Гидродинамика гипербарического раствора для спинальной анестезии в эксперименте

Р. Е. Лахин

ФГБ ВОУ ВПО «Военно-медицинская академия имени С. М. Кирова», 194044, Санкт-Петербург

Hydrodynamics of hyperbaric solution for spinal anesthesia in the experiment

R. E. Lakhin

FSBMEI "Kirov Military Medical Academy", 194044, Saint Petersburg

Проведено экспериментальное исследование гидродинамики потоков гипербарического раствора при разных режимах введения через спинальные иглы различных типов и калибров. Выявлено, что для обеспечения ламинарной модели потока допустимы скорости введения не более 1,0 мл/мин. Скорости 1,0–3,0 мл/мин приводили к появлению турбулентности, связанной с гидродинамической неустойчивостью. Превышение скорости введения более 3,0 мл/мин формировало турбулентность, связанную с утолщением струйного пограничного слоя. 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. Калибр спинальных игл влиял на объем 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. Виявлено на фоне скоростей 1,5–3,0 мл/мин. *Ключевые слова:* спинальные иглы, гипербарический раствор, гидродинамика, односторонняя анестезия.

The hydrodynamics of hyperbaric solution streams through spinal needles of types and sizes by different administration routes was experimentally studied. Administration rates of not more than 1,0 ml/min were found to be allowed to ensure a laminar stream model. The rates of 1,0-3,0 ml/min led to the appearance of hydrodynamic instability-associated turbulence. The rate of over 3,0 ml/min gave rise to turbulence associated with the thickened jet interface. 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.

Односторонняя спинальная анестезия получила широкое распространение в клинической практике, поскольку в меньшей степени влияет на изменения гемодинамики по сравнению с традиционной спинальной анестезией [1–9]. Проведение односторонней спинальной анестезии подразумевает блокаду спинномозговых нервов со стороны оперируемой конечности. Достигнуть односторонней спинальной анестезии можно с помощью селективного подведения анестетика. Однако, несмотря на интерес к данной методике спинальной анестезии, механизмы ее развития еще полностью не раскрыты [3, 10–12].

Большинство авторов придают существенное значение объему, скорости введения гипербарического раствора местного анестетика, отдавая приоритет маленькой дозе и медленной скорости введения [8, 10, 12–15], а также введению анестетика через иглу с боковым отверстием [3, 8, 15, 16]. Но даже в проводимых исследованиях скорости введения различаются от 0,2 до 20 мл/мин [4, 12, 17–20], используются различные типы и калибры спинальных игл [7, 21–24]. При этом все исследователи получают одностороннюю спинальную анестезию.

Изучение влияния различных факторов на гидродинамику потоков гипербарического раствора в достижении односторонней спинальной анестезии стало целью этой работы.

Материал и методы

Исследование проводили на прямоугольном макете «аквариум» размерами $155 \times 55 \times 85$ мм, с миллиметровой разметкой и боковым отверстием на глубине 25 мм, а также на макете «стеклянная спина», выполненном по чертежу, имитирующему физиологический объем и форму спинномозгового канала с отверстием для введения раствора на уровне, соответствующем промежутку $L_3 - L_4$ (рис. 1).

Изучали поток жидкости в виде 8%-го раствора глюкозы окрашенного метиленовым синим. Температуры фонового раствора в макетах





Puc. 2. Пример расчета площади наложенной маски в верхней половине макета
(А – маска, наложенная на цветовое турбулентное облако в верхней половине макета,
Б – средняя линия макета, В – эталонное расстояние (внешний диаметр макета),
Γ – цветовое турбулентное облако в нижней половине макета)

и вводимого окрашенного раствора были одинаковыми. Исследовали скорости введения окрашенного гипербарического раствора 0,25; 0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0; 3,5; 4,0; 5,0; 8,0; 10,0 мл/мин. Введение окрашенного раствора осуществлялось с помощью шприцевого насоса (Compact S, BBraun). Для изучения влияния типов и калибров спинальных игл использовали спинальные иглы типов Квинке (BBraun) и Шпротте (Payunk), калибрами 22G, 25G, 27G.

Результаты фиксировали в единых условиях фотографическим методом. В условиях серийной фотосъемки в ходе введения регистрировали наиболее стабильную форму цветного потока для выбранного диаметра и типа иглы при заданной скорости. С помощью программы Adobe Photoshop на основе имеющейся на аквариуме разметки накладывали миллиметровую сетку и определяли координаты проекции верхней границы погруженной струи, поскольку именно она фиксирует распределение раствора. Мы находили длину потока, точку снижения от горизонта, оценивали его структуру. На модели «стеклянная спина» выбирали кадр с наибольшей площадью заполнения облаком цветного раствора. Для расчета площади с помощью программы Adobe Photoshop на фотографии проводили условную срединную линию макета стеклянной спины, разделяющую ее на верхнюю и нижнюю половину, накладывали маску и с помощью программы Universal Desktop Ruler по эталонному расстоянию определяли площадь распределения создаваемого «цветового облака» в верхней половине макета (рис. 2).

Результаты и обсуждение

Исследование гидродинамики гипербарического раствора на макете «аквариум» показало, что в зависимости от скорости введения структура потока менялась от ламинарного до турбулентного. На представленных рисунках 3 и 4 заметно, как изменяется форма и характер струи при увеличении скорости введения гипербарического раствора. При медленных скоростях введения



Рис. 3. Фотографии потоков гипербарического раствора при различных скоростях введения через разные калибры иглы типа Квинке. А – пример ламинарного падения гипербарического раствора под действием сил гравитации. Б – появление турбулентности на фоне гидродинамической неустойчивости потока. В – пример турбулентности, формирующейся за счет утолщения струйного пограничного слоя



Рис. 4. Фотографии потоков гипербарического раствора при различных скоростях введения через разные калибры иглы типа Шпротте. А – пример ламинарного падения гипербарического раствора под действием сил гравитации. Б – появление турбулентности на фоне гидродинамической неустойчивости потока. В – пример турбулентности, формирующейся за счет утолщения струйного пограничного слоя

(0,25–1,0 мл/мин) преобладали гравитационные силы, поэтому анестетик опускался по траектории, характерной для каждой иглы и скорости введения. Толщина пограничного слоя при скоростях введения 0,25–1,0 мл/мин невелика и модель потока выглядела преимущественно ламинарной.

При скоростях 1,0–3,0 мл/мин существенную роль в струйном течении играла гидродинамическая неустойчивость, приводящая к нарастанию колебаний по длине потока и усилению турбулентности. Увеличение скорости введения более 3,0 мл/мин сопровождалось нарастанием турбулентности, связанной, кроме гидродинамической неустойчивости, с утолщением струйного пограничного слоя, состоящего из увлеченных частиц окружающей водной среды и заторможенных частиц самой струи. Подобное усиление турбулентности приводило с одной стороны к увеличению поперечного сечения, а с другой – к истончению потенциального ядра струи. Такие гидродинамические закономерности прослеживались как для игл типа Квинке, так и для игл типа Шпротте.

Скорость введения являлась самой важной величиной, определяющей скорость потока на выходе из иглы. Обращал внимание тот факт, что практически только скорость 0,25 мл/мин независимо от калибра и типа игл обеспечивала падение раствора под действием сил гравитации. Все остальные режимы введения имели скорости на выходе из иглы, доминирующие над силами гравитации и приводящие к формированию той или иной траектории движения.

Анализ длины потока, развивающегося при введении окрашенного гипербарического раствора, показал, что при использовании любых типов игл превышение скорости более 1,0 мл/мин приводило к формированию высокой кинетической энергии струи. Такой паритет для всех игл объясняется характерной особенностью турбулентной струи, исходящей из длинной тонкой иглы и обусловленной малой величиной поперечных составляющих скорости в любом сечении иглы по сравнению с продольной скоростью. Картина потоков показывала, что на участке первых 20 мм при всех скоростях введения находилась компактная часть ядра струи, а турбулентное промешивание происходило на более отдаленных участках. Полученные данные позволяют предположить, что в субарахноидальном пространстве, имеющем небольшие поперечные размеры и внутренние структуры, будут происходить более сложные механизмы возникновения турбулентности, чем простой поток затопленной струи, движущейся без препятствий. Это предположение согласуется с мнением M.G. Serpell [12] и D. Enk [10].

Само увеличение скорости введения приводило к нарастанию скорости потока на выходе из иглы, поэтому при одинаковых условиях (тип, калибр иглы) более высокие скорости приводили к более длинной траектории потока (см. табл. 1).

Диаметр поперечного сечения игл тоже играл роль в установлении скорости потока. При равных скоростях введения более тонкие иглы обеспечивали более высокую скорость на выходе из иглы, вследствие этого окрашенный раствор распространялся дальше (табл. 1).

Конструкции используемых в эксперименте игл различны, поэтому при равных диаметрах игл и скоростях введения форма и длина потока различаются. Круглое отверстие иглы типа Квинке, расположенное по оси вводимого раствора

Скорость, мл/мин	Игла Квинке			Игла Шпротте			
	22	25	27	22	25	27	
0,25	4	5	5	2	2	2	
0,5	8	10	15	5	9	10	
1,0	17	18	20	16	18	19	
1,5	25	30	40	25	30	40	
2,0	45	50	60	35	45	55	
2,5	65	100	более 100	45	65	90	
3,0	75	более 100	более 100	50	85	95	
3,5	более 100	более 100	более 100	70	90	более 100	
4,0	более 100	более 100	более 100	80	более 100	более 100	
5,0	более 100	более 100	более 100	90	более 100	более 100	
8,0	более 100	более 100	более 100	90	более 100	более 100	
10,0	более 100	более 100	более 100	более 100	более 100	более 100	

Таблица 1. Длина потока, определяемая по верхней границе струи, при различных режимах введения (мм)

приводило к более высокой кинетической энергии струи на выходе из иглы. В нашем исследовании протяженность потока у игл типа Квинке была больше (табл. 1). Иглы типа Шпротте имеют отверстие, расположенное на боковой стенке иглы и овальную форму, размером превышающую диаметр иглы. Кроме того, кончик иглы Шпротте сформирован таким образом, что раствор, сталкиваясь с препятствием, через боковое окно направляется под углом 45-50°. Эти особенности приводят к нарастанию числа Рейнольдса и снижению кинетической энергии на выходе из иглы. На рисунках 3 и 4 видно, что компактная часть струи у игл типа Шпротте была меньше и турбулентность возникала раньше, чем у игл типа Квинке. Но снижение кинетической энергии приводило и к меньшей скорости потока на выходе из иглы и более короткой длине потока. Это особенно было заметно при скоростях 0,5-3,0 мл/мин. Увеличение скорости более 5,0 мл/мин у всех типов и калибров игл приводило к образованию высокой скорости потока на выходе из иглы, выраженной турбулентности и протяженности потока более 100 мм, превышающей размеры аквариума и тем более превышающей поперечные размеры конечной цистерны.

Вторая часть экспериментального исследования на модели «стеклянная спина» подтвердила наши предположения о характере распространения гипербарических растворов, вводимых через спинальные иглы, в малых объемах, имитирующих физиологический объем спинального пространства. 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. 5), так и для игл типа Шпротте (рис. 6). Полученный результат подтверждает высказанные ранее предположения М.G. Serpell [12], D. Enk [10] о причинах возникновения турбулентности. Однако гидродинамика гипербарического раствора может быть еще более сложной, поскольку в действительности субарахноидальное пространство в месте проведения спинальной анестезии содержит достаточно плотно расположенные спинномозговые нервы, покрытые оболочками. Введение анестетика, как правило, происходит непосредственно между корешками и предсказать его дальнейшее распространение становится еще более сложно.

Конечно, характер распространения гипербарического раствора зависел от скорости его введения.



Рис. 5. Распространение 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)



Puc. 6. Распространение 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)

При скоростях введения 0,25–1,0 мл/мин, даже если происходило попадание гипербарического раствора на противоположную стенку макета, преобладали гравитационные силы, и анестетик опускался без существенного возникновения турбулентности. Увеличение скорости введения приводило к нарастанию 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 (табл. 2).

Таблица 2. Максимальная площадь распространения (кв. мм)

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

Одностороннее подведение гипербарического раствора возможно 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 1,0 мл/мин. Превышение этой скорости в ходе введения гипербарического раствора приводило к появлению окрашивания в верхней половине макета (табл. 2). Иглы типа Шпротте показали различные характеристики. Для более крупного калибра 22G максимальная скорость, обеспечивающая распространение окрашенного гипербарического раствора только в нижней половине макета, составила 2,0 мл/мин, для калибров 25 G и 27 G – 1,5 мл/мин и 1,0 мл/мин соответственно. Эти данные показывают необходимость соблюдения медленной скорости введения даже через спинальные иглы с боковым отверстием для обеспечения селективного подведения гипербарического раствора. Такое ограничение скорости в различных экспериментах и клинических исследованиях находили и другие исследователи [10, 12, 14, 15].

При скорости введения 1,5–3,0 мл/мин через иглы типа Шпротте объем попадания окрашенного раствора в верхнюю половину макета был меньше, чем при введении через иглы типа Квинке. Преимущество игл с боковым отверстием в эксперименте и клинике отмечали многие исследователи [3, 8, 10, 15, 16]. Обращает внимание, что при увеличении скорости введения более 3,5 мл/мин разница в площади окрашивания верхней половины макета между типами игл стиралась. 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 типа Квинке.

На характер распространения гипербарического раствора оказывал влияние и калибр спинальных игл. При одних и тех 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 (табл. 2). Такие гидродинамические принципы были действительными и для игл типа Квинке, и для игл типа Шпротте. 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 возрастанием скорости потока на выходе из иглы меньшего диаметра при одинаковом давлении и, как следствие, увеличением силы удара о стенку макета.

Заключение

Таким образом, проведенное исследование позволило визуально оценить изменение формы и характера потока гипербарического раствора в зависимости от скорости его введения, типа и калибра спинальной иглы.

На модели «аквариум» выявлено, что для обеспечения действия только гравитационных сил требуются очень медленные скорости введения -0,25 мл/мин и медленнее. В практике вводить раствор вручную в субарахноидальное пространство с такой скоростью практически невозможно. Скорости введения 0,5–1,0 мл/мин обеспечивало преобладание гравитационных сил, сохраняющих преимущественно ламинарную модель потока. При скоростях 1,0-3,0 мл/мин основную роль в появляющейся турбулентности играла гидродинамическая неустойчивость, приводящая к нарастанию колебаний вниз по потоку. При превышении скорости введения более 3,0 мл/мин видели классическую картину развития турбулентности, связанной с утолщением струйного пограничного слоя. Такие закономерности выявили для всех типов и калибров спинальных игл.

Исследование на модели «стеклянная спина» продемонстрировало, 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. Одностороннее подведение гипербарического раствора возможно было достигнуть с помощью всех типов и калибров исследуемых спинальных игл. Для того чтобы добиться односторонности анестезии, принципиальным моментом в эксперименте явилось соблюдение скорости введения не более 1,0 мл/мин. Такое ограничение скорости в различных экспериментах и клинических исследованиях находили и другие исследователи [10, 12, 14, 15]. 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 необходимости ограничения скорости введения не объясняют факты развития односторонней спинальной анестезии в клинической практике при использовании высоких скоростей инъекции [4, 9, 17, 19].

Выводы

1. Для обеспечения истечения гипербарического раствора и падения его только под действием гравитационных сил без промешивания раствора, необходима скорость введения 0,25 мл/мин и медленнее. Преобладание гравитационных сил, сохраняющих преимущественно ламинарную модель потока, происходит при скоростях введения 0,5–1 мл/мин. Скорости 1–3 мл/мин приводят к появлению турбулентности, связанной с гидродинамической неустойчивостью. Превышение скорости введения более 3 мл/мин формируют выраженную турбулентность. Эти гидродинамические закономерности не зависят от типа и калибров спинальных игл.

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 скорость потока. При установленных равных скоростях введения раствор, вводимый через более тонкие иглы, распространяется дальше и охватывает большую площадь.

4. Тип иглы оказывает влияние на структуру и характер потока. Кинетическая энергия потока иглы типа Шпротте меньше, что подтверждается в большей степени преобладанием гравитационных сил: более короткой протяженности потока и меньшей площадью распространения.

Литература

- 1. *Бабаянц А. В.* Выбор метода нейроаксиальной блокады при операциях тотального эндопротезирования тазобедренного сустава у больных пожилого возраста: дисс.к.м.н. Москва: 2009, 114.
- 2. *Лахин Р.Е., Щеголев А.В., Мороз Е.А., Храпов К.Н.* Селективная спинальная анестезия Эфферентная терапия. 2011; 17 (3): 72–74.
- Хряпа А. А. Клинико-экспериментальное обоснование односторонней спинальной анестезии: диссертация... кандидата медицинских наук: Санкт-Петербург, 2010; 100 с.
- Chohan U., Afshan G., Hoda M. Q., Mahmud S Ch. Haemodynamic effects of unilateral spinal anesthesia in high risk patients J. Pak. Med. Assoc. 2002; 52 (2): 66–69.
- Elzinga L., Marcus M., Peek D., Borg P., Jansen J., Koster J., Enk D. Hemodynamic stability ensured by a low dose, low volume, unilateral hypobaric spinal block: modification of a technique. Acta Anaesthesiol Belg. 2009; 60 (4): 217–220.
- 6. *Karpel E., Marszołek P., Pawlak B., Wach E.* Effectiveness and safety of unilateral spinal anaesthesia Anaesthesiology Intensive Therapy, 2009, XLI (1): 30–33.
- 7. *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. Academic Dissertation. 2004; 78s.
- 8. *Müssig C.* Dosis- und Lageabhängigkeit unilateraler Spinalanästhesien INAUGURAL–DISSERTATION zur Erlangung des doctor medicinae. 2005; 85.
- 9. *Shrestha R. R., Jha B. D., Rana R. B.* Unilateral Spinal Anesthesia using Low Dose Hypobaric Bupivacaine, Post Graduate Medical Journal. 2008; 8 (1).
- 10. *Enk D.* Unilateral spinal anaesthesia: gadget or tool? Curr op Anaesthesiology. 1998; 11: 511–515.
- 11. Moemen M.E. The Selective Spinal. Eg J. Anaesth. 2003; 19: 99–106.
- 12. Serpell M. G., Gray W. M. Flow dynamics through spinal needles. Anaesthesia. 1997; 52: 229–236.
- Мороз Е.А., Лахин Р.Е., Щеголев А.В. Экспериментальное исследование распределения гипербарического раствора местного анестетика на модели «стеклянной спины» Тезисы XIII-го съезда Федерации анестезиологов и реаниматологов, Санкт-Петербург, 22–25 сентября 2012 г./ под ред. Член-корр. РАМН проф. Ю.С. Полушина; СПб. 2012; 270–271.
- 14. *Apaydın Y., Erk G., Sacan O., Tiryaki C., Taspinar V.* Characteristics of unilateral spinal anesthesia at different speeds of intrathecal injection. J Anesth. 2011 Jun; 25 (3): 380–385.
- Casati A., Fanelli G., Cappelleri G., Leoni A., Berti M., Aldegheri G., Tarri G. Does speed of intrathecal injection affect the distribution of hyperbaric bupivacaine? Br. J Anaesth. 1998; 81: 355–357.
- Tanasichuk M. A., Schultz E. A., Matthews J. H, Van Bergen F.H. Spinal hemianalgesia: an evaluation of a method, its applicability, and influence on the incidence of hypotension. Anesthesiology. 1961; 22: 74–85.
- Atef H., El-Kasaby A., Omera M., Badr M. Optimal dose of hyperbaric bupivacaine 0.5% for unilateral spinal anesthesia during diagnostic knee arthroscopy. Local Reg Anesth. 2010; 3: 85–91.
- Eduardo Luiz; Beato, Lúcia and Cordeiro, Antônio José. Unilateral spinal anesthesia with low 0.5% hyperbaric bupivacaine dose Rev Bras Anestesiol. 2004; 54 (5): 700–706.
- 19. *Kuusniemi K. S., Pihlajamoki K. K., Pitkanen M. T.* A low dose of plain or hyperbaric bupivacaine for unilateral spinal anaesthesia. Reg Anesth. 2000; 25: 605–610.

- Veering B. T., Immink-Speet, Burm A. G. L., Stienstra R., van Kleef J. W. Spinal anaesthesia with 0.5% hyperbaric bupivacaine in elderly patients: effects of duration spent in the sitting position. British Journal of Anaesthesia. 2001; 87 (5): 738–742.
- Cappelleri G., Aldegheri G., Danelli G., Marchetti C., Nuzzi M., Iannandrea G., Casati A., Spinal Anesthesia with Hyperbaric Levobupivacaine and Ropivacaine for Outpatient Knee Arthroscopy: A Prospective, Randomized, Double-Blind Study Anesth. Analg. 2005; 101: 77–82.
- Meyer J., Enk D., Penner M. Unilateral spinal anesthesia using low-flow injection through a 29-gauge Quincke needle A & A June. 1996; 82 (6): 1188–1191.
- Stefanov C., Tilkijan M., Dimov E. Unilateral Spinal Anesthesia In Knee Arthroscopy: Clinical And Pharmacoeconomic Effects Of Application Of Hyperbaric Bupivacaine. Internet Journal of Anesthesiology. 2006; 10 (2): 20.
- Mija Yun, Yong Seok Oh, Seung Whan Kang, Dong Sup Whang, Kayoung Rhee. Unilateral Spinal Anesthesia Using a 26-gauge Quincke Spinal Needle Korean J Anesthesiol. 2004; 47 (6): 5–9.

References

- 1. *Babayants A. V.* Choosing method of neuroaxial blocade for total hip arthroplasty in aged patients: Diss. Moscow, 2009 (In Russia).
- Lakhin R. E., Shchegolev A. V., Moroz E. A., Khrapov K. N. Selective spinal anesthesia. Efferentnaya terapia. 2011; 17(3): 72–74 (In Russia).
- 3. *Khriapa A. A.* Clinical and experimental rationale of unilateral spinal anesthesia: Diss. Saint-Petersburg. 2010 (In Russian).
- Chohan U., Afshan G., Hoda M. Q., Mahmud S Ch. Haemodynamic effects of unilateral spinal anesthesia in high risk patients. J. Pak. Med. Assoc. 2002; 52 (2): 66–69.
- Elzinga L., Marcus M., Peek D., Borg P., Jansen J., Koster J., Enk D. Hemodynamic stability ensured by a low dose, low volume, unilateral hypobaric spinal block: modification of a technique. Acta Anaesthesiol Belg. 2009; 60(4): 217–220.
- Karpel E., Marszołek P., Pawlak B., Wach E. Effectiveness and safety of unilateral spinal anaesthesia Anaesthesiology Intensive. 2009; XLI (1): 30–33.
- 7. *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. Academic Dissertation, 2004. 78s.
- 8. *Müssig C.* Dosis- und Lageabhängigkeit unilateraler Spinalanästhesien INAUGURAL-DISSERTATION zur Erlangung des doctor medicinae. 2005; 85.
- 9. *Shrestha R. R., Jha B. D., Rana R. B.* Unilateral Spinal Anesthesia using Low Dose Hypobaric Bupivacaine, Post Graduate Medical Journal. 2008; 8: 1.
- 10. *Enk D.* Unilateral spinal anaesthesia: gadget or tool? Curr op Anaesthesiology. 1998; 11: 511–515.
- 11. Moemen M. E. The Selective Spinal Eg J Anaesth. 2003; 19: 99–106.
- 12. Serpell M. G., Gray W. M. Flow dynamics through spinal needles. Anaesthesia. 1997; 52: 229–236.
- Moroz E. A, Lakhin R. E., Shchegolev A. V. Experimental study of distribution of hyperbaric solution of local anesthetic on model of "glass spine". In: Materials of XIIIth Meeting of Federation of anesthesiologists and resuscitators [Tezisy XIII c'ezda anesteziologov I reanimatologov]. Saint-Petersburg. 2012; 270–271 (In Russian).
- 14. *Apaydin Y., Erk G., Sacan O., Tiryaki C., Taspinar V.* Characteristics of unilateral spinal anesthesia at different speeds of intrathecal injection. J Anesth. 2011 Jun; 25(3): 380–385.

- Casati A., Fanelli G., Cappelleri G., Leoni A., Berti M., Aldegheri G., Tarri G. Does speed of intrathecal injection affect the distribution of hyperbaric bupivacaine? Br. J Anaesth. 1998; 81: 355–357.
- Tanasichuk M. A., Schultz E. A., Matthews J. H, Van Bergen F. H. Spinal hemianalgesia: an evaluation of a method, its applicability, and influence on the incidence of hypotension. Anesthesiology. 1961; 22: 74–85.
- Atef H., El-Kasaby A., Omera M., Badr M. Optimal dose of hyperbaric bupivacaine 0.5% for unilateral spinal anesthesia during diagnostic knee arthroscopy. Local Reg Anesth. 2010; 3: 85–91.
- Eduardo Luiz; Beato, Lúcia and cordeiro, Antônio José. Unilateral spinal anesthesia with low 0.5% hyperbaric bupivacaine dose Rev Bras Anestesiol. 2004; 54 (5): 700–706.
- 19. *Kuusniemi K. S., Pihlajamoki K. K., Pitkanen M. T.* A low dose of plain or hyperbaric bupivacaine for unilateral spinal anaes-thesia. Reg Anesth. 2000; 25: 605–610.
- 20. Veering B. T., Immink-Speet, Burm A. G. L., Stienstra R., van Kleef J. W. Spinal anaesthesia with 0.5% hyperbaric bupivacaine

in elderly patients: effects of duration spent in the sitting position. British Journal of Anaesthesia. 2001; 87 (5): 738–742.

- Cappelleri G., Aldegheri G., Danelli G., Marchetti C., Nuzzi M., Iannandrea G., Casati A. Spinal Anesthesia with Hyperbaric Levobupivacaine and Ropivacaine for Outpatient Knee Arthroscopy: A Prospective, Randomized, Double-Blind Study Anesth Analg. 2005; 101: 77–82.
- Meyer J., Enk D., Penner M. Unilateral spinal anesthesia using low-flow injection through a 29-gauge Quincke needle A & A. June 1996; 82 (6): 1188–1191.
- 23. *Stefanov C., Tilkijan M., Dimov E.* Unilateral Spinal Anesthesia In Knee Arthroscopy: Clinical And Pharmacoeconomic Effects Of Application Of Hyperbaric Bupivacaine. Internet Journal of Anesthesiology. 2006; 10 (2): 20.
- 24. *Mija Yun, Yong Seok Oh, Seung Whan Kang, Dong Sup Whang, Kayoung Rhee.* Unilateral Spinal Anesthesia Using a 26-gauge Quincke Spinal Needle Korean J Anesthesiol. 2004; 47 (6): 5–9.