



УДК 617.546-089.5-06:617.559-009.7-084

**Р.Р. САФИН, М.В. МАЛЕЕВ**

Республиканская клиническая больница МЗ РТ, 420064, г. Казань, Оренбургский тракт, д. 138

## Обоснование способа профилактики болей в пояснице после спинальной анестезии на примере физико-математической модели деформации спинальной иглы

**Сафин Рустам Рафильевич** — кандидат медицинских наук, врач анестезиолог–реаниматолог ОРИТ–4 травмцентра, тел. +7–919–683–29–14, e-mail: safin\_r.r@hotmail.com

**Малеев Михаил Владимирович** — кандидат физико–математических наук, начальник отдела патентной и изобретательской работы, тел. (843) 237–35–23, e-mail: mv58@mail.ru

*В статье представлено теоретическое обоснование конструкции неинвазивного направителя тонкой спинномозговой иглы, а также анализ результатов клинической апробации этого изобретения у 297 пациентов. Использование тонких спинномозговых игл в обычной практике сопряжено с необходимостью предварительного введения толстой иглы-интродьюсера, что часто приводит к болевому синдрому в виде люмбалгии. На фундаментальном научном уровне разработана оригинальная физико-математическая модель, достоверно отражающая факторы, влияющие на устойчивость иглы к деформирующей силе при выполнении спинальной пункции. На основе данной модели разработано альтернативное неинвазивное устройство, повышающее устойчивость спинальной иглы к деформации, но не связанное с дополнительной травматизацией связок, мышц, надкостницы и хрящей заднего отдела позвоночника. Изобретение запатентовано как полезная модель и успешно апробировано в клинической практике.*

**Ключевые слова:** спинальная анестезия, деформируемость спинальной иглы, способы спинальной пункции.

**R.R. SAFIN, M.V. MALEEV**

Republican Clinical Hospital of the MH of RT, 138 Orenburgskiy Trakt, Kazan, Russian Federation, 420064

## Creation of the way to prevent back pain after spinal anesthesia by the example of physic-mathematic model of spinal needle deformation

**Safin R.R.** — Cand. Med. Sc., anesthesiologist–resuscitator of the Department of reanimation intensive care, tel. +7–919–683–29–14, e-mail: safin\_r.r@hotmail.com

**Maleev M.V.** — Cand. Phys. and Math. Sc., Head of the Department of Patent and Inventive work, tel. (843) 237–35–23, e-mail: mv58@mail.ru

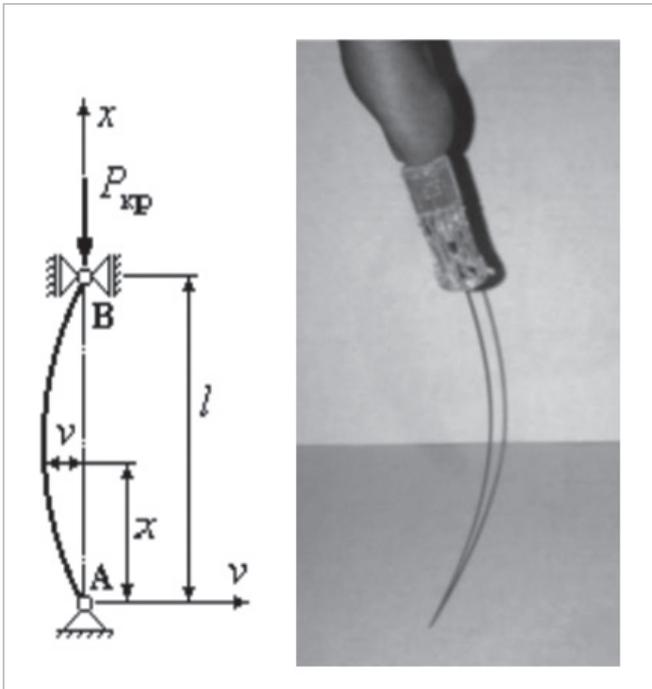
*Theoretical basement of noninvasive conductor design was presented and practical experience of using this devise among 297 patients is estimated. In usual way thin spinal needles demand using thick invasive introducer, which is a factor of additional vertebra traumatization and source of back pain. From angle of classical fundamental physic lows original physic-mathematical model was designed, which reflects all factors reliable of needle deformation at spinal punction. This theoretical basement permit to invent noninvasive conductor which increase needle hardness without excessive vertebra traumatization and back pains.*

**Key words:** spinal anesthesia, spinal needle deformation, spinal anesthesia techniques.

Положительной стороной использования тонких спинальных игл является уменьшение частоты головных постпункционных болей. Однако уменьшение калибра спинальной иглы сопряжено с уменьшением ее жесткости, снижением стойкости к деформации и существенному отклонению от выбранного направления при ее продвижении в мягких тканях. Отклонение иглы во время пункции является наиболее частой причиной технических

неудач. Повторные попытки осуществления пункции часто приводят к развитию поясничных болей в связи с избыточной травматизацией надкостницы, хрящей, связок и мышц дорзального отдела позвоночного столба [1]. Послеоперационные боли в спине у 30% пациентов формируют негативное отношение как к спинальной так и эпидуральной анестезии и последующий категорический отказ от нейроаксиальных блокад [2].

**Рисунок 1. Биомеханическая модель деформации иглы при субарахноидальной пункции**



**Цель исследования** — изучение процесса деформации спинномозговой иглы с позиции законов физики сопротивления материалов.

#### Задачи исследования

1. Создание физико-математической модели процесса деформации спинальной иглы.
2. Изобретение и изготовление неинвазивного устройства, повышающего стойкость деформации у спинальной иглы.
3. Клиническая апробация изобретения.

#### Материалы и методы

##### Физико-математическая модель

С целью оптимизации техники спинальной пункции иглами малого калибра была разработана и проанализирована физико-математическая модель деформации иглы в процессе спинальной пункции, на основании которой была разработана полезная модель в виде неинвазивного направителя для проведения тонкой спинномозговой иглы. Спинальную иглу можно представить как абстрактную металлическую балку, которая может быть описана законом Гука при сдвиге, описывающим сжатие и растяжение предмета в форме стержня или цилиндра. Математически закон Гука при сдвиге представлен формулой 1.

$$F = E \times S \times X/L \quad (\text{формула 1});$$

где:  $F$  — сила, приложенная в направлении оси иглы;  $S$  — сечение иглы;  $X$  — деформация;  $L$  — длина иглы;  $E$  — модуль Юнга, характеризующий упругое сопротивление материала при его сжатии и растяжении.

На основе формулы 4.4.1 можно оценить деформацию балки круглого сечения, которая находится под нагрузкой (формула 2):  $X = [F \times L]/[E \times S]$  (формула 2).

Применительно к проведению спинальной иглы через плотные связки позвоночника использование формулы 2 дает все основания считать, что

чем короче игла и больше ее диаметр, тем больше прочность иглы и меньше степень ее деформации. Однако для случая описания биомеханики спинальной пункции больше подходит формула Эйлера, которая по своему смыслу соответствует формуле 2 [3]. Формула Эйлера позволяет определить критическую силу для сжатого стержня, при которой стержень теряет устойчивость и начинает изгибаться. Формула для критической силы была выведена Эйлером на примере идеального прямого стержня постоянного сечения, шарнирно закрепленного на концах (с одной стороны стержень опирается на жесткую поверхность, с другой стороны на стержень давит палец). Для критической силы выводилась для стержня с шарнирным закреплением концов. Этот случай закрепления концов стержня принято называть основным случаем. В этом случае на длине стержня укладывается одна полуволна синусоиды (рис. 1). Выражение «приведенная длина» означает, что в формуле Эйлера с помощью коэффициента все случаи закрепления концов стержня можно привести к основному, шарнирному закреплению. Коэффициент приведения длины иногда можно оценить по числу полуволн  $n$ , по которым выпучится стержень, теряя устойчивость, а именно, можно принять

$$\mu = \frac{1}{n}.$$

В последующих расчетах мы принимаем коэффициент  $\mu = 1$  как для шарнирно-опорного стержня

$$l_{ef} = \mu \cdot l = l \quad [4].$$

Формула Эйлера (формула 3)

$$P_{кр} = \frac{\pi^2 EJ_{\min}}{l^2}$$

где  $P_{кр}$  — критическая сила, при которой стержень теряет устойчивость и начинает изгибаться;  $\pi = 3,14$ ;  $E$  — модуль упругости;  $J_{\min}$  — минимальный осевой момент инерции стержня;  $l_{ef} = \mu \cdot l$  — приведенная длина стержня;  $l$  — длина стержня;  $\mu$  — коэффициент приведения длины.

##### Изобретение (Полезная модель)

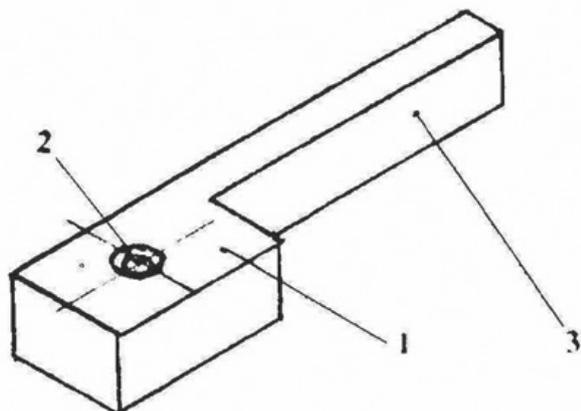
Для повышения жесткости и устойчивости к деформации тонкой иглы была разработана полезная модель в виде неинвазивного направителя для проведения тонкой спинномозговой иглы.

Неинвазивный направитель представляет собой металлическую призму размерами 40x10x5 мм с отверстием диаметром 0.7 мм для проведения спинальной иглы.

Металлическая призма имеет специальную ручку-выступ для фиксации устройства пальцами. Приспособление изготовлено из инертного металла и может подвергаться сухожаровой обработке для повторного использования. На полезную модель получен патент Российской Федерации №121436 [5]. Схематическое изображение устройства представлено на рис. 2.

Формула 3 позволяет теоретически обосновать использование неинвазивного направителя. Если в случае использования неинвазивного направителя длина  $l$  стержня уменьшается в 2 раза, то сила, при которой происходит изгиб стержня, увеличи-

**Рисунок 2. Неинвазивный направитель.**  
1 — металлическая призма; 2 — отверстие для проведения спинномозговой иглы; 3 — ручка-выступ



вается в 4 раза. Формула 3 также объясняет причину использования интродьюсера и «толстых» спинальных игл калибра 20-22 G. Прокол кожи интродьюсером при спинальной пункции устраняет механическое препятствие, в результате чего сила, приложенная в направлении оси спинальной иглы, уменьшается, что ведет к существенному снижению деформации спинальной иглы. Согласно формуле 3 и закону Гука (формулы 1, 2) иглы большего диаметра имеют повышенные прочностные характеристики и устойчивость к деформации.

Изобретение используется следующим образом. После трехкратной обработки кожи спины 70° этиловым спиртом направитель берется за рукоятку указательным и большим пальцем левой руки, павильон спинномозговой иглы фиксируется правой рукой и полотно иглы проводится через отверстие на 1/2 ее длины ( $\approx 44$  мм). Острие иглы подводят к поверхности кожи, и, выбрав необходимое направление, продвигают правой рукой в направлении субарахноидального пространства. После получения ликвора к канюле присоединяют шприц с местным анестетиком и вводят расчетную дозу препарата.

*Дизайн клинического исследования (апробация изобретения)*

Для оценки состоятельности и эффективности устройства было проведено обследование 297 пациентов, разделенных на три группы.

В первой группе ( $n=148$ ) при спинальной пункции иглой Quincke 25 G использовали направитель.

Во второй ( $n=75$ ) группе применяли иглы Quincke 25 G, в третьей ( $n=74$ ) — иглы Quincke 22 G.

Во второй и третьей группах применялся штатный интродьюсер 19 G.

### Результаты

*Результаты расчетов согласно физико-математической модели*

Пример расчета критической силы деформации для спинальной иглы калибра 25 G вместе с мандреном внутри ее просвета:

$$P_{кр} = \frac{\pi^2 EJ_{\min}}{l^2} = \frac{3,14^2 \cdot 202 \cdot 0,003}{88^2} =$$

$$7,715 \cdot 10^{-4} \left[ \frac{\frac{\kappa H}{\text{мм}^2} \cdot \text{мм}^4}{\text{мм}^2} = \kappa H \right] = 0,77 H = 0,077 \text{ кГ}$$

(формула 3);

где  $P_{кр}$  — критическая сила, при которой игла 25 G теряет устойчивость и начинает изгибаться;  $\pi=3,14$ ,  $l=88$  мм,  $D=0,5$  мм

$$E = 202000 \text{ МПа} = 202 \frac{\kappa H}{\text{мм}^2} \text{ - модель упругости [6-8]}$$

$$J_{\min} = \frac{\pi \cdot D^4}{64} = \frac{3,14 \cdot 0,5^4}{64} = 0,003 \text{ мм}^4$$

Пример 2. Если мы располагаем неинвазивный направитель на середине полотна иглы, ее расчетная длина уменьшается в 2 раза,  $L=44$  мм, тогда

$$P_{кр} = \frac{\pi^2 EJ_{\min}}{l^2} = \frac{3,14^2 \cdot 202 \cdot 0,003}{44^2} =$$

$$3,08 \cdot 10^{-3} \left[ \frac{\frac{\kappa H}{\text{мм}^2} \cdot \text{мм}^4}{\text{мм}^2} = \kappa H \right] = 3,08 H = 0,308 \text{ кГ}$$

Устойчивость иглы 25 G увеличилась в 4 раза.

Пример 3. Диаметр спинальной иглы 22 G — 0,7 мм.

$$P_{кр} = \frac{\pi^2 EJ_{\min}}{l^2} = \frac{3,14^2 \cdot 202 \cdot 0,0118}{88^2} =$$

$$3,034 \cdot 10^{-3} \left[ \frac{\frac{\kappa H}{\text{мм}^2} \cdot \text{мм}^4}{\text{мм}^2} = \kappa H \right] = 3 H = 0,3 \text{ кГ}$$

(формула 3)

Пример 4. Диаметр спинальной иглы 20 G — 0,9 мм.

$$P_{кр} = \frac{\pi^2 EJ_{\min}}{l^2} = \frac{3,14^2 \cdot 202 \cdot 0,0322}{88^2} =$$

$$8,28 \cdot 10^{-3} \left[ \frac{\frac{\kappa H}{\text{мм}^2} \cdot \text{мм}^4}{\text{мм}^2} = \kappa H \right] = 8,28 H = 0,828 \text{ кГ}$$

### Результаты клинического исследования

В первой группе, где использовался направитель, частота болей в спине после субарахноидальной пункции отмечалась у трех (2%) из 148 пациентов.

Во второй группе постпункционные боли в спине беспокоили 10 (13,3%) из 75 пациентов.

В третьей группе люмбагия наблюдалась у 12 (16,2%) из 74 больных.

Различия показателей во второй и третьей группах достоверно ( $p < 0.05$ ) отличались от аналогичного показателя в первой группе.

### Обсуждение полученных результатов

Положительным свойством предложенного изобретения является удобство ее применения за счет простоты конструкции и легкости использования. Критическая сила деформации при использовании спинальной иглы 25 G вместе с неинвазивным напавителем превышает аналогичный показатель при использовании спинальной иглы 22 G без каких-либо приспособлений, но все же меньше, чем критическая сила деформации для иглы калибра 20 G. Постпункционные боли в спине в контексте синдрома преходящих нервных расстройств (СПНР) достаточно широко обсуждается в литературе, хотя, по нашему мнению, термин СПНР не вполне подходит для этого случая [9, 10]. Анализ более 10440 спинальных анестезий показал, что в послеоперационном периоде боли в спине возникали у 284 пациентов, причем 90 из них впоследствии отказывались от нейроаксиальных блокад. Этиология СПНР окончательно не установлена. Развитие СПНР связывали с используемым местным анестетиком, преимущественно с лидокаином, но морфологических изменений нервной ткани при введении лидокаина выявлено не было [11]. Мнение о том, что развитие синдрома зависит от положения пациента на операционном столе [12] тоже не подтвердилось. Примечательно, что частота СПНР была сопоставима как после спинальной, так и общей анестезии [13].

### Заключение

В проведенном исследовании были получены результаты, подтверждающие тезис о том, что главной причиной люмбалгии является механическая травма связок и надкостницы при выполнении пункции. Мы считаем, что развитие болей в спине вызывается вовсе не локальной нейротоксичностью анестетика или положением пациента [14]. Поэтому, с нашей точки зрения, термин СПНР не вполне подходит для случаев развития постпункционных поясничных болей.

*Авторы статьи приносят искреннюю благодарность и признательность заведующему кафедрой теоретической физики Института физики Казанского федерального университета, профессору, доктору физико-химических наук Ю.Н. Прошину за консультативную помощь при написании теоретического раздела.*

### ЛИТЕРАТУРА

1. Корячкин В.А. Нейроаксиальные блокады. — ЭЛБИ-СПб. — 2013. — 542 с.
2. Phillips O., Ebner H., Nelson A. Neurologic Complications Following Spinal Anesthesia with Lidocaine: A Prospective Review of 10,440 Cases // *Anesthesiology*. — 1969. — Vol. 30. — P. 284-289.
3. Википедия. — определение критической силы по формуле Эйлера. — [Электронный ресурс]. — Режим доступа: [http://www.yaklass.ru/materiali?mode=cht&chtid=699]
4. Сопrotивление материалов. Расчет сжатых стержней на устойчивость. — [Электронный ресурс]. — Режим доступа: [http://onfaq.ru/load/metodichki/soprotivlenie\_materialov\_raschet\_szhatykh\_sterzhnej\_na\_ustojchivost/7-1-0-119]
5. Направитель для проведения тонкой спинномозговой иглы: пат. 121436 Рос. Федерация: МПК 51 A61B 17 / 34, A61M 5 / 32 / Р.П. Сафин, И.О. Панков, О.Г. Анисимов; заявитель и патентообладатель Сафин Р.П. — №2012118337 / 14; заявл. 03.05.2012; опубл. 27.10.2012, Бюл. №30. — С. 11.
6. (ГОСТ Р ИСО 9626-2013) Таблица 1 X6CrNiNb18-10. — [Электронный ресурс]. — Режим доступа: [https://standartgost.ru/9E\_9626-2013]
7. Международные аналоги коррозионно-стойких и жаропрочных сталей. Марки нержавеющей стали X6CrNiNb18-10 и 08x18H12B. — [Электронный ресурс]. — Режим доступа: [http://neva-stal.ru/nerzhaveyuschaya\_stal]
8. Характеристика нержавеющей стали 08x18H12B. — [Электронный ресурс]. — Режим доступа: [http://www.allmetals.ru/sortament/index.php?cid=1&gid=33922&sid=10]
9. Edomwonyi N.P., Isesele T.O. Transient neurological symptoms following spinal anesthesia for cesarean section // *Middle East J Anaesthesiol*. — 2010. — Vol. 20. — P. 809-813.
10. Zaric D., Pace N.L. Transient neurologic symptoms (TNS) following spinal anaesthesia with lidocaine versus other local anaesthetics // *Anesth Analg*. — 2005. — Vol. 100. — P. 1811-1816.
11. Kroin J.S., Buvanendran A., Tuman K.J. et al. Safety of local anesthetics administered intrathecally in diabetic rats // *Pain Med*. — 2012. — Vol. 13. — P. 802-807.
12. Hodgson P., Liu S., Batra M. et al. Procaine compared with lidocaine for incidence of transient neurologic symptoms // *Reg. Anesth. Pain Med*. — 2000. — Vol. 25. — P. 218-222.
13. Cook T.M., Counsell D., Wildsmith J.A. W. Major complications of central neuraxial block: report on the Third National Audit Project of the Royal College of Anaesthetists // *British Journal of Anaesthesia*. — 2009. — Vol. 102. — P. 179-190.
14. Ip V.I., Tsui B.C. Novelty without toxicity: a quest for a safer local anesthetic // *J Can Anesth*. — 2011. — Vol. 58. — P. 8-13.