

Научная статья / Original article

УДК 616-01/09

<https://doi.org/>

ВЛИЯНИЕ СПИННОМОЗГОВОЙ ЖИДКОСТИ НА ПАТОЛОГИИ ПОЗВОНОЧНИКА

Алексей Георгиевич Зверев¹, Святослав Валерьевич Новосельцев^{1,2}, Олег Сергеевич Якименко³

¹ Северо-Западная академия остеопатии и медицинской психологии, Санкт-Петербург, Россия

² Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова (Сеченовский университет), Москва, Россия

³ Медицинский Центр "Med&Care", Москва, Россия

РЕЗЮМЕ

В статье на основе динамического параметра расхода спинномозговой жидкости приводится оригинальная формула оценки патологии позвоночно-двигательных сегментов позвоночника. Приведены графики, которые наглядно показывают изменение патологии в зависимости от глубины травматизации. Полученные данные будут полезны специалистам ключевой диагностики, которые в настоящее время упрощенно описывают саму патологию.

Ключевые слова: дисфункция позвоночно-двигательного сегмента, расход спинномозговой жидкости, глубина травматизации, твердая мозговая оболочка

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

Зверев А.Г. – <https://orcid.org/0000-0001-5501-2023>, alexei.osteopat@ya.ru

Новосельцев С.В. – <https://orcid.org/0000-0002-0596-2343>, snovoselcev@mail.ru

Якименко О.С. – <https://orcid.org/0000-0002-1742-6775>, yaosteopat@mail.ru

Автор, ответственный за переписку: Святослав Валерьевич Новосельцев, snovoselcev@mail.ru

КАК ЦИТИРОВАТЬ:

Зверев А.Г., Новосельцев С.В., Якименко О.С. Влияние спинномозговой жидкости на патологии позвоночника // Мануальная терапия. 2024. №94(3-4). С. 19-26.

EFFECTS OF CEREBROSPINAL FLUID ON SPINAL PATHOLOGIES

Alexey G. Zverev¹, Svyatoslav V. Novoseltsev^{1,2}, Oleg S. Yakimenko³

¹ North-West Academy of Osteopathy and Medical Psychology. Saint-Petersburg, Russia

² I.M. Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University), Moscow, Russia

³ "Med&Care" Medical Center, Moscow, Russia

ABSTRACT

Based on the dynamic parameter of cerebrospinal fluid flow, the article provides an original formula for assessing the pathology of the spinal motion segments of the spine. Graphs are given that clearly show the change in the pathology depending on the depth of injury. The data obtained will be useful to specialists in radiation diagnostics who currently describe the pathology itself in a simplified manner.

Keywords: dysfunction of the spinal motion segment, cerebrospinal fluid flow, depth of injury, dura mater

INFORMATION ABOUT THE AUTHORS:

Zverev A.G. – <https://orcid.org/0000-0001-5501-2023>, alexei.osteopat@ya.ru

Novoseltsev S.V. – <https://orcid.org/0000-0002-0596-2343>, snovoselcev@mail.ru

Yakimenko O.S. – <https://orcid.org/0000-0002-1742-6775>, yaosteopat@mail.ru

Corresponding author: Svyatoslav V. Novoseltsev, snovoselcev@mail.ru

TO CITE THIS ARTICLE:

Zverev A.G., Novoseltsev S. V., Yakimenko O.S. Effects of cerebrospinal fluid on spinal pathologies // *Manualnaya Terapiya = Manual Therapy*. 2024;94(3-4):19-26.

ВВЕДЕНИЕ

До тех пор пока мозг не будет в достаточном количестве поставлять ликвор, организм будет больным.

Э.Т. Стюлл

Патологии позвоночника в классическом понимании делятся на сколиозы и различные виды деформаций, главные из которых – костно-соединительнотканые дефекты, протрузии, грыжи. Также существуют редкие неврологические расстройства: мальформация Арнольда-Киари, сирингомиелия и т.п., которые и рассматриваются в данной работе. Патологии позвоночника сопровождаются изменениями анатомического положения позвонка или группы позвонков, которые определяются как соматические дисфункции ПДС и делятся на физиологические и нефизиологические (травматические). Наличие самой патологии влияет на ограничение движений, либо с возникновением болей, либо без. К более сложным случаям относятся дисфункции Вебстера, тяжелые травмы, последствия родовой травмы и т.д. На основании того же понимания и по снимкам КТ, МРТ ставится диагноз дорсопатия (остеохондроз) или его вариант с дополнительным описанием протрузий, сколиозов, грыж и пр. Данная патология может быть связана с патологией внутреннего органа. Однако не существует логичного объяснения, почему снижается работоспособность, слабеют мышцы и внутренние органы, происходит потеря гибкости. Наше исследование показывает, что эти изменения происходят в первую очередь из-за изменения динамических параметров (давления и расхода спинномозговой жидкости (СМЖ) в зоне дисфункции спинальной полости) и, как следствие, в микро-спинальной полости спинномозгового нерва. Они влияют на снижение проводимости и общей работоспособности спинномозговых нервов, которые питает СМЖ и выводит из них отработанные продукты метаболизма [1-3].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

При неправильном трехмерном анатомическом положении позвонка (соматической дисфункции) происходит вдавливание позвоночного кольца в твердую мозговую оболочку (ТМО) спинного мозга. При этом на наружном радиусе спинальной полости будет образовываться рубец (локальное сжатие), который располагается микровыступом внутрь полости. Здесь дисфункция аппроксимируется микровыступом, размеры которого необходимо взять из снимков КТ и МРТ (рис. 1).

По конструкции спинномозговой нерв, который выходит через микрощель, является аналогом кольцевой трубы (с микроспинальной полостью) между ТМО и наружной оболочкой (эпиневрием) самого нерва. Внутри микроспинальной полости нерва также пульсирует СМЖ [7], поскольку спинальная и микроспинальная полости едины. В зоне соматической дисфункции происходит двухсторонний синхронный процесс. С одной стороны, из-за механического ограничения движения сегментарно в локальном объеме нарушаются тонусно-силовые характеристики [4]. Это приводит к снижению потребности соответствующего спинномозгового нерва в необходимом количестве самой СМЖ. С другой стороны, сама дисфункция локально приводит к скручиванию ТМО (локальному стенозу, влияющему на биомеханику краниосакрального механизма), уменьшая площадь поперечного сечения микрощели, где локальное вращение потока СМЖ ослабляет радиальное давление на неё, снижая поток в микроспинальную полость. Это вызовет увеличение необходимой силы, т.е. внутричерепного давления (ВЧД), для прокачивания объема СМЖ без патологии, вдоль нерва для ее всасывания в оболочку самого нерва, его венозную систему. В итоге, дисфункция уменьшает суммарный объем спинальной полости плюс микроспинальной, то есть общий объем спинномозговой жидкости в них [1,11], тем самым уменьшая общий расход. Также будет снижаться выве-

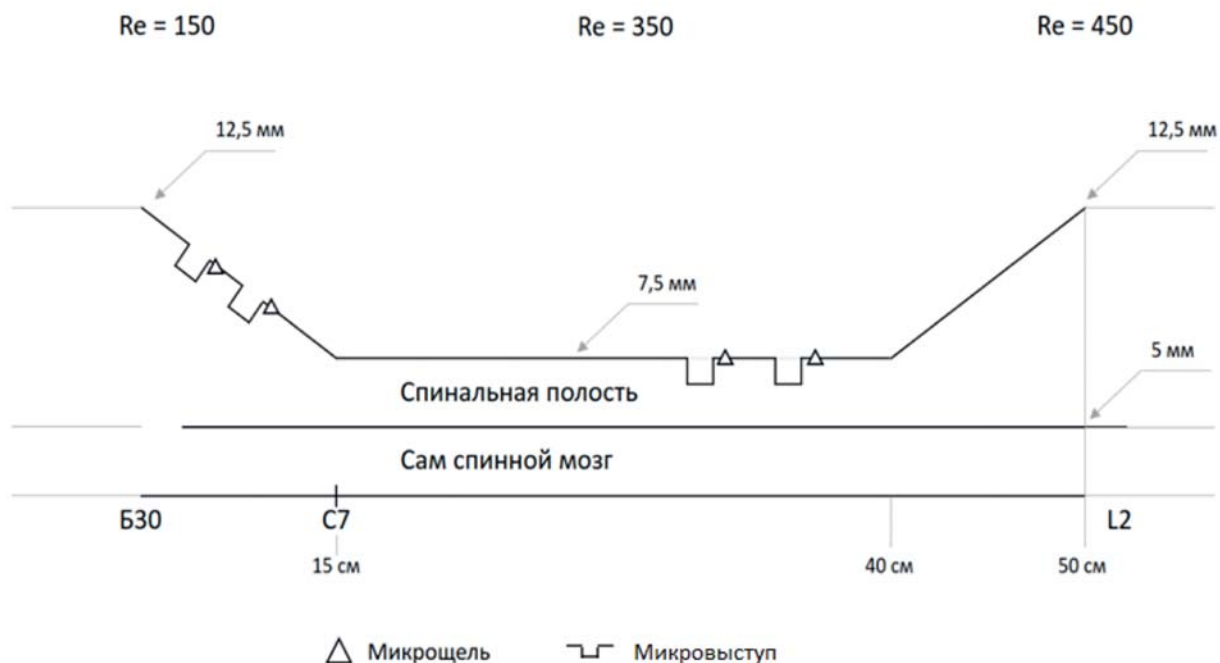


Рис. 1. Схема спинальной полости с вариантами дисфункции, в зону микрощели выходит соответствующий спинномозговой нерв

дение CO_2 из СМЖ, которое ослабит газообмен при образовании СМЖ. Кроме этого за дисфункцией возникают зоны пониженного давления [6], т.е. снижается возможность притока свежей СМЖ, что тоже приводит к снижению всасывания СМЖ паутинными грануляциями [12,13] в оболочки спинномозгового нерва, а кроме этого к поражению самих паутинных грануляций за счёт дисфункции ПДС. Таким образом, через периневральные щели СМЖ будет меньше всасываться в венозную систему самого нерва, что со временем приведет к его дегенерации (перерождению). Эта гидродинамика СМЖ будет снижать потребность нерва в ней, ослабляя силу ЦНС, тонус мускулатуры и работоспособность внутренних органов.

В работе [7] была получена удобная приближенная формула расчета расхода Q нестационарного течения СМЖ внутри спинальной полости.

$$Q_{max} = \frac{3}{4} \pi \frac{R_2^2 \cdot R_2^2 \cdot \Delta P \cdot (1 - \frac{R_1}{R_2})^3}{\rho \cdot v \cdot \sqrt{9 + 4\pi^2 \cdot \alpha^4}}$$

С учетом замен

$$\rho \cdot A = \Delta P, \text{ и } U_p^2 = A \cdot R_2, U_v = \frac{v}{R_2} \quad \tilde{A} = \frac{3}{4} \pi \frac{1}{\rho \cdot v \cdot \sqrt{9 + 4\pi^2 \cdot \alpha^4}}$$

Имеем

$$Q = \tilde{A} \cdot R \cdot \Delta R^3 \cdot \frac{\Delta P}{l}$$

для участка длиной l .

Используя закон Ома для гидродинамической проводимости и условия непрерывности [1], приведем схему сдвига всех патологий на правую сторону и ее варианта с разной глубиной травматизации (рис. 2).

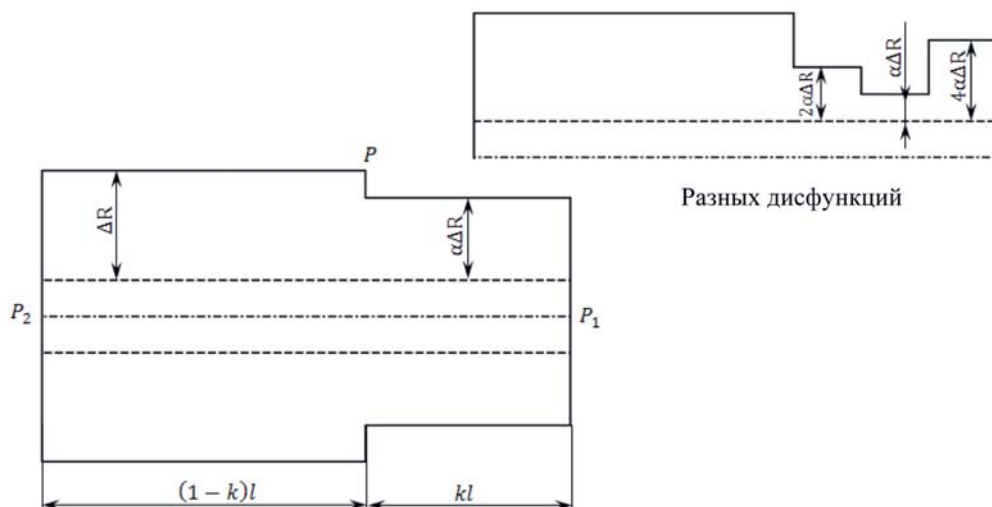


Рис. 2. Суммирование одинаковых дисфункций на правой стороне схемы спинальной полости

где $0 \leq k, \alpha \leq 1, \alpha = \tilde{\alpha}$

где k – общая длина патологии спинальной полости;

$\tilde{\alpha} \cdot \Delta R$ – доля глубины травматизации за счет дисфункции позвонков;

тогда

$$Q_1 = \tilde{A} \cdot R \cdot \Delta R^3 \cdot \frac{P_2 - P}{(1-k)l}$$

$$Q_2 = \tilde{A} \cdot R \cdot \Delta R^3 \cdot \tilde{\alpha}^3 \frac{P - P_1}{kl}$$

В силу непрерывности потока

$$Q_1 = Q_2$$

и на границе перепада радиуса зазора за счет дисфункции

$$\tilde{A} \cdot R \cdot \Delta R^3 \cdot \frac{P_2 - P}{(1-k)l} = \tilde{A} \cdot R \cdot \Delta R^3 \cdot \tilde{\alpha}^3 \frac{P - P_1}{kl} \rightarrow (P_2 - P)k = (P - P_1)\tilde{\alpha}^3(1-k) \rightarrow$$

$$P = \frac{P_2 k + \tilde{\alpha}^3(1-k)P_1}{k + \tilde{\alpha}^3(1-k)}.$$

Тогда соотношение норма Q_1 / патологии Q

$$\begin{aligned} \frac{Q_1}{Q} &= \frac{P_2 - P}{(1-k)l} \frac{\tilde{A} \cdot R \cdot \Delta R^3}{\tilde{A} \cdot R \cdot \Delta R^3} \frac{l}{P_2 - P_1} = \frac{P_2 - \frac{kP_2 + \tilde{\alpha}^3(1-k)P_1}{k + \tilde{\alpha}^3(1-k)}}{(1-k)(P_2 - P_1)} \\ &= \frac{kP_2 + \tilde{\alpha}^3(1-k)(P_2 - P_1) - kP_2}{(1-k)(k + \tilde{\alpha}^3(1-k))(P_2 - P_1)} = \frac{\tilde{\alpha}^3}{k + \tilde{\alpha}^3(1-k)} \end{aligned}$$

Эта формула показывает потери ликвора (СМЖ), что позволяет легко понять сложную гидродинамику процесса. В результате преобразований, перепада давления и сжатия периневральных щелей за счет дисфункции потери СМЖ приведут к медленной деградации спинномозгового нерва, а не за счет его псевдоущемления самой дисфункцией [8]. Для разных

дисфункций коэффициент k необходимо пересчитывать (рис. 2 справа), для него k меняем на $k'=(73/192)k$, исходя из сопротивления участка длины l , равного

$$\left(\frac{kl}{\bar{A} \cdot R \cdot \Delta R^3 \tilde{\alpha}^3}\right)$$

Пусть для дисфункции 2 позвонков $k=0,04$ (4%), для 5 позвонков $k=0,10$ (10%), для 10 позвонков $k=0,20$ (20%), для 20 позвонков $k=0,40$ (40%).

В таблице 1 представлены результаты зависимости потери ликвора от глубины травматизации для нестационарного течения, с учетом приближенной формулы [7], где

$$\frac{Q_1}{Q} = \frac{\tilde{\alpha}^3}{k + \tilde{\alpha}^3 (1 - k)}$$

Таблица 1

**ЗАВИСИМОСТЬ ПОТЕРИ ЛИКВОРА ОТ ГЛУБИНЫ ТРАВМАТИЗАЦИИ
ДЛЯ НЕСТАЦИОНАРНОГО ТЕЧЕНИЯ**

Процентное отношение глубины травматизации, отн. ед.	Дисфункция 2 позвонков		Дисфункция 5 позвонков		Дисфункция 10 позвонков		Дисфункция 20 позвонков	
	Отношение нормы к патологии, отн. ед.	Потери ликвора Q_1/Q , %	Отношение нормы к патологии, отн. ед.	Потери ликвора Q_1/Q , %	Отношение нормы к патологии, отн. ед.	Потери ликвора Q_1/Q , %	Отношение нормы к патологии, отн. ед.	Потери ликвора Q_1/Q , %
0,9 (10%)	0,98	2	0,94	6	0,93	7	0,87	13
0,8 (20%)	0,96	4	0,91	9	0,84	16	0,72	28
0,6 (40%)	0,86	14	0,73	27	0,58	42	0,41	59
0,5 (50%)	0,80	20	0,59	41	0,42	58	0,26	74
0,4 (60%)	0,64	36	0,40	60	0,25	75	0,15	85
0,2 (80%)	0,17	83	0,07	93	0,04	96	0,02	98
0,1 (90%)	0,02	98	0,01	99	0,01	99	0,002	~100

РЕЗУЛЬТАТЫ

Смещение крутизны графиков в сторону меньшей глубины травматизации для нестационарного течения (линия) по отношению к стационарному течению (пунктир) показывает резкое снижение возможностей, при которых еще возможна физиологическая дисфункция. По форме графиков можно предположить, что потери до 15% организм еще может компенсировать. Эти потери происходят как за счет физиологической, так уже и за счет нефизиологической дисфункции (зеленая и желтая зоны). Но с увеличением угла наклона потерь начинают резко возрастать все виды поражений от $k=0,04-0,4$. На рисунке 3 дисфункции пяти позвонков стационарного течения уже соответствуют дисфункциям двух позвонков нестационарного течения, а далее по нарастающей.

Таким образом, уже наличие дисфункции двух позвонков нестационарного течения фактически меняет физиологическую дисфункцию на нефизиологическую. Поэтому травматические дисфункции выходят на первый план, что в реальной жизни мы и наблюдаем. Достаточно одной крупной дисфункции, чтобы произошло локальное ограничение движения (наклонов и поворотов), скручивания ТМО, не говоря уже о постепенном снижении общей работо-

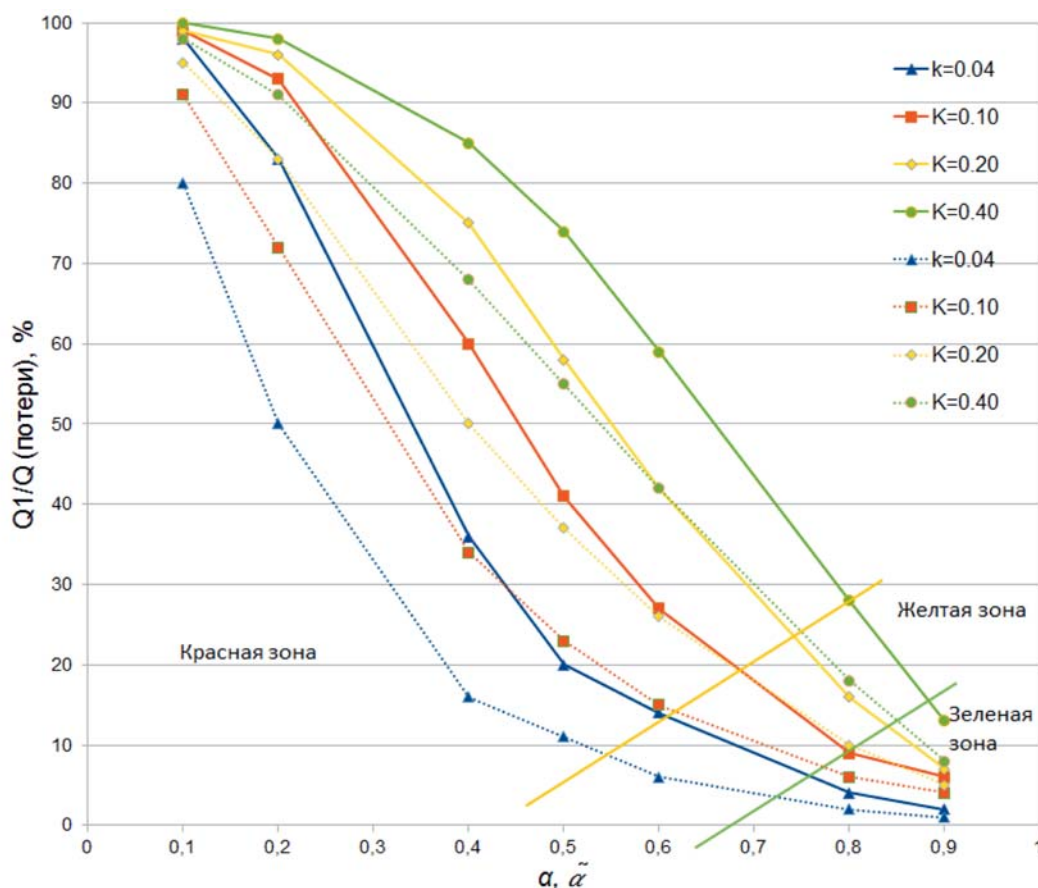


Рис. 3. Зависимость потери ликвора от глубины травматизации (%)

способности, меньшей выработки СМЖ самим мозгом, снижением функций внутренних органов, потерей максимальной силы в стандартных тестах. Такая адаптация приводит к перестройке биомеханики тела, когда человек вместо естественной походки приобретает старческие телодвижения. Позвоночник человека теряет общую гибкость, а вместе с ней и силу, в виде снижения собственного объема движений, человек скован, испытывает небольшие хронические боли, приводящие к асимметрии тела (анатомически), которые не дают полноценно жить и работать. Полученные результаты показаны с определенной долей точности, ориентируясь на изменение крутизны графиков и глубины дисфункции, которые с увеличением патологии локально будут уменьшать амплитуду движения. Возможно, что потери расхода СМЖ более 20% с глубиной поражения более 50% анатомически могут быть предельны, а далее идет разрушение самого позвонка или разрыв его связок. Тем не менее, модель показывает, что при любом наборе дисфункций все графики попадают в красную зону, где травматизация будет ощущаться острой болью, глубоким спазмом, отсутствием подвижности вообще и ступором биомеханики тела. Кроме этого, хорошо видно влияние глубины поражений на потери ликвора. Таким образом, нефизиологические (травматические) дисфункции являются главными повреждениями позвоночника. К ним относятся травмы: внутриутробного развития, родовые, острые травмы в течение жизни и глубокие психоэмоциональные. Резкое снижение потребности в полном объеме ликвора в спинальной полости ведет к уменьшению его производства в головном мозге и снижению газообмена CO_2 . Это ведет к снижению общей работоспособности, так как ликвор уже не в полной мере выполняет дренажную функцию, то есть отвод продуктов жизнедеятельности из головного мозга и позвоночника. Это

приведет к замедлению движений, ускоряющих старение тела, которое в первую очередь связано с нарушением биомеханики черепа, позвоночника и крестца, то есть КСМ, структурами управления производства ликвора, кровотоком, а не возрастным старением. Такая механика управляется изменением динамических параметров: функциональной связью скорости, давления и расхода, артериальной, венозной крови и СМЖ [9,10]. Кроме этого, начальное снижение когнитивных способностей в интервале 40-50 лет также связано с меньшей выработкой ликвора в целом [9]. Хотя после 50 лет происходит их восстановление за счет уменьшения самого мозга. Тем не менее, тот, кто в этот период не практиковал активную умственную деятельность, будет испытывать трудности в ее стабилизации. Общая схема варианта старения, по нашему мнению, выглядит так: наличие дисфункции в позвоночнике → снижение производства ликвора → уменьшение двигательной активности → уменьшение крови, поступающей в головной мозг, нарушение газообмена или усиление кровотока для улучшения питания головного мозга с возможным увеличением ВЧД → снижение когнитивных способностей → старение. Могут быть и два других варианта: нарушение биомеханики оси череп-крестец и хронически запущенные патологии головного мозга и тела в виде соматических заболеваний. Эти варианты в работе не рассматриваются, так как расчеты сделаны для широко распространенных патологий позвоночника – дисфункций ПДС – без сочетанных хронических заболеваний.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Двигательные патологии позвоночника резко нарушают интегральную биомеханику человека. Они изменяют общие стандарты движения человека, как в любой профессии, так и в спорте. Даже наличие нескольких дисфункций резко меняет биомеханику позвоночника в виде ограничения в привычных движениях, необходимых для полноценной жизни. Это особенно важно в пожилом возрасте, когда неустраненные дисфункции приводят к хроническим обострениям, сокращая продуктивную жизнь и трудовой ресурс человека. Поэтому важно выявить эти патологии на ранних стадиях, используя техники остеопатии, мануальной терапии, КТ, МРТ и другую высокотехнологичную аппаратуру, чтобы эффективно их лечить, восстанавливая сложную биомеханику тела. Объяснение этих патологий на основе гидродинамических параметров и биомеханики тела будет способствовать более правильной постановке диагноза. Кроме этого, приведённые расчеты расширяют понимание патологии позвоночника, объясняя снижение двигательных параметров тела (сила, гибкость, работоспособность) и когнитивных способностей человека.

В современном мире в связи с быстрым развитием IT-технологий и искусственного интеллекта создаются электромеханические протезы, искусственные суставы, позволяющие также восстанавливать утраченные движения. Параллельно, используя 3D-принтер, продвигаются технологии в перспективе ремонта любого органа (ткани) биомеханики тела. Для инвалидов этот путь развития также позволяет улучшить качество жизни, но в настоящее время он более затратный, нежели система психофизической тренировки по сохранению собственной подвижности. В конце концов, как всегда, процедура состязания здорового человека и человека с частично искусственной биомеханикой выявит победителя. В настоящее время при одинаковых затратах здоровый человек без искусственной биомеханики побеждает, имея лучшие возможности для развития, таким образом тема работы имеет приоритет.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Зверев А.Г. Роль ликвородинамики в физиологии человека. Москва : РВШОМ, 2015. Дипломная работа. 46 с.
2. Решетиллов В.И. Отток ликвора из подоболочного пространства // Вопросы нейрохирургии. 1982. № 6. С. 44-46.

3. Bert R.J., Settippalle N., Tiwana E. et al. The relationships among spinal CSF flows, spinal cord geometry, and vascular correlations: evidence of intrathecal sources and sinks // *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2019. P. 470-484.
4. Васильева Л.Ф. Мануальная диагностика и терапия. Санкт-Петербург : Фолиант, 2001. 398 с.
5. Солодков А.С., Сологуб Е.Б. Физиология спортивной деятельности. Санкт-Петербург, 1999. С. 70.
6. Armaly B.F., Durst F., Pereira J. Experimental and theoretical investigation of Backward – Facing Step Flow // *Journal of fluid mechanics*. 1983. Vol. 127. P. 473-496.
7. Зверев А.Г, Токарев Ю.Н. Неинвазивный подход в гидродинамике СМЖ в спинальной полости // *Биофизика*. 2022. Том 67, №1. С. 150-159.
8. Жарков П.Л. и др. Поясничные боли. Москва, 2001. 119 с.
9. Москаленко Ю.Е. и др. Функциональное единство систем внутричерепной гемодинамики, биомеханических свойств черепа и когнитивной деятельности мозга // *Региональное кровообращение и микроциркуляция*. 2010. С. 43-46.
10. Alperin N. et al. From cerebrospinal fluid pulsation to noninvasive intracranial compliance and pressure measured by MRI flow studies // *Current Medical Imaging*. 2006. Vol. 2. P. 122-124.
11. Bechter K., Schmitzy B.L. Cerebrospinal fluid outflow along lumbar nerves and possible relevance for pain research: case report and review // *Croatian Medical J*. 2014. N55. P. 399-404. DOI:10.3325/cmj.2014.55.399
12. Chen Long, Elias G., Yostos M. Ph et al. Pathways of cerebrospinal fluid outflow: a deeper understanding of resorption // *Neuroradiology*. 2015. Vol. 57. P. 139-147. DOI:10.1007/s00234-014-1461-9
13. Ben L.C., Lai J.T., Sinclair A.J., Wright B.L. et al. Cerebrospinal fluid and lumbar puncture: a practical review // *Journal of Neurology*. 2012. P.1530-1545. DOI:10.1007/s00415-012-6413-x
14. Kido D.K. et al. Human Spinal Arachnoid Villi and Granulations // *Neuroradiology*. 1976. Vol. 11. P. 221-228.

REFERENCES

1. Zverev AG. The role of cerebrospinal fluid dynamics in human physiology. Graduate Thesis. Moscow: RVShOM Publishing House; 2015. 46 p. (In Russ.)
2. Reshetilov VI. Cerebrospinal fluid outflow from the subshell space. *Voprosy Neurokhirurgii = Neurosurgery Issues*. 1982;(6):44-46. (In Russ.)
3. Bert RJ, Settippalle N, Tiwana E, et al. The relationships among spinal CSF flows, spinal cord geometry, and vascular correlations: evidence of intrathecal sources and sinks. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2019;470-484.
4. Vasilieva LF. Manual diagnostic and therapy. Saint-Petersburg: Foliant Publishing House; 2001. 398 p. (In Russ.)
5. Solodkov AS, Sologub EB. Physiology of sports activities. Saint-Petersburg; 1999. 70 p. (In Russ.)
6. Armaly BF, Durst F, Pereira J. Experimental and theoretical investigation of Backward – Facing Step Flow. *Journal of Fluid Mechanics*. 1983;127:473-496.
7. Zverev AG, Tokarev AS. Non-invasive approach in CSF fluid dynamics in the spinal cavity. *Biofizika = Biophysics*. 2002;67(1):150-159. (In Russ.)
8. Zharkov PL, et al. Lumbar pain. Moscow; 2001. 119 p. (In Russ.)
9. Moskalenko YuE, et al. Functional unity of intracranial hemo-CSF-dynamics systems, cranial biomechanical properties, and brain cognitive performance. *Regionalnoye Krovooobrashchenie i Mikrotsirkulyatsiya = Regional Blood Circulation and Microcirculation*. 2010:43-46. (In Russ.)
10. Alperin N, et al. From cerebrospinal fluid pulsation to noninvasive intracranial compliance and pressure measured by MRI flow studies. *Current Medical Imaging*. 2006;2:122-124.
11. Bechter K, Schmitzy BL. Cerebrospinal fluid outflow along lumbar nerves and possible relevance for pain research: case report and review. *Croatian Medical J*. 2014;55:399-404. DOI:10.3325/cmj.2014.55.399
12. Long C, Elias G, Yostos MP, et al. Pathways of cerebrospinal fluid outflow: a deeper understanding of resorption. *Neuroradiology*. 2015;57:139-147. DOI:10.1007/s00234-014-1461-9
13. Ben LC, Lai JT, Sinclair AJ, Wright BL, et al. Cerebrospinal fluid and lumbar puncture: a practical review. *Journal of Neurology*. 2012:1530-1545. DOI:10.1007/s00415-012-6413-x
14. Kido DK, et al. Human Spinal Arachnoid Villi and Granulations. *Neuroradiology*. 1976;11:221-228.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
The authors declare no conflicts of interest.

Статья поступила / The article received: 26.12.2024

Статья принята к печати / The article approved for publication: 12.02.2025