиминацию CO_2 за счет высокотехнологичной мембраны Novalung с уникальным покрытием, позволяющим в течение 29 дней протезировать функцию легких у пациентов с тяжелыми формами дыхательной недостаточности, не поддающимися лечению традиционными режимами ИВЛ.

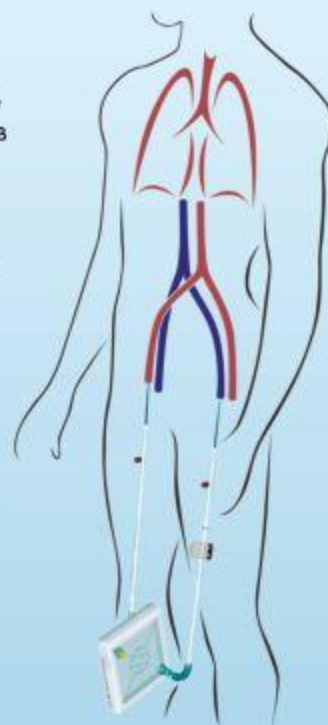
Система iLA служит мостом к выздоровлению у пациентов с тяжелым: РДСВ, не прибегая к агрессивным режимам вентиляции.

iLA позволяет успешно лечить пациентов с не купируемым астматическим статусом, эффективно удаляя CO_2 из организма в протективных режимах вентиляции.

Подсоединение системы iLA осуществляется пункционным методом через бедренную артерию/бедренную вену, поток крови обеспечивается за счет артерио-венозной разницы давлений, без насоса, что делает данную процедуру относительно простой и доступной в широкой клинической практике.

Объем заполнения системы составляет 250 мл.

Поток крови регулируемый: от 0,5 до 4,5 л/мин.



www.schag.ru

– эксклюзивный дистрибьютор в России

ЗАО «ШАГ»
 119002, г. Москва,
 Карманицкий пер., д. 9
 Арбат Бизнес Центр, офис 501А
 т. +7 (495) 956-13-09,
 ф. +7 (495) 956-13-10

ООО «ШАГ Северо-Запад»
 193318, г. Санкт-Петербург,
 ул. Ворошилова, д. 2
 Бизнес Центр «Охта», офис 206
 т. +7 (812) 440-92-21,
 ф. +7 (812) 440-73-90

ООО «ШАГ-Юг»
 344091,
 г. Ростов-на-Дону,
 пр-кт Стачки, д. 245
 т. +7 (863) 298-00-76,
 т./ф. +7 (863) 266-74-36