

- and Acutely Increased Intracranial Pressure: Lumbar Epidural Space Hydrodynamics in a Porcine Model // *Anesthesiology*. – 1996 – Vol. 85. – P. 1086–1091.
12. Hilt H., Gramm H. J., Link J. Changes in intracranial pressure associated with extradural anaesthesia // *Br. J. Anaesth.* – 1986. – Vol. 58. – P. 676–680.
13. Hirabayashi Y., Shimzu R., Matsuda I. et al. Effect of extradural compliance and resistance on spread of extradural analgesia // *Br. J. Anaesth.* – 1990. – Vol. 65. – P. 508–513.
14. Kaisti K. K., Metsahonkala L., Teras M. et al. Effects of surgical levels of propofol and sevoflurane anesthesia on cerebral blood flow in healthy subjects studied with positron emission tomography // *Anesthesiology*. – 2002. – Vol. 96. – P. 1358–1370.
15. Karmanioliou I., Petropoulos G., Theodoraki K. Management of idiopathic intracranial hypertension in parturients: anesthetic considerations // *Can. J. Anaesth.* – 2011. – Vol. 58, № 7. – P. 650–657.
16. Kikuta K., Takagi Y., Nozaki K. et al. Effects of intravenous anesthesia with propofol on regional cortical blood flow and intracranial pressure in surgery for moyamoya disease // *Surg. Neurol.* – 2007. – Vol. 68, № 4. – P. 421–424.
17. Kim K., Orbezo M. Epidural anesthesia for Caesarean section in a parturient with pseudotumor cerebri and lumboperitoneal shunt // *J. Clin. Anesth.* – 2000. – Vol. 12. – P. 213–215.
18. Marshall L. F. Head injury: Recent past, present and future // *Neurosurgery* – 2000. – Vol. 47. – P. 546–561.
19. Patel P. M., Drummond J. C. Cerebral Physiology and the Effects of Anesthetic Drugs. In: Miller R.D. (ed.) *Miller's anesthesia*. – 7th ed.; 2009. – Ch. 13. – P. 345–378.
20. Paul D. L., Wildsmith J. A. W. Extradural pressure following the injection of two volumes of bupivacaine // *Br. J. Anaesth.* – 1989. – Vol. 6. – P. 368–372.
21. Petersen K. D., Landsfeldt U., Cold G. E. et al. Intracranial pressure and cerebral hemodynamic in patients with cerebral tumors: a randomized prospective study of patients subjected to craniotomy in propofol–fentanyl, isoflurane–fentanyl, or sevoflurane–fentanyl anesthesia // *Anesthesiology*. – 2003. – Vol. 98, № 2. – P. 329–336.
22. Robertson C. S. Management of cerebral perfusion pressure after traumatic brain injury // *Anesthesiology*. – 2001. – Vol. 95. – P. 1513–1517.
23. Sinha P. K., Unnikrishnan K. P. Reduction in requirement of propofol during combined epidural (bupivacaine) and general anesthesia guided by bispectral index // *Anesth. Analg.* – 2005. – Vol. 101, № 2. – P. 613.
24. Stiefel M. F., Udoetuk J. D., Spiotta A. M. et al. Conventional neurocritical care and cerebral oxygenation after traumatic brain injury // *J. Neurosurg.* – 2006. – Vol. 105. – P. 568–575.
25. Usubiaga J. E., Usubiaga L. E., Brea L. M. et al. Effect of saline injections on epidural and subarachnoid space pressures and relation to postspinal anesthesia headache // *Anesth. Analg.* – 1967. – Vol. 46. – P. 293–296.
26. Wang L. P., Paech M. J. Neuroanesthesia for the Pregnant Woman // *A & A*. – 2008. – Vol. 107, № 1. – P. 193–200.

ГИДРОДИНАМИКА ГИПЕРБАРИЧЕСКОГО РАСТВОРА НА МОДЕЛИ «СТЕКЛЯННАЯ СПИНА», ВВОДИМОГО ЧЕРЕЗ СПИНАЛЬНЫЕ ИГЛЫ РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ И КАЛИБРОВ

Р. Е. Лахин, Е. Н. Мороз, А. В. Щеголев, Г. Л. Герасимов

HYDRODYNAMICS OF HYPERBARIC SOLUTION ADMINISTERED THROUGH SPINAL NEEDLES OF DIFFERENT TYPES AND SIZES, BY USING A GLASS SPINE MODEL

R. E. Lakhin, E. N. Moroz, A. V. Shchegolev, G. L. Gerasimov

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

На макете «стеклянная спина» проведена экспериментальная оценка роли скорости введения гипербарического раствора, типа и калибра спинальных игл в достижении односторонней спинальной анестезии. Для обеспечения одностороннего подведения гипербарического раствора для игл типа Квинке нельзя превышать скорость введения 1 мл/мин. Для иглы типа Шпротте калибром 22G максимальная скорость составляет 2 мл/мин, для калибров 25 G и 27 G – 1,5 и 1 мл/мин соответственно. Причиной турбулентного распространения гипербарического раствора в макете «стеклянная спина» является ги-

гидродинамический удар потока жидкости о препятствие в виде стенки макета. Такой механизм развития турбулентности не зависит от типа спинальной иглы. Калибр спинальных игл влиял на объём распределения. Введение через тонкие иглы при равных скоростях приводило к увеличению силы удара о стенку макета и большей площади распространения окрашенного гипербарического раствора. Преимущество игл с боковым отверстием для достижения одностороннего распространения гипербарического раствора выявлено на фоне скоростей 1,5–3,0 мл/мин.

Ключевые слова: спинальные иглы, гипербарический раствор, гидродинамика, унилатеральная анестезия, «стеклянная спина».

A glass spine model was used to experimentally evaluate the role of the rate of hyperbaric solution administration and the type and size of spinal needles in achieving unilateral spinal anesthesia. For unilateral bringing the hyperbaric solution for Quincke needles, the rate of infusion should not exceed 1 ml/min. The highest rate was 2 ml/min for 22G Sprotte needles and 1.5 and 1 ml/min for 25G and 27G ones, respectively. The hydrodynamic shock of fluid flow with an obstacle as a model wall is a reason for the turbulent spread of a hyperbaric solution on the glass spine model. This mechanism of turbulence does not depend on the type of a spinal needle. The size of spinal needles affected the volume of distribution. Infusion through thin needles at equal rates increased the strength of shock with the model wall and the area of spread of a dyed hyperbaric solution. The advantage of needles with a side hole to achieve unilateral hyperbaric solution spread was found at rates of 1.5-3.0 ml/min.

Key words: spinal needles, hyperbaric solution, hydrodynamics, unilateral anesthesia, glass spine.

Унилатеральная спинальная анестезия подразумевает возможность блокады спинно-мозговых нервов со стороны оперируемой конечности, при этом минимизируются отрицательные гемодинамические эффекты [1, 4, 9, 10, 12, 13, 18, 20]. Достигнуть односторонней спинальной анестезии можно с помощью селективного подведения анестетика. Однако, несмотря на интерес к методике унилатеральной спинальной анестезии, механизмы её развития ещё не раскрыты [4, 11, 17, 19].

Большинство авторов придают существенное значение объёму, скорости введения гипербарического раствора местного анестетика, отдавая приоритет маленькой дозе и медленной скорости введения [6, 7, 11, 18, 19], а также введению анестетика через иглу с боковым отверстием [4, 7, 18, 22]. Но даже в проводимых исследованиях скорости введения различаются от 0,2 до 20 мл/мин [5, 9, 14, 15, 19, 24], используют спинальные иглы различных типов и калибров [8, 13, 16, 21, 23]. При этом все исследователи получают одностороннюю спинальную анестезию.

Цель исследования – оценка на макете «стеклянная спина» роли скорости введения, типа и калибра спинальных игл в достижении односторонней спинальной анестезии.

Материалы и методы

Исследование проводили на макете «стеклянная спина», выполненному по чертежу, имитирующему физиологический объём и форму спинно-мозгового канала. Отверстие для введения анестетика было расположено на уровне, соответствующем промежутку L_3-L_4 (рис. 1). Для изу-

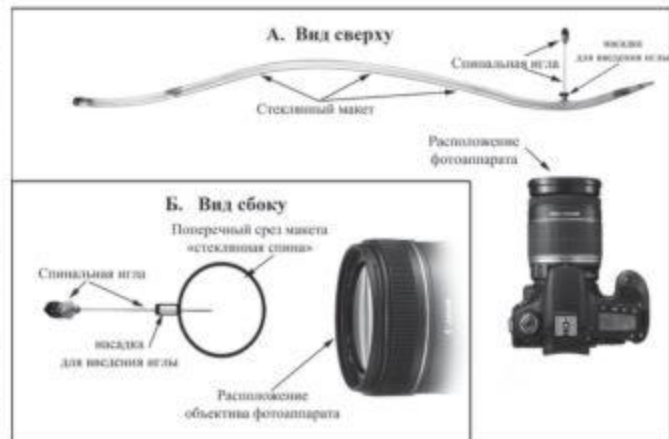


Рис. 1. Схема расположения макета «стеклянная спина», спинальной иглы, фотоаппарата (А – обозначен вид сверху, Б – вид сбоку с поперечным срезом макета на уровне введения иглы через боковую насадку)

чения влияния типов и калибров спинальных игл использовали спинальные иглы типов Квинке (B|Braun) и Шпротте (Pauunk) калибрами 22G, 25G, 27G. Спинальные иглы вводили строго горизонтально.

Иглы типа Квинке ориентировали срезом вниз, у игл типа Шпротте боковое отверстие также обращали вниз. Вводили 3 мл 0,5% гипербарического (8% глюкоза) раствора 0,9% хлорида натрия, окрашенного метиленовым синим. Температуры неокрашенного 0,9% хлорида натрия в макете «стеклянная спина» и вводимого окрашенного раствора были одинаковыми. Введение окрашенного раствора осуществляли с помощью шприцевого насоса Comrast S, B|Braun. Изучали скорости введения 0,25; 0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3; 3,5; 4; 5; 6; 7; 8; 9; 10 мл/мин. В исследо-

вании использовали спинальные иглы типов Квинке (B\Braun) и Шпротте (Paunk) калибрами 22G, 25G, 27G. Во фронтальной плоскости в единых условиях производили серийную фотосъёмку в ходе введения окрашенного раствора (рис. 2). Выбирали кадр с наибольшей площадью заполнения облаком цветного раствора.

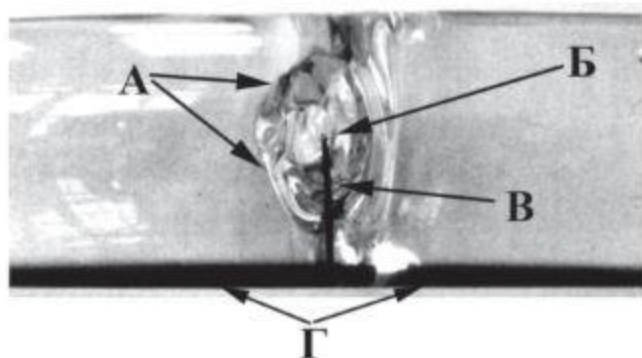


Рис. 2. Фронтальная фотография участка макета «стеклянная спина» (А – место фиксирования боковой насадки для введения спинальной иглы, Б – фронтальный вид кончика спинальной иглы, находящейся внутри макета, В – поток окрашенного гипербарического раствора, Г – окрашенный гипербарический раствор, находящийся в нижней части стеклянного макета)

Для расчёта площади с помощью программы Adobe Photoshop на фотографии проводили ус-

ловную срединную линию макета «стеклянная спина», разделяющую её на верхнюю и нижнюю половину, накладывали маску и с использованием программы «Universal Desktop Ruler» по эталонному расстоянию определяли площадь распределения создаваемого «цветового облака» в верхней половине макета (рис. 3).

Результаты

Проведённое исследование подтвердило предположения о гидродинамике гипербарических растворов, вводимых через спинальные иглы, высказанные на основании предшествующих исследований [2, 3].

Поскольку при всех скоростях введения в пределах размеров субарахноидального пространства поток окрашенного гипербарического раствора всегда составляла его компактная часть, то единственной причиной образования турбулентности явился гидродинамический удар потока жидкости о препятствие в виде стенки макета. Эта причина развития турбулентности не зависела от типа спинальной иглы и была закономерна как для игл типа Квинке (рис. 4), так и для игл типа Шпротте (рис. 5).

Проведённое экспериментальное исследование показало, что характер распространения гипербарического раствора зависел от скорости его введения.

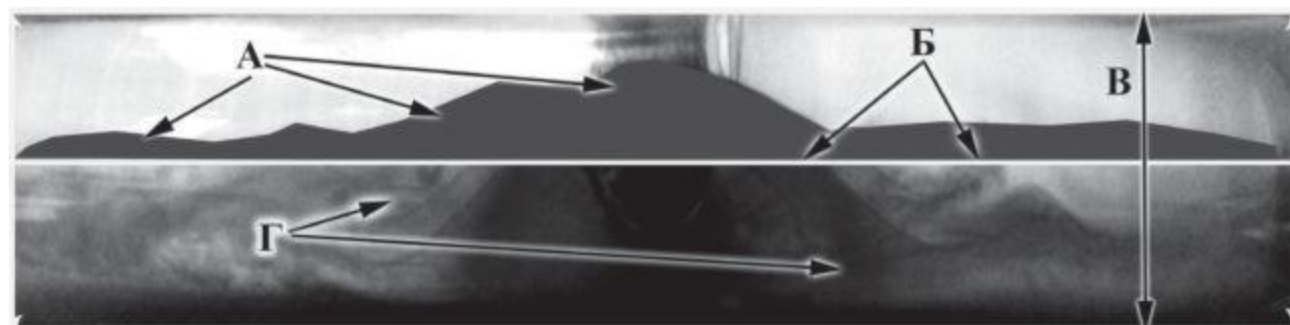


Рис. 3. Пример расчёта площади наложенной маски в верхней половине макета (А – маска, наложенная на цветное турбулентное облако в верхней половине макета, Б – средняя линия макета, В – эталонное расстояние (внешний диаметр макета), Г – цветное турбулентное облако в нижней половине макета)

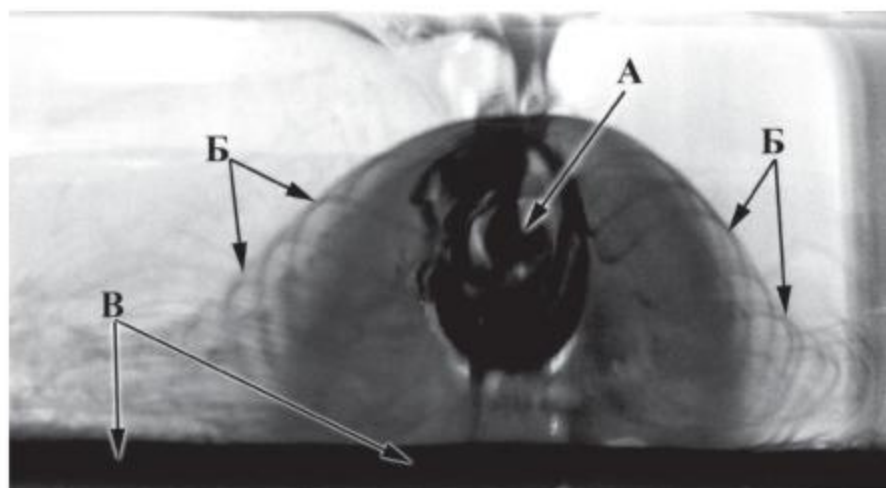


Рис. 4. Фотография распространения гипербарического раствора, вводимого через иглу типа Квинке 22G со скоростью 3 мл/мин (А – кончик спинальной иглы, находящейся внутри макета, Б – турбулентные вихревые потоки, образуемые при гидродинамическом ударе о препятствие, В – окрашенный гипербарический раствор, находящийся в нижней части стеклянного макета)

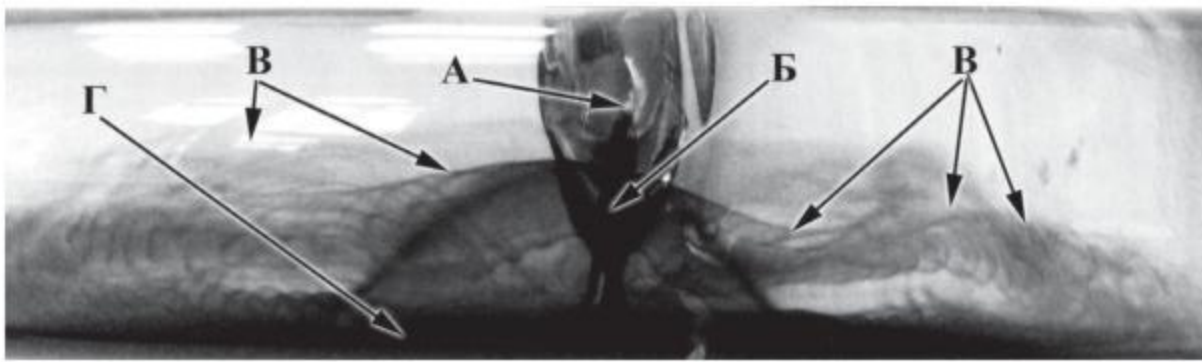


Рис. 5. Фотография распространения гипербарического раствора, вводимого через иглу типа Шпротте 22G со скоростью 3 мл/мин (А – кончик спинальной иглы, находящейся внутри макета, Б – поток окрашенного гипербарического раствора, В – турбулентные вихревые потоки, образуемые при гидродинамическом ударе о препятствие, Г – окрашенный гипербарический раствор, находящийся в нижней части стеклянного макета)

На представленных рис. 6 и 7 заметно, как нарастает турбулентное промешивание растворов при увеличении скорости введения через спинальные иглы обоих типов.

При скоростях введения 0,25–1,00 мл/мин, даже если происходит попадание гипербарического раствора на переднюю стенку макета, преобладают гравитационные силы и анестетик опускается без возникновения турбулентности. Исключение составляет игла калибром 27G типа Шпротте. При введении через неё со скоростью 1 мл/мин происходило развитие турбулентного промешивания, связанного с гидродинамическим ударом о препятствие. Повышение скорости вве-

дения приводило к увеличению площади охвата вихреобразным турбулентным цветовым облаком нижней и верхней половины макета «стеклянная спина» как при введении через иглы типа Квинке, так и иглы типа Шпротте.

Одностороннего подведения гипербарического раствора можно было достигнуть с помощью всех исследуемых спинальных игл. Основным принципом явилось соблюдение медленной скорости введения. Для игл типа Квинке максимальная скорость, обеспечивающая распространение окрашенного гипербарического раствора только в нижней половине макета, составила 1 мл/мин. Превышение этой скорости в ходе введения ги-

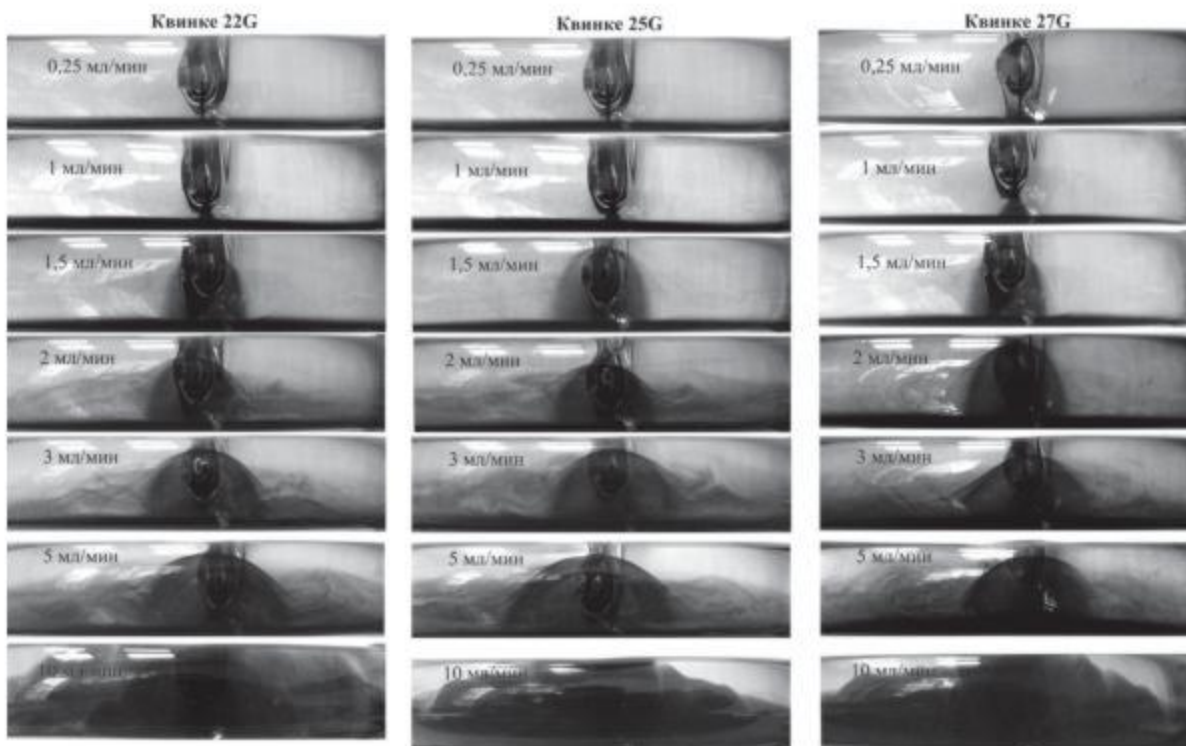


Рис. 6. Характер распространения окрашенного гипербарического раствора при различных скоростях введения через иглы типа Квинке разных калибров. При скоростях менее 1 мл/мин гравитационные силы обеспечивают ламинарную модель движения гипербарического раствора

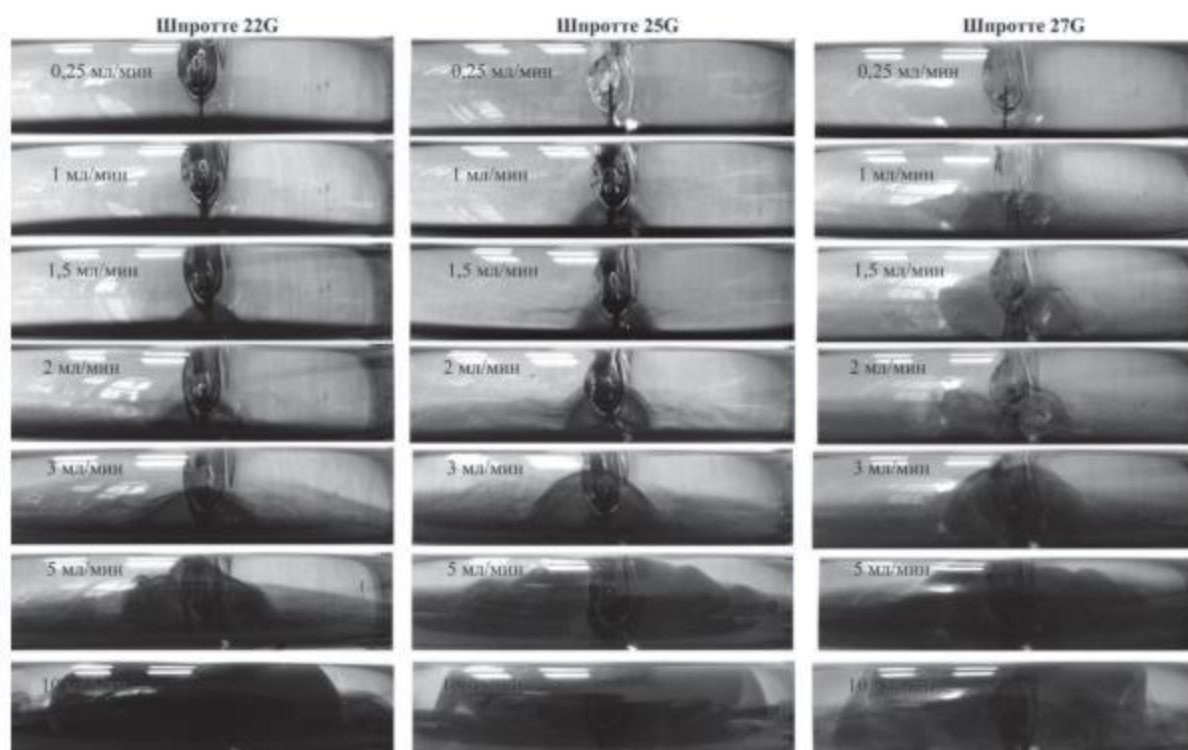


Рис. 7. Характер распространения окрашенного гипербарического раствора при различных скоростях введения через иглы типа Шпротте разных калибров. При скоростях менее 1 мл/мин гравитационные силы обеспечивают ламинарную модель движения гипербарического раствора

пербарического раствора приводило к появлению окрашивания в верхней половине макета (табл.). Иглы типа Шпротте показали различные характеристики. Для более крупного калибра 22G максимальная скорость, обеспечивающая распространение окрашенного гипербарического раствора только в нижней половине макета, состав-

вила 2 мл/мин, для калибров 25G и 27G – 1,5 и 1 мл/мин соответственно. Эти данные показали необходимость соблюдения медленной скорости введения даже при введении через спинальные иглы с боковым отверстием для обеспечения селективного подведения гипербарического раствора.

Таблица

Максимальная площадь распространения (мм²)

Скорость	22 Квинке	25 Квинке	27 Квинке	22 Шпротте	25 Шпротте	27 Шпротте
0,25 мл/мин	0	0	0	0	0	0
0,5 мл/мин	0	0	0	0	0	0
1 мл/мин	0	0	0	0	0	0
1,5 мл/мин	27	45	56	0	0	45
2 мл/мин	49	88	92	0	17	46
2,5 мл/мин	60	126	152	51	84	137
3 мл/мин	88	166	207	85	136	165
3,5 мл/мин	131	200	268	131	181	206
4 мл/мин	167	226	283	156	218	281
5 мл/мин	200	261	364	193	253	359
6 мл/мин	235	298	421	222	280	383
7 мл/мин	294	325	429	301	307	419
8 мл/мин	383	420	495	358	389	486
9 мл/мин	421	467	497	416	439	488
10 мл/мин	521	558	559	538	546	526

При скорости введения 1,5–3,0 мл/мин через иглы типа Шпротте объём попадания окрашенного раствора в верхнюю половину макета был меньше, чем при введении через иглы типа Квинке. Обращает внимание, что при увеличении скорости введения более 3,5 мл/мин различия в площади окрашивания верхней половины макета между типами игл не наблюдали. Более того, при введении через тонкие иглы калибром 27G со скоростью более 3,5 мл/мин площадь окрашивания верхней половины макета у игл типа Шпротте была больше, чем у игл типа Квинке.

На характер распространения гипербарического раствора оказывали влияние и калибр спинальных игл. При одной и той же скорости и типе спинальной иглы введение окрашенного раствора через более тонкие иглы приводило к возникновению более сильной турбулентности и площадь охвата цветовым облаком была больше (см. табл.). Такие гидродинамические принципы были характерными и для игл типа Квинке, и для игл типа Шпротте.

Обсуждение

Проведённое исследование позволило оценить роль скорости введения, типа и калибра спинальных игл в достижении односторонней спинальной анестезии.

Установлено, что основной причиной турбулентного распространения гипербарического раствора в макете «стеклянная спина» явился гидродинамический удар потока жидкости о препятствие в виде стенки макета. Такой механизм развития турбулентности был закономерен как для игл типа Квинке, так и для игл типа Шпротте. Это подтверждает высказанные ранее предположения М. G. Serpell [19], D. Enk [11], P. Лахина [2, 3] о причинах возникновения турбулентности. Однако гидродинамика гипербарического раствора может быть ещё более сложной, поскольку в действительности субарахноидальное пространство в месте проведения спинальной анестезии содержит достаточно плотно расположенные спинно-мозговые нервы, покрытые оболочками, а также арахноидальные трабекулы (рис. 8). Введение анестетика, как правило, происходит непосредственно между корешками, и предсказать его дальнейшее распространение становится ещё более сложно.

Данное исследование продемонстрировало, что одностороннего подведения гипербарического раствора возможно было достигнуть с помощью исследуемых спинальных игл всех типов и калибров. Для того чтобы добиться унилатеральности, принципиальным моментом в эксперименте явилось соблюдение скорости введения не более 1 мл/мин. Такое ограничение скорости в различных экспериментах и клинических исследованиях выявляли

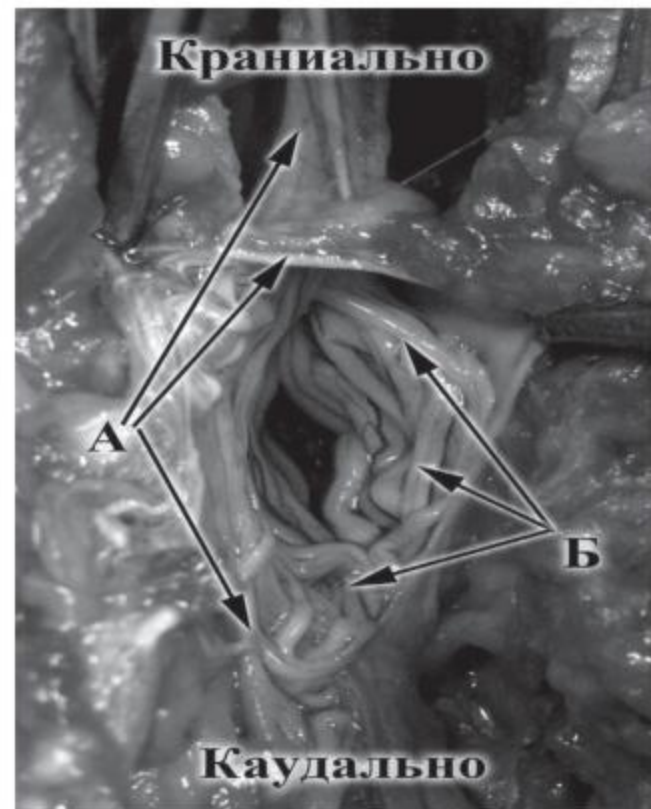


Рис. 8. Фотография вскрытой полости дурального мешка на уровне L₃-L₄. А – твёрдая мозговая оболочка, Б – спинно-мозговые нервы в полости дурального мешка

и другие исследователи [6, 7, 11, 19]. Увеличение скорости введения приводило к нарастанию турбулентного промешивания на фоне гидродинамического удара и попаданию окрашенного раствора в верхнюю половину макета, что должно приводить к развитию билатеральной анестезии. Однако такие наглядные экспериментальные данные о необходимости ограничения скорости введения не объясняют факты развития унилатеральной анестезии в клинической практике при использовании высоких скоростей [5, 9, 14, 20].

Полученные результаты зависимости распространения окрашенного раствора от калибра спинальных игл соотносятся с гидродинамическими принципами движения жидкости. Большая площадь распространения при введении через тонкие иглы обусловлена увеличением скорости потока на выходе из иглы меньшего диаметра при одинаковом давлении и, как следствие, увеличением силы удара о стенку макета.

Конструктивная разница в строении спинальных игл также оказывает влияние на характер распределения гипербарического раствора. На фоне скоростей введения 1,5–3,0 мл/мин использование игл типа Шпротте приводило к меньшему попаданию окрашенного раствора в верхнюю половину макета. Преимущество игл с боковым отверстием в эксперименте и клинике отмечали многие исследователи [4, 7, 11, 18, 22]. Однако было выявлено,

что дальнейшее увеличение скорости введения нивелирует разницу между типами игл. Высокая скорость приводит к возникновению выраженной турбулентности как у игл типа Квинке, так и игл типа Шпротте с обширным распространением в нижней и верхней половине макета «стеклянная спина».

Выводы

1. Для обеспечения одностороннего подведения гипербарического раствора для игл типа Квинке нельзя превышать скорость введения 1 мл/мин. Для иглы типа Шпротте калибром 22G максимальная скорость составляет 2 мл/мин, для калибров 25G и 27G – 1,5 и 1,0 мл/мин соответственно.

2. Причиной турбулентного распространения гипербарического раствора в макете «стеклянная спина» является гидродинамический удар потока жидкости о препятствие в виде стенки макета. Такой механизм развития турбулентности не зависит от типа спинальной иглы.

3. Калибр спинальных игл влияет на объём распределения. Введение через тонкие иглы при равных скоростях приводило к увеличению силы удара о стенку макета и большей площади распространения окрашенного гипербарического раствора.

4. Преимущество игл с боковым отверстием для достижения одностороннего распространения гипербарического раствора выявлено на фоне скоростей введения 1,5–3,0 мл/мин.

ДЛЯ КОРРЕСПОНДЕНЦИИ:

Военно-медицинская академия

им. С. М. Кирова

194044, г. Санкт-Петербург, ул. Лебедева, д. 6.

Тел./факс: 8 (812) 329-71-21.

Лахин Роман Евгеньевич

кандидат медицинских наук, старший преподаватель кафедры анестезиологии и реаниматологии.

E-mail: doctor-lahin@yandex.ru

Щеголев Алексей Валерианович

доктор медицинских наук, начальник кафедры анестезиологии и реаниматологии.

E-mail: schegolev@mail.lanck.net

Мороз Елена Николаевна

врач анестезиолог-реаниматолог клиники анестезиологии и реаниматологии.

Герасимов Гетадий Львович

кандидат медицинских наук, доцент кафедры анестезиологии и реаниматологии.

Литература

1. Бабаянц А. В. Выбор метода нейроаксиальной блокады при операциях тотального эндопротезирования тазобедренного сустава у больных пожилого возраста: Дис. ... канд. мед. наук. – М., 2009. – 114 с.
2. Лахин Р. Е., Щеголев А. В., Мороз Е. А. и др. Селективная спинальная анестезия // Эфферент. терапия. – 2011. – Т. 17, № 3. – С. 72–74.
3. Мороз Е. А., Лахин Р. Е., Щеголев А. В. Экспериментальное исследование распределения гипербарического раствора местного анестетика на модели «стеклянной спины». Тез. XIII съезда Федерации анестезиологов и реаниматологов / Под ред. чл.-корр. РАМН проф. Ю. С. Полушина. – СПб., 2012. – С. 270–271.
4. Хряпа А. А. Клинико-экспериментальное обоснование односторонней спинальной анестезии: Дис. ... канд. мед. наук. – Санкт-Петербург, 2010. – 100 с.
5. Atef H., El-Kasaby A., Omera M. et al. Optimal dose of hyperbaric bupivacaine 0.5% for unilateral spinal anesthesia during diagnostic knee arthroscopy // Local Reg. Anesth. – 2010. – Vol. 3. – P. 85–91.
6. Apaydın Y., Erk G., Sacan O. et al. Characteristics of unilateral spinal anesthesia at different speeds of intrathecal injection // J. Anesth. – 2011. – Vol. 25, № 3. – P. 380–385.
7. Casati A., Fanelli G., Cappelleri G. et al. Does speed of intrathecal injection affect the distribution of hyperbaric bupivacaine? // Br. J. Anaesth. – 1998. – Vol. 81. – P. 355–357.
8. Cappelleri G., Aldegheri G., Danelli G. et al. Spinal anesthesia with hyperbaric levobupivacaine and ropivacaine for outpatient knee arthroscopy: a prospective, randomized, double-blind study // Anesth Analg. – 2005. – Vol. 101. – P. 77–82.
9. Chohan U., Afshan G., Hoda M. Q. et al. Haemodynamic effects of unilateral spinal anesthesia in high risk patients // J. Pak. Med. Assoc. – 2002. – Vol. 52, № 2. – P. 66–69.
10. Elzinga L., Marcus M., Peek D. et al. Hemodynamic stability ensured by a low dose, low volume, unilateral hypobaric spinal block: modification of a technique // Acta Anaesthesiol. Belg. – 2009. – Vol. 60, № 4. – P. 217–220.
11. Enk D. Unilateral spinal anaesthesia: gadget or tool? // Curr. Op. Anaesthesiology. – 1998. – Vol. 11. – P. 511–515.
12. Karpel E., Marszolek P., Pawlak B. et al. Effectiveness and safety of unilateral spinal anaesthesia // Anaesthesiol. Intens. Therapy. – 2009. – Vol. XXI, № 1. – P. 30–33.
13. Korhonen A.-M. Discharge home in three hours after selective spinal anaesthesia. Studies on the quality of anaesthesia with hyperbaric bupivacaine for ambulatory knee arthroscopy // Academ. Dissertation. – 2004. – 78 p.
14. Kuusniemi K. S., Pihlajamoki K. K. et al. A low dose of plain or hyperbaric bupivacaine for unilateral spinal anaesthesia

- thetia // *Reg. Anesth.* – 2000. – Vol. 25. – P. 605–610.
15. Luiz E., Beato L., Cordeiro A. J. Unilateral spinal anesthesia with low 0.5% hyperbaric bupivacaine dose // *Rev. Bras. Anesthesiol.* – 2004. – Vol. 54, № 5. – P. 700–706.
 16. Meyer J., Enk D., Penner M. Unilateral spinal anesthesia using low-flow injection through a 29-gauge Quincke needle A & A June. – 1996. – Vol. 82, № 6. – P. 1188–1191.
 17. Moemen M. E. The Selective spinal eg // *J. Anaesth.* – 2003. – Vol. 19. – P. 99–106.
 18. Müssig C. Dosis- und lageabhängigkeit unilateraler Spinalanästhesien // *Inaugural-dissertation zur Erlangung des doctor medicinae.* 2005. – 85 p.
 19. Serpell M. G., Gray W. M. Flow dynamics through spinal needles // *Anaesthesia.* – 1997. – Vol. 52. – P. 229–236.
 20. Shrestha R. R., Jha B. D., Rana R. B. Unilateral spinal anesthesia using low dose hypobaric bupivacaine // *Post Grad. Med. J.* – 2008. – Vol. 8, № 1. – URL: [ispub.com/journal/...](http://ispub.com/journal/...internet-journal-of-ane)
 21. Stefanov C., Tilkijan M., Dimov E. Unilateral spinal anesthesia in knee arthroscopy: clinical and pharmacoeconomic effects of application of hyperbaric bupivacaine // *Internet J. Anesthesiol.* – 2006. – Vol. 10, № 2. – P. 1092-406X. – URL: [ispub.com/journal/...](http://ispub.com/journal/...internet-journal-of-ane)
 22. Tanasichuk M. A., Schultz E. A., Matthews J. H. et al. Spinal hemianalgesia: an evaluation of a method, its applicability, and influence on the incidence of hypotension // *Anesthesiology.* – 1961. – Vol. 22. – P. 74–85.
 23. Mija Y., Yong S. O., Seung W. K. et al. Unilateral spinal anesthesia using a 26-gauge quincke spinal needle // *Korean J. Anesthesiol.* – 2004. – Vol. 47, № 6. – P. 5–9.
 24. Veering B. T., Immink-Speet T. T., Burm A. G. et al. Spinal anaesthesia with 0.5% hyperbaric bupivacaine in elderly patients: effects of duration spent in the sitting position // *British J. Anaesthesia.* – 2001. – Vol. 87, № 5. – P. 738–742.