

Математическая модель сочетания бокового наклона и ротации позвонка

А.Ф. Гусев¹, В.В. Комиссаров², А.В. Гладков²

¹ Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии имени Я.Л. Цивьяна Минздрава России
630091, г. Новосибирск, ул. Фрунзе, 17

² Новосибирский государственный технический университет
630073, г. Новосибирск, пр. Карла Маркса, 20

Резюме

Важным разделом биомеханики позвоночника является анализ различных видов движений в сегментах позвоночника. Они плохо поддаются наблюдению, а постановка экспериментов довольно сложна. Статей, посвященных данной теме, немного, а изложенные в них методические подходы настолько неоднородны, что не позволяют проводить их сравнительный анализ. В этой ситуации абстрактный язык математики позволяет объективно ответить на возникающие вопросы. Целью исследования является разработка математической модели сегмента позвоночника для расчета сочетания углов ротации и бокового наклона позвонка, а также выявления влияющих на них факторов. **Материал и методы.** В качестве основного инструмента для исследования была использована разработанная математическая модель двигательного сегмента позвоночника. Ее исходными данными являлись координаты реперных точек позвонков, что позволяет определить целый ряд параметров, описывающих их сложное строение. С помощью данной модели рассчитаны параметры сочетания перемещения позвонка во фронтальной и горизонтальной плоскостях. **Результаты и их обсуждение.** Разработанная модель сочетания движений в сегменте позвоночника адекватна представлениям о характере движений в сегментах позвоночника. Коэффициент сочетания бокового наклона и поворота позвонка для шейных позвонков составляет от 0,5 до 0,7, для грудных – от 0,3 до 0,5, для поясничных – от 0,0 до 0,1. Колебания его значения зависят от величины угла наклона верхних суставных поверхностей нижележащего позвонка. Уменьшение размеров суставных поверхностей приводит к уменьшению величины угловых перемещений позвонка, а их сближение – к увеличению подвижности в сегментах позвоночника. Отрицательный угол наклона суставных поверхностей вызывает противоположную ротацию позвонка.

Ключевые слова: математическая модель, позвоночник, ротация, угловые параметры, моделирование движения.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Автор для переписки: Гусев А.Ф., e-mail: agusev@niito.ru

Для цитирования: Гусев А.Ф., Комиссаров В.В., Гладков А.В. Математическая модель сочетания бокового наклона и ротации позвонка. *Сибирский научный медицинский журнал*. 2024;44(4):71–77. doi: 10.18699/SSMJ20240407

A mathematical model of the combination of lateral tilt and rotation of the vertebra

A.F. Gusev¹, V.V. Komissarov², A.V. Gladkov²

¹ Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics n.a. Ya.L. Tsivyan of Minzdrav of Russia
630091, Novosibirsk, Frunze st., 17

² Novosibirsk State Technical University
630073, Novosibirsk, Karla Marksa ave., 20

Abstract

An important section of spinal biomechanics is the analysis of various types of movements in spinal segments, which are difficult to observe, and setting up experiments is quite complex. There are few articles devoted to this topic, and the methodological approaches outlined in these studies are so heterogeneous that they do not allow for a comparative

analysis. In this situation, the abstract language of mathematics allows us to objectively answer the questions that arise. Aim of the study was to develop a mathematical model of a spinal segment to calculate the combination of rotation angles and lateral inclination of the vertebra, as well as to identify factors influencing these parameters. **Material and methods.** The developed mathematical model of the motion segment of the spine was used as the main tool for the study. The initial data for this model were the coordinates of the reference points of the vertebrae, which makes it possible to determine a number of parameters describing their complex structure. Using this model, the parameters of the combination of vertebral movement in the frontal and horizontal planes were calculated. **Results and discussion.** The developed model of the combination of movements in the spinal segment is adequate to the ideas about the nature of movements in the spinal segments. The coefficient of combination of lateral tilt and rotation of the vertebra for the cervical vertebrae is from 0.5 to 0.7, for the thoracic vertebrae from 0.3 to 0.5, and for the lumbar vertebrae from 0.0 to 0.1. Fluctuations in the value of this coefficient depend on the angle of inclination of the upper articular surfaces of the underlying vertebra. Reducing the size of the articular surfaces leads to a decrease in the magnitude of the angular movements of the vertebra, and their convergence leads to an increase in mobility in the spinal segments. A negative angle of inclination of the articular surfaces causes opposite rotation of the vertebra.

Key words: mathematical model, spine, rotation, angular parameters, motion modeling.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Correspondence author: Gusev A.F., e-mail: agusev@niito.ru

Citation: Gusev A.F., Komissarov V.V., Gladkov A.V. A mathematical model of the combination of lateral tilt and rotation of the vertebra. *Sibirskij nauchnyj medicinskij zhurnal* = *Siberian Scientific Medical Journal*. 2024;44(4):71–77. [In Russian]. doi: 10.18699/SSMJ20240407

Введение

Одним из разделов биомеханики позвоночника является анализ различных видов движений в сегментах позвоночника. Особенности анатомического строения суставных отростков С3–С7 позвонков позволяют утверждать, что ротационные движения в изолированном виде в этих сегментах невозможны [1]. О ротационной подвижности сегментов позвоночника и ее сочетания с другими видами движений в литературе имеется мало сообщений. Причина этого, по нашему мнению, кроется в том, что этот вид движений плохо поддается наблюдению, а постановка экспериментов довольно сложна. Тем не менее такие попытки предпринимались рядом ученых с использованием различных методик.

А.А. White et al., проведя изучение подвижности позвоночника в трех плоскостях на трупном материале, описали перемещение позвонка по типу спиральной оси движения [2, 3]. Напротив, А.В. Schultz et al. с помощью математической модели, определяя подвижность сегментов поясничного отдела позвоночника и их сочетание, пришли к заключению, что боковой наклон в поясничном отделе позвоночника не сопровождается ротацией в горизонтальной плоскости [4]. Ряд исследователей указывают на парадоксальное увеличение осевого вращения и бокового наклона поясничного отдела позвоночника в случаях, когда движение совершается в положении сгибания [5–7]. В других работах не выявлено увеличения диапазона комбинированных движений в этой ситуации [8–10]. Наконец, некоторые авторы предполагают, что движение в одном грудном

сегменте позвоночника может влиять на подвижность в поясничном сегменте [11, 12].

Несмотря на клинические исследования и эксперименты на препаратах позвоночника, приводимые данные весьма разноречивы. Помимо этого такой подход к изучению движений в позвоночнике не позволяет проанализировать все варианты движений в каждом двигательном сегменте как нормального, так и патологически измененного позвоночника. Количественная оценка того, как один вид движения влияет на другие движения, сложна, и статей, посвященных этой теме, немного, а изложенные в них методические подходы настолько неоднородны, что не позволяют проводить их сравнительный анализ [13]. Мы предприняли собственное исследование с целью разработки математической модели сегмента позвоночника для расчета сочетания углов ротации бокового наклона позвонка, а также выявления влияющих на них факторов.

Материал и методы

Для разработки модели нами использованы ранее полученные координаты реперных точек всех позвонков в трех проекциях и рассчитан ряд параметров, характеризующих особенности их анатомического строения, включая угол наклона суставных поверхностей к заднему контуру тела позвонка [1, 14]. Мы исходим из того, что плоскость ориентации верхних суставных поверхностей нижележащего позвонка регламентирует перемещение вышележащего позвонка в каждом двигательном сегменте позвоночника. Это перемещение осуществляется одновременно в каждой

суставной паре и имеет обратное направление. Ось, вокруг которой совершается движение, находится на середине отрезка, соединяющего центры суставных поверхностей, и перпендикулярна к этой плоскости. Плоскость суставных поверхностей, в которой совершается их перемещение, располагается под углом к заднему контуру тела позвонка [1, 14]. Амплитуда ротации вышележащего позвонка оценивается по проекции этого угла на горизонтальную плоскость, а амплитуда бокового наклона позвонка оценивается в проекции на фронтальную плоскость.

Исходными данными для моделирования являются (рис. 1):

L – длина левой верхней суставной поверхности позвонка;

A – точка контакта левой пары сочленяющихся суставных поверхностей позвонка – середина левой верхней суставной поверхности;

B – точка контакта правой пары сочленяющихся суставных поверхностей позвонка – середина правой верхней суставной поверхности;

D – точка, лежащая на середине отрезка AB ;

α – угол наклона верхних суставных поверхностей к заднему контуру тела позвонка.

Начало координат лежит в точке D , а ось OY проходит через точки A и B .

Исходя из данной схемы, можно записать координаты точек A и B как в исходном положении,

так и после их перемещения по суставной поверхности на угол $\Delta\varphi$ в положение A_1B_1 . Граничным условием совершаемого перемещения сочленяющихся суставных поверхностей является перемещение точки A на половину длины суставной поверхности верхнего суставного отростка нижележащего позвонка. В плоскости, проходящей через начало координат и образующей угол α с осью OZ , вращается радиус-вектор R (рис. 2). Задаваемой переменной является угол $\Delta\varphi$ – центральный угол поворота радиус-вектора в плоскости суставных поверхностей при перемещении точки A в плоскости суставных поверхностей в положение A_1 при данном угле α . Нормаль к плоскости перпендикулярна оси OY . В плоскости перемещения суставных поверхностей угол радиуса-вектора с осью OY меняется от 0 до угла $\Delta\varphi$. Требуется определить угол между проекциями этого радиуса-вектора на плоскость XOY ($z = 0$) ($\Delta\psi$ – угол вращения позвонка) и на плоскость ZOY ($\Delta\omega$ – угол бокового наклона позвонка), а также соотношение величины этих углов.

Исходя из этих условий, можно определить угол между проекциями вектора в плоскости XOY (угол $A'D'A_1'$) (угол в горизонтальной плоскости):

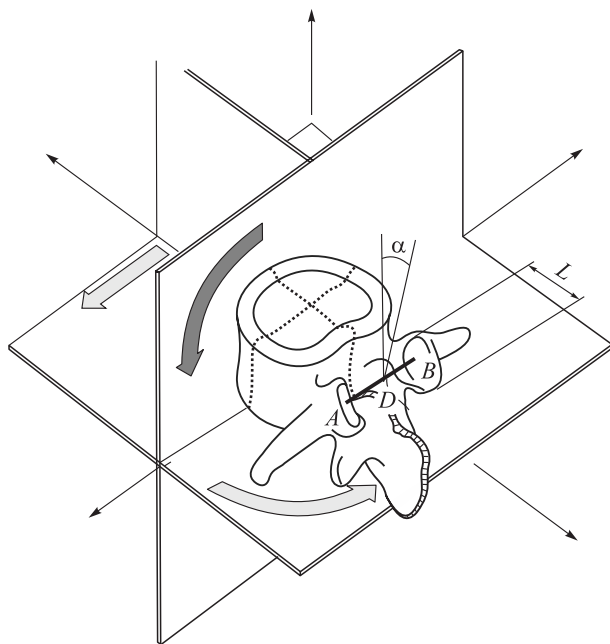


Рис. 1. Общая схема модели сочетания видов движений в двигательном сегменте позвоночника

Fig. 1. General diagram of the model for combining types of movements in the motor segment of the spine

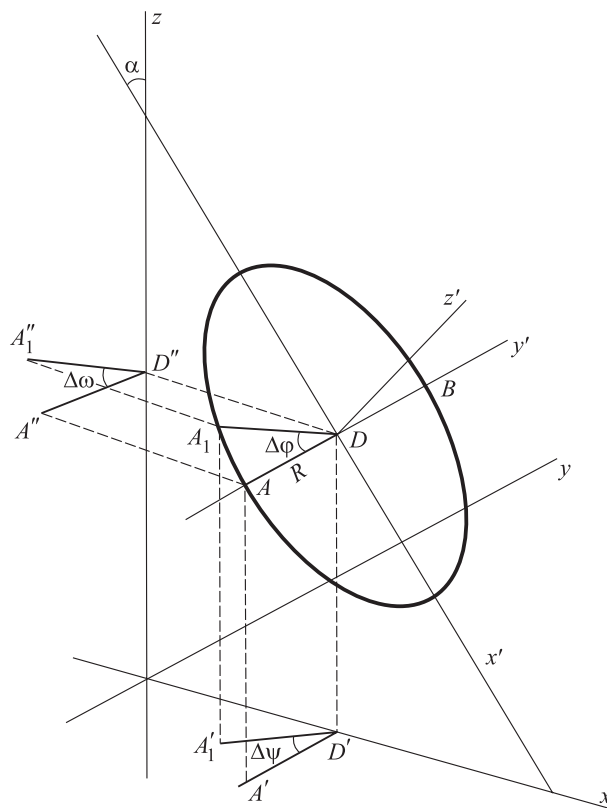


Рис. 2. Расчетная схема сочетания угла поворота и наклона в позвоночном двигательном сегменте

Fig. 2. Calculation scheme for combining the angle of rotation and tilt in the spinal motion segment

$$\Delta\psi = \arccos\left(\frac{\cos\Delta\varphi}{\sqrt{\cos^2\Delta\varphi + \sin^2\alpha \cdot \sin^2\Delta\varphi}}\right).$$

Аналогичным образом определяется угол между проекциями вектора в плоскости ZOY (угол $A''D''A_1''$) (угол во фронтальной плоскости):

$$\Delta\omega = \arccos\left(\frac{\cos\Delta\varphi}{\sqrt{\cos^2\Delta\varphi + \cos^2\alpha \cdot \sin^2\Delta\varphi}}\right).$$

Коэффициент сочетания ротации и бокового наклона:

$$k = \frac{|\Delta\psi|}{|\Delta\omega|}.$$

Таблица 1. Сочетание угла бокового наклона и угла поворота позвонков при $\Delta\varphi = 5^\circ$

Table 1. Combination of lateral tilt angle and vertebral rotation angle at $\Delta\varphi = 5^\circ$

Позвонок	$\Delta\psi$, град	$\Delta\omega$, град	$k = \Delta\psi/\Delta\omega $	α , град
C2	2,8	4,2	0,67	—
C3	2,2	4,5	0,50	33,7
C4	2,9	4,1	0,72	26,6
C5	2,8	4,1	0,69	35,8
C6	2,3	4,4	0,53	34,5
C7	1,9	4,6	0,42	27,8
Th1	2,4	4,4	0,54	22,8
Th2	1,9	4,6	0,42	28,5
Th3	1,6	4,7	0,33	22,8
Th4	2,1	4,5	0,47	18,4
Th5	2,1	4,6	0,45	25,2
Th6	1,7	4,7	0,37	24,2
Th7	1,8	4,7	0,39	20,2
Th8	1,9	4,6	0,40	21,3
Th9	1,8	4,7	0,39	21,8
Th10	1,7	4,7	0,36	21,4
Th11	1,8	4,7	0,39	20,0
Th12	0,4	5,0	0,08	21,4
L1	0,3	5,0	0,07	4,4
L2	0,3	5,0	0,07	3,8
L3	0,0	5,0	0,00	3,8
L4	-0,3°	5,0	0,05	0,0
L5	0,6	5,0	0,12	-3,1
S1	—	—	—	7,1

Примечание. $\Delta\psi$ – угол поворота в горизонтальной плоскости; $\Delta\omega$ – угол наклона во фронтальной плоскости; k – коэффициент сочетания ротации и бокового наклона; α – угол наклона верхней суставной поверхности.

Анализ этих выражений позволяет заключить, что видимый угол бокового наклона и поворота позвонка, а также их сочетание зависят от угла α . Зная величину угла α и задавая значения $\Delta\psi$, можно определить $\Delta\omega$ и наоборот.

Результаты и их обсуждение

Проведенные расчеты вариантов наклона суставных поверхностей каждого позвонка позволили определить коэффициенты сочетания бокового наклона и осевой ротации для каждого сегмента позвоночника (табл. 1). Анализ этих па-

Таблица 2. Сочетание амплитуды бокового наклона и ротации позвонка при моделировании угла наклона верхних суставных поверхностей нижележащего позвонка к заднему контуру его тела при $\Delta\varphi = 5^\circ$

Table 2. Combination of the amplitude of lateral inclination and vertebral rotation when modeling the angle of inclination of the upper articular surfaces of the underlying vertebra to the posterior contour of its body at $\Delta\varphi = 5^\circ$

α	$\Delta\psi$, град	$\Delta\omega$, град	$k = \Delta\psi/\Delta\omega $
0	0,0	5,0	0,00
5	0,4	5,0	0,09
10	0,9	4,9	0,18
15	1,3	4,8	0,27
20	1,7	4,7	0,36
25	2,1	4,5	0,47
30	2,5	4,3	0,58
35	2,9	4,1	0,70
40	3,2	3,8	0,84
45	3,5	3,5	1,00
50	3,8	3,2	1,19
55	4,1	2,9	1,43
60	4,3	2,5	1,73
65	4,5	2,1	2,14
70	4,7	1,7	2,74
75	4,8	1,3	3,72
80	4,9	0,9	5,66
85	5,0	0,4	11,40
90	5,0	0,0	—

Примечание. α – угол наклона верхних суставных поверхностей позвонка C5; $\Delta\omega$ – угол поворота позвонка C4 во фронтальной плоскости; $\Delta\psi$ – угол поворота позвонка C4 в горизонтальной плоскости; $\Delta\psi/\Delta\omega$ – коэффициент сочетания угла поворота и угла наклона.

раметров показал, что коэффициент соотношения амплитуды бокового наклона и ротации позвонка для двигательных сегментов шейного отдела варьирует в пределах от 0,5 до 0,7, для сегментов грудного отдела – от 0,3 до 0,5, а для поясничных сегментов – от 0,0 до 0,1, т. е. величина угла ротации всегда превосходит величину угла бокового наклона. Колебания значения этого коэффициента для каждого двигательного сегмента на протяжении отдела позвоночника зависят от величины угла наклона верхних суставных поверхностей нижележащего позвонка к заднему контуру тела этого позвонка. В качестве доказательства этого положения проведен эксперимент на примере сегмента С4–С5 (табл. 2).

Анализ полученных данных наглядно демонстрирует зависимость коэффициента сочетания движений от изменения угла наклона суставных поверхностей. Как показали эксперименты, по мере совершения движения (увеличение угла $\Delta\varphi$) в данном диапазоне прирост величины угла бокового наклона и ротации носит линейный характер, а коэффициент сочетания этих видов движения в данном сегменте позвоночника сохраняет свое значение (рис. 3). При наклоне суставных поверхностей к телу позвонка под углом 45° графики совпадают, и коэффициент их сочетания равен 1,0. Дальнейшее увеличение угла наклона суставных поверхностей приводит к преобладанию угла бокового наклона над величиной угла ротации позвонка.

Были проведены эксперименты по моделированию различных патологических состояний

верхних суставных отростков позвонка за счет поочередного изменения значения исходных величин. Тем самым мы попытались выявить изолированное влияние того или иного параметра на величину и характер перемещения тела позвонка, а также определить соотношение простых видов движений между собой в этих условиях. Уменьшение размеров суставных поверхностей приводит к снижению величины угловых перемещений позвонков, и за счет этого уменьшается значение коэффициента сочетания движений. Сближение суставных поверхностей, характерное для костного стеноза позвоночного канала, сопровождается увеличением подвижности в сегментах позвоночника.

С целью проверки адекватности модели нами разработан прибор для измерения каждого из простых видов движения в шейном отделе позвоночника при различных произвольных движениях головы (рис. 4) [15]. Прибор, смонтированный на шлеме, состоит из компаса на карданной подвеске, что позволяет измерять угол вращения в горизонтальной плоскости независимо от положения головы и транспортира с отвесом, благодаря чему можно измерять величину наклона головы во фронтальной плоскости. Методика исследования предусматривает жесткую фиксацию надплечий исследуемого в положении сидя. Плоскость лица располагается во фронтальной плоскости. После установки нулевых точек отсчета на компасе и транспортире пациенту предлагается совершить произвольный максимальный поворот головы в одну из сторон, после чего снимаются показания

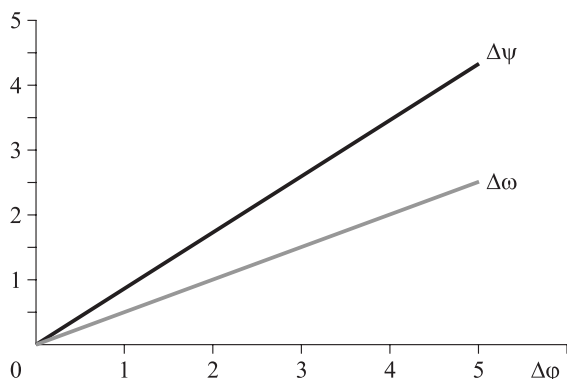


Рис. 3. График ротации и бокового наклона позвонка при ориентации суставных поверхностей под углом $\alpha = 30^\circ$

Fig. 3. Graph of rotation and lateral inclination of a vertebra when the articular surfaces are oriented at an angle $\alpha = 30^\circ$

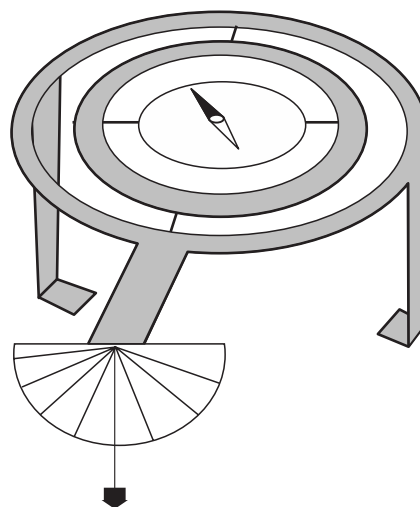


Рис. 4. Схема прибора для определения сочетания бокового наклона и ротации

Fig. 4. Diagram of the device for determining the combination of lateral tilt and rotation

на транспорте и компасе. Затем из исходного положения пациент совершает поворот головы в каждую из сторон с сохранением вертикального положения головы, что контролируется показаниями транспортира. В этом положении снимаются показания на компасе.

Мы исходили из того, что поворот головы в ее строго вертикальном положении исчерпывает ротационную подвижность в атлanto-аксиальном сочленении. В этих условиях дальнейший прирост как ротации, так и бокового наклона будет осуществляться за счет нижележащих двигательных сегментов. Нами проведено обследование 150 человек в возрасте 20–22 лет, не имеющих жалоб со стороны шейного отдела позвоночника; из них мужчин 70, женщин 80. Анализ полученных данных показал, что амплитуда движений в шейном отделе позвоночника и их сочетание существенной разницы в половых группах не имеют. Поворот головы вокруг вертикальной оси составил $78,7^\circ \pm 0,3^\circ$ (среднее арифметическое $\pm$ ошибка среднего), а при дополнительном боковом наклоне в одну сторону (в среднем на $6,8^\circ$) ротация головы увеличилась на $12,9^\circ \pm 1,0^\circ$, т. е. до $91,6^\circ \pm 0,4^\circ$, коэффициент сочетания видов движения составил 0,5, что соответствует расчетным данным (см. табл. 1). Боковой наклон головы равнялся $49,9^\circ \pm 0,3^\circ$, а при ее повороте увеличивался на $26,7^\circ \pm 0,2^\circ$, что составило $78,7^\circ \pm 0,3^\circ$. Коэффициент корреляции Пирсона между боковым наклоном головы и ее поворотом составил 0,576 ($p < 0,01$).

Выводы

1. Разработанная модель сочетания движений в сегменте позвоночника адекватна нашим представлениям о характере движений в сегментах позвоночника.

2. Коэффициент сочетания бокового наклона и поворота позвонка для двигательных сегментов шейного отдела варьировал в пределах от 0,5 до 0,7, для сегментов грудного отдела – от 0,3 до 0,5, для поясничных сегментов – от 0,0 до 0,1, т. е. величина угла ротации всегда превосходит величину угла бокового наклона.

3. Колебания значения коэффициента сочетания бокового наклона и поворота позвонка в пределах каждого отдела позвоночника зависят от значения угла наклона верхних суставных поверхностей нижележащего позвонка к заднему контуру его тела.

4. Уменьшение размеров суставных поверхностей приводит к снижению величины угловых перемещений позвонков и за счет этого уменьшается коэффициент сочетания движений. Сближе-

ние суставных поверхностей приводит к увеличению подвижности в сегментах позвоночника.

5. Отрицательный угол наклона суставных поверхностей вызывает противоположную ротацию позвонка в горизонтальной плоскости.

Список литературы / References

1. Гладков А.В., Гусев А.Ф. Морфометрия позвоночника. В кн. *Повреждения и заболевания позвоночника: сб. науч. тр. ЛНИИТО*. Л., 1986. С. 84–92.

Gladkov A.V., Gusev A.F. Morphometry of the spine. In: *Injuries and diseases of the spine*. Leningrad, 1986. P. 84–92. [In Russian].

2. White A.A., Panjabi M.M. Clinical biomechanics of the spine. Lippincott, 1990. 722 p.

3. White A.A., Panjabi M.M. The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1978;3(1):12–20. doi: 10.1097/00007632-197803000-00003

4. Schultz A.B., Warwick P.N., Berkson M.N., Nachemson F.L. Mechanical properties human lumbar spine motion segments. Part 1. Responses in flexion, extension, lateral bending and torsion. *J. Biomech. Eng.* 1979;101:46–52.

5. Drake J.D., Callaghan J.P. Do flexion/extension postures affect the in vivo passive lumbar spine response to applied axial twist moments? *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*. 2008;23(5):510–519. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.12.005

6. Panjabi M., Yamamoto I., Oxland T., Crisco J. How does posture affect coupling in the lumbar spine? *Spine (Phila Pa 1976)*. 1989;14(9):1002–1011. doi: 10.1097/00007632-198909000-00015

7. Pearcy M., Hindle R. Axial rotation of lumbar intervertebral joints in forward flexion. *Proc. Inst. Mech. Eng. H*. 1991;205(4):205–209. doi: 10.1243/PIME_PROC_1991_205_295_02

8. Burnett A., O'Sullivan P., Ankarberg L., Gooding M., Nelis R., Offermann F., Persson J. Lower lumbar spine axial rotation is reduced in end-range sagittal postures when compared to a neutral spine posture. *Man. Ther.* 2008;13(4):300–306. doi: 10.1016/j.math.2007.01.016

9. Gunzburg R., Hutton W., Fraser R. Axial rotation of the lumbar spine and the effect of flexion. An in vitro and in vivo biomechanical study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16(1):22–28. doi: 10.1097/00007632-199101000-00004

10. Haj A., Weisman A., Masharawi Y. Lumbar axial rotation kinematics in men with non-specific chronic low back pain. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*. 2019;61:192–198. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.12.022

11. Montgomery T., Boocock M., Hing W. The effects of spinal posture and pelvic fixation on trunk rotation range of motion. *Clin. Biomech. (Bristol,*

Avon). 2011;26(7):707–712. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.02.010

12. Nairn B., Drake J. Impact of lumbar spine posture on thoracic spine motion and muscle activation patterns. *Hum. Mov. Sci.* 2014;37:1–11. doi: 10.1016/j.humov.2014.06.003

13. Anatomy Standard. Combination of Motions in Multiple Anatomical Planes. Available at: <https://anatomystandard.com/biomechanics/spine/combinations-of-motions.html>.

14. Гладков А.В., Комиссаров В.В. Морфометрия как первый шаг по пути моделирования двигательного сегмента позвоночника. *Вестн. Сиб. ун-та потреб. кооперации*. 2015;(2):93–102.

Gladkov A.V., Komissarov V.V. Morphometry as a starting point in modeling spinal motion segment. *Vestnik Sibirskogo universiteta potrebitel'skoy kooperatsii = Bulletin of the Siberian University of Consumer Cooperation*. 2015;(2):93–102. [In Russian].

15. Гладков А.В., Таматаев Р.В. Прибор для измерения сочетанных движений в шейном отделе позвоночника. *Проблемы хирургии позвоночника и спинного мозга*: сб. тр. конф., Новосибирск, 25–26 апреля 1996 г. Новосибирск, 1996. С. 147.

Gladkov A.V., Tamataev R.V. Device for measuring combined movements in the cervical spine. *Problems of spine and spinal cord surgery*: proc. conf., Novosibirsk, April 25–26, 1996. Novosibirsk, 1996. P. 147. [In Russian].

Сведения об авторах:

Гусев Аркадий Федорович, к.м.н., ORCID: 0000-0003-1572-0089, e-mail: AGusev@niito.ru

Комиссаров Валентин Владиславович, к.ф.-м. н., ORCID: 0000-0001-5372-1061, e-mail: vkmsrrv@yandex.ru

Гладков Александр Вячеславович, д.м.н., ORCID: 0000-0003-1316-8614, e-mail: avg48@mail.ru

Information about the author:

Arkady F. Gusev, candidate of medical sciences, ORCID: 0000-0003-1572-0089, e-mail: AGusev@niito.ru

Valentin V. Komissarov, candidate of physical and mathematical sciences, ORCID: 0000-0001-5372-1061, e-mail: vkmsrrv@yandex.ru

Aleksandr V. Gladkov, doctor of medical sciences, ORCID: 0000-0003-1316-8614, e-mail: avg48@mail.ru

Поступила в редакцию 18.01.2024

После доработки 17.04.2024

Принята к публикации 07.05.2024

Received 18.01.2024

Revision received 17.04.2024

Accepted 07.05.2024