

Научная статья

DOI: 10.15593/2499-9873/2022.4.04

УДК 616-073.585 : 004.4

**И.Д. Шитоев<sup>1,2</sup>, В.Ю. Столбов<sup>1</sup>,  
С.В. Муравьев<sup>2</sup>, В.Н. Никитин<sup>1,2</sup>, Г.З. Кляюн<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь, Россия

<sup>2</sup> ООО «Йорд Тех», Пермь, Россия

## **ЦИФРОВЫЕ МОДЕЛИ И ИНСТРУМЕНТЫ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ТРЕХМЕРНОЙ ДЕФОРМАЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА НА ОСНОВЕ ДАННЫХ СТЕРЕОФОТОГРАММЕТРИИ**

Сколиоз является самым распространенным заболеванием ортопедического профиля у детей, которое чаще всего приводит к инвалидизации. Актуальной задачей современного этапа развития диагностики деформации позвоночника является поиск и внедрение новых доступных методов неинвазивной безопасной диагностики деформации позвоночника на ранних стадиях, поскольку существующие методы диагностики позволяют выявить деформацию позвоночного столба в трех плоскостях при развитии сколиоза, однако имеют ряд ограничений для применения, поскольку для их осуществления используется либо рентгеновское излучение, либо диагностические установки, требующие сложного монтажа в отдельном помещении и обучения эксплуатирующего персонала. В связи с этим возникает актуальная необходимость разработки цифровых инструментов для диагностики деформации позвоночника, которые бы нивелировали указанные сложности в клинической практике. Целью исследования стала разработка математического алгоритма для идентификации деформации позвоночного столба в горизонтальной плоскости по данным фотограмметрической оценки трехмерной модели поверхности спины человека, которая была получена по результатам функционирования оригинального программного обеспечения для персонального телекоммуникационного устройства. Алгоритм оценки деформации позвоночного столба представляет собой последовательность четырех этапов: репозиция системы координат, стратификация линии позвоночника на сегменты, расчет ротации V-сегментов, сепарация отношений V-сегментов к физиологическим изгибам позвоночника и визуализация деформации позвоночника в горизонтальной плоскости. Разработанный алгоритм обладает рядом преимуществ по сравнению с разработанными ранее: позволяет идентифицировать ротацию отдельных позвонков и торсии позвоночника в целом, реализуется в отношении всех позвонков грудного и поясничного отдела, тем самым обеспечивая возможность дифференцированной диагностики форм деформации позвоночника – от нарушения осанки до сколиоза. Описанный алгоритм является отдельной частью для модульного программного обеспечения, позволяющего проводить диагностику деформации позвоночного столба при помощи персонального телекоммуникационного устройства. Настоящий алгоритм может быть использован в комплексной оценке нарушения осанки и сколиоза, мониторинга динамики деформации позвоночного столба в реабилитационном процессе.

**Ключевые слова:** позвоночник, сколиоз, диагностика, стереофотограмметрия, деформация, трехмерная модель, программное обеспечение.

I.D. Shitoev<sup>1,2</sup>, V.Y. Stolbov<sup>1</sup>, S.V. Muravyev<sup>2</sup>,  
V.N. Nikitin<sup>1,2</sup>, G.Z. Kloyan<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation

<sup>2</sup> Limited Liability Company «Yord Tech», Perm, Russian Federation

## DIGITAL MODELS AND TOOLS FOR DIAGNOSING THREE-DIMENSIONAL SPINAL DEFORMITY BASED ON STEREOPHOTOGRAMMETRY DATA

Scoliosis is the most common orthopedic disease in children, which most often leads to disability. An urgent task of the current stage of the development of spinal deformity diagnostics is the search and introduction of new available methods of non-invasive safe diagnosis of spinal deformity at early stages, since existing diagnostic methods can detect spinal column deformity in three planes during the development of scoliosis, however, they have a number of limitations for use, since either X-ray radiation or diagnostic installations are used for their implementation, requiring complex installation in a separate room and training of operating personnel. In this regard, there is an urgent need to develop digital tools for the diagnosis of spinal deformity, which would neutralize these difficulties in clinical practice. The aim of the study was to develop a mathematical algorithm for identifying the deformation of the spinal column in the horizontal plane according to the photogrammetric evaluation of a three-dimensional model of the surface of the human back, which was obtained from the results of the operation of the original software for a personal telecommunications device. The algorithm for assessing spinal column deformity is a sequence of four stages: reposition of the coordinate system, stratification of the spine line into segments, calculation of the rotation of V-segments, separation of the V-segment ratios to the physiological bends of the spine and visualization of spinal deformity in the horizontal plane. The developed algorithm has a number of advantages compared to those developed earlier: it allows to identify the rotation of individual vertebrae and torsion of the spine as a whole, is implemented in relation to all vertebrae of the thoracic and lumbar spine, thereby providing the possibility of differentiated diagnosis of forms of spinal deformity – from posture disorders to scoliosis. The described algorithm is a separate part for modular software that allows diagnostics of spinal column deformity using a personal telecommunication device. This algorithm can be used in a comprehensive assessment of posture disorders and scoliosis, monitoring the dynamics of spinal column deformity in the rehabilitation process.

**Keywords:** spine, scoliosis, diagnostics, stereophotogrammetry, deformity, 3D model, software.

### Введение

Сколиоз – самое распространенное заболевание позвоночного столба у детей и подростков [1], логично проявляющееся прогрессирующим искривлением позвоночника. С позиции пространственной геометрии позвоночник представляет собой кривую, которая в состоянии нормы имеет ряд физиологических изгибов в сагиттальной плоскости – кифоза (грудной и формально крестцовый) и лордоза (поясничный и шейный) [2]. Формальность крестцового кифоза связана с тем, что в норме крестец представляет собой конгломерат неподвижно сросших позвонков [3]. С позиции этиопатогенеза сколиоз пред-

ставляет собой ряд последовательных событий, которые могут быть кратко описаны тремя основными этапами [4]:

1. Усугубление (углубление или уплощение) физиологических изгибов – формирование деформации в сагиттальной плоскости.

2. Развитие асимметрии костей плечевого пояса – по причине возникновения бокового искривления позвоночника – деформации во фронтальной плоскости.

3. Ротация позвонков и торсия (совокупная ротация нескольких позвонков) позвоночника – деформация позвоночника в горизонтальной плоскости. На этом этапе позвоночник имеет три плоскости деформации, а возникшее патологическое состояние номинально идентифицируется как сколиоз.

Важность своевременной и точной интерпретации геометрических характеристик пространственного расположения позвоночного столба неоспорима, поскольку при формировании сколиоза значительно возрастает необходимость проведения дифференцированных реабилитационных мероприятий [5] и более пристального внимания к динамике усугубления деформации позвоночного столба вплоть до остановки прогрессирования сколиоза или принятия решения об оперативном лечении или ортезировании – назначении технических средств реабилитации [6].

Существующие инструменты клинической диагностики деформации позвоночника представлены двумя основными группами: лучевыми и оптическими. Рентгенография позвоночника – «золотой» стандарт диагностики деформаций позвоночника [7] у детей, которая наряду с компьютерной рентгеновской томографией и EOS-сканированием [8] формирует группу лучевых методов диагностики. Алгоритмы диагностики деформации позвоночника по результатам рентгенографии достаточно изучены, а результаты таких алгоритмов – углы Кобба и сегрегация тяжести сколиоза по Чаклину [9] – заслуженно являются общепринятыми принципами дифференцирования сколиоза по степени тяжести. Единственным современным недостатком применения рентгенографии для мониторинга сколиоза является актуальность возникновения значительной лучевой нагрузки, которая при частом применении в диагностике деформации позвоночника может привести к развитию нежелательных явлений, связанных с ионизирующим излучением [10].

Вторая группа инструментов диагностики сколиоза – оптические методы, которые реализуются двумя основными устройствами – компьютерным оптическим топографом (КомОТ/КОТ/ТОДП, ООО «МЕТОС», г. Новосибирск) [11] и установкой для растровой стереографии «DIERS» (DIERS International GmbH, Schlangenbad, Germany) [12; 13]. Оба указанных программно-аппаратных комплекса реализуют один и тот же принцип функционирования, основанный на математическом анализе деформации световой решетки [14], отраженной от поверхности спины объекта исследования. Оба инструмента надежно зарекомендовали себя для проведения мониторинга деформации позвоночника в большой выборке детей и подростков [15; 16], а результаты проведенных научных исследований показали уверенную валидность метода в сравнении с результатами рентгенографии позвоночника [8]. Наиболее значимым преимуществом этих устройств и принципов их функционирования является полное отсутствие лучевой нагрузки на пациента, в то же время оба этих устройства обладают отдельными эксплуатационными характеристиками – как то их значительная габаритность, требующая размещения в отдельном помещении, и необходимость качественного монтажа установки в целом – ограничивают их доступность для проведения масштабных диагностических популяционных «срезов» [17].

Ограничения, связанные с использованием существующих методов, требуют применения современных безопасных методов диагностики. Наиболее оптимальным с этой позиции кажется разработка алгоритмов оценки степени деформации поверхности при помощи метода фотограмметрии [18], который получил широкое распространение в антропологии и посмертной судебно-медицинской экспертизе [19] для оценки повреждений мягких тканей. Следует отметить, что современное развитие технологии фотограмметрии живых объектов, прежде всего, связано с построением принципиальной трехмерной модели объекта без реализации алгоритмов антропометрии и антропоскопии [20]. Таким образом, предложенный алгоритм идентификации деформации позвоночника в горизонтальной плоскости является пионерским в прикладном применении, а перспективность его прикладного использования связана с возможностью качественной идентификации сколиоза в целом и количественной идентификации угловых параметров выраженности деформации позвоночника.

**Цель исследования** – разработать математическое и программное обеспечение идентификации деформации позвоночного столба в горизонтальной плоскости на основании пространственных характеристик трехмерной модели поверхности спины.

### **Материалы и методы**

В качестве объекта исследования была выбрана трехмерная модель поверхности спины, реализованная в стереофотограмметрическом модуле (Agisoft MetaShape, ООО «Живой софт», г. Санкт-Петербург, Россия, далее – СФММ). Для получения позиционирования трехмерной модели использовался сет фотоснимков (70–120 шт.) поверхности спины модели, полученный с разных ракурсов при помощи фотокамеры персонального телекоммуникационного устройства (далее – ПТУ, смартфона марки Xiaomi Mi 10T Pro, 小米集團, КНР). Кроме указанного сета выполнялся «фронтальный» (фасный) снимок поверхности спины. Также для получения трехмерной модели поверхности спины регистрировались данные шестиосевой инерционной системы ПТУ (как на протяжении всей съемки, так и при выполнении «фронтального» снимка), которые вместе с фотоснимками стали предметом обработки разработанного программного обеспечения для ПТУ ScolView© (ООО «Йорд Тех», Российская Федерация).

Таким образом, в качестве результата функционирования разработанного программного обеспечения и его выходного воздействия была получена трехмерная модель позвоночника, соответствующая кривой, отложенной от точки  $N_0$  до  $O$ , где точка  $N_0$  соответствует наименее протяженному расстоянию между крайними латеральными точками трехмерной модели задней поверхности шеи, а точка  $O$  – проекции вершины межъягодичной складки. Эта кривая, пример которой представлен на рис. 1, стала объектом настоящего исследования.

С точки зрения трехмерного моделирования указанная кривая представляет собой последовательность точек (юнитов с известными координатами в трех плоскостях), последовательно объединенных в один объект, позиционированный относительно трех плоскостей по результатам обработки данных инерционных датчиков во время выполнения сета снимков и «фронтального» снимка таким образом, что точка  $O$  находится в начале осей координат.

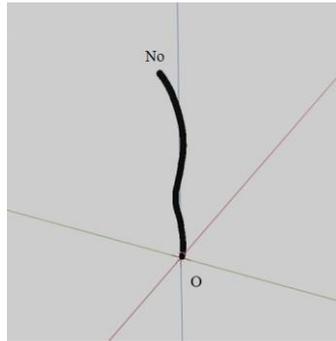


Рис. 1. Пример кривой  $N_0O$ . Трехмерное изображение

Принципиальным для экстраполяции полученной кривой в прикладную область клинической диагностики деформаций позвоночника стал субалгоритм, позволяющий интерпретировать юниты, образующие кривую  $N_0O$ , как области проекции отдельных позвонков позвоночника. Этот субалгоритм был реализован с учетом условия, что искомые юниты соответствуют проекции остистых отростков позвонков, которые располагаются в области средней (сагиттальной) линии трехмерной модели дорсальной поверхности спины и обладают наименьшим значением координаты  $z$  – являясь самой «глубокой» точкой на горизонтальном (параллельном горизонтальной плоскости) «срезе» трехмерной модели области спины на рис. 2 показан пример сравнения локализации юнитов кривой  $N_0O$  на трехмерном объекте и аналогичном «поперечном срезе» по результатам компьютерной рентгеновской томографии (КТ) на одном и том же уровне).

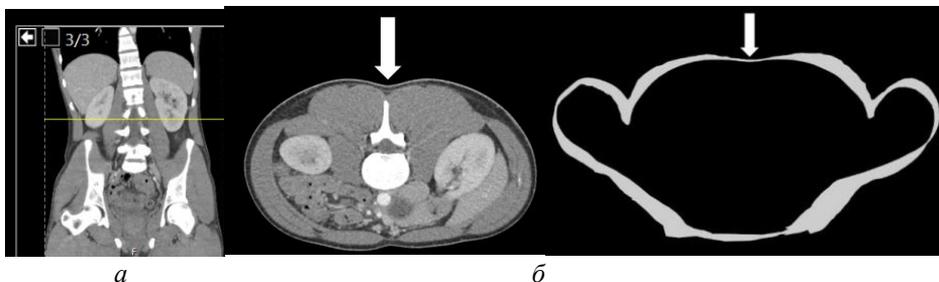


Рис. 2. Локализация юнитов кривой  $N_0O$  в сравнении с аналогичным видом КТ. Белой стрелкой обозначена идентичная локализация юнитов: *а* – результаты компьютерной рентгеновской томографии на уровне 127/320 с шагом 3 мм; *б* – поперечный срез трехмерного объекта, полученного в результате функционирования ScolView©

Таким образом, можно заключить, что предложенный алгоритм идентификации расположения кривой  $N_0O$  позволяет обнаруживать локализацию вершин остистых отростков позвонков, а сама по себе кривая  $N_0O$  является огибающей для ломаной кривой, образованной вершинами остистых отростков позвонков.

### Результаты исследования

Все мероприятия, направленные на достижение цели исследования, были разделены на четыре этапа.

#### Этап 1. Репозиция системы координат

В качестве работ первого этапа был проведен расчет для коррекции расположения плоскостей. Необходимость этого связана с тем, что в ходе проведения экспериментов, направленных на получение трехмерной модели позвоночного столба, ни в одной из полученных моделей точка  $N_0$  не находилась на прямой, соответствующей перпендикуляру, опущенному из точки  $O$  на горизонтальную плоскость. Ввиду этого расположение плоскостей было репозицировано таким образом, чтобы отрезок  $N_0O$  лежал на оси  $y$ . В составе первого этапа были выполнены действия:

1. Репозиция начала отсчета системы координат на вектор  $\underline{v}_0^T = (z_0, x_0, y_0)$ , где  $\underline{v}_0^T$  – вектор перемещения начала системы координат;  $x_0, y_0, z_0$  – координата точки  $O$ .

2. Репозиция системы координат – приведение точки  $N_0$  на  $y'$ , где  $y'$  – репозиционированная ось  $y$ .

2.1. Репозиция (первый поворот) вокруг оси  $x$  на угол  $\alpha$ , где

$$\alpha = \operatorname{arctg} \frac{z(N_0)}{y(N_0)} = \operatorname{arctg} \frac{Z}{Y},$$

где  $Z = z(N_0)$  – проекция отрезка  $N_0O$  на ось  $z$ ;  $Y = y(N_0)$  – проекция отрезка  $N_0O$  на ось  $y$ .

При этом по результатам такого поворота репозиционированные оси  $x'$ ,  $y'$  и  $z'$  приобретут вид:

$$\begin{aligned}x' &= x \\y' &= z \cdot \sin \alpha + y \cdot \cos \alpha \\z' &= z \cdot \cos \alpha - y \cdot \sin \alpha\end{aligned}$$

В результате матрица репозиции будет иметь вид:

$$A = \begin{bmatrix} \sin \alpha & 0 & \cos \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ \cos \alpha & 0 & -\sin \alpha \end{bmatrix},$$

где  $A$  – матрица поворота вокруг оси  $x$ .

2.2. Репозиция (второй поворот) вокруг оси  $z$  на угол  $\beta$ , где

$$\beta = \arctg \frac{x'(N_o)}{y'(N_o)} = \arctg \frac{X}{Z \cdot \sin \alpha + Y \cdot \cos \alpha},$$

где  $X = x(N_o)$  – проекция отрезка  $N_0O$  на ось  $x$ .

При этом, по результатам такого поворота дважды репозиционированные оси  $x''$ ,  $y''$  и  $z''$  приобретут вид:

$$\begin{aligned} x'' &= y' \cdot \sin \beta + x' \cdot \cos \beta, \\ y'' &= y' \cdot \cos \beta - x' \cdot \sin \beta, \\ z'' &= z'. \end{aligned}$$

В результате матрица репозиции будет иметь вид:

$$B = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix},$$

где  $B$  – матрица поворота вокруг оси  $z$ .

2.3. С учетом действий п. 2.1 и 2.2 дважды репозиционированные оси  $x''$ ,  $y''$  и  $z''$  приобретут вид:

$$\begin{aligned} z'' &= z \cdot \cos \alpha - y \cdot \sin \alpha, \\ x'' &= (z \cdot \sin \alpha + y \cdot \cos \alpha) \cdot \sin \beta + x \cdot \cos \beta, \\ y'' &= (z \cdot \sin \alpha + y \cdot \cos \alpha) \cdot \cos \beta - x \cdot \sin \beta, \end{aligned}$$

а матрица двойной репозиции будет иметь вид:

$$A \times B = \begin{bmatrix} \sin \alpha & 0 & \cos \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ \cos \alpha & 0 & -\sin \alpha \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix}$$

Общий вид действий п. 2.2, 2.3 представлен на рис. 3.

Таким образом, общим результатом действий первого этапа стала трехмерная модель кривой  $N_0O$ , представляющая собой спираль малой

крутизны, пересекающей отрезок  $N_0O$  как минимум в двух точках ( $N_0$  и  $O$ ), при этом точка  $O$  одновременно являлась началом координат, а  $N_0$  лежит на оси  $y$ .

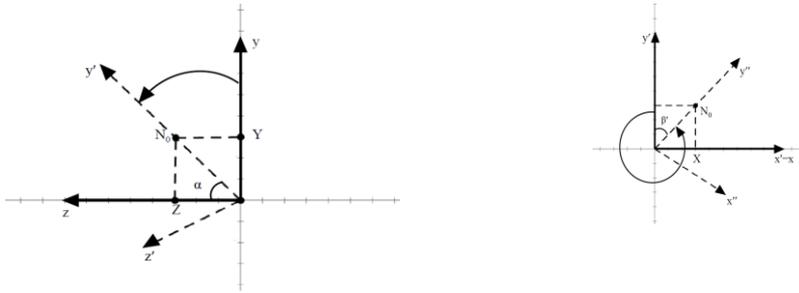


Рис. 3. Общий вид действий по последовательной (слева направо) репозиции вокруг осей  $x$  и  $z$

## Этап 2. Стратификация линии позвоночника на сегменты

Для того, чтобы соотнести топографию отдельных позвонков и кривой  $N_0O$  эта кривая была экстраполирована на идеальную модель, отражающую топографию [21] позвонков относительно средней сагиттальной линии, проходящей по дорсальной поверхности туловища, и которой принадлежит кривая  $N_0O$  в норме. На рис. 4 видно, что в идеальных условиях кривая  $N_0O$  накладывается на проекцию не только всех грудных и поясничных (2, 3 на рис. 4), но и части шейных (1 на рис. 4) позвонков, а также крестца (5 на рис. 4).

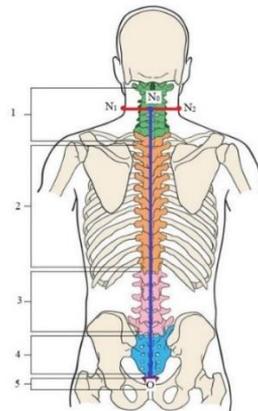


Рис. 4. Теоретическая проекция кривой  $N_0O$  на контур позвоночника в норме

Подобная топография кривой  $N_0O$  определяется особенностью идентификации точек  $N_0$  и  $O$ . Согласно алгоритму программного инструмента ScolView точка  $O$  определяется как вершина межъягодичной складки, которая топографически соответствует сочленению крестца и копчика [2], тогда как точка  $N_0$  определяется как середина кривой  $N_1N_2$ , представляющая собой линию пересечения горизонтальной плоскости с наиболее узкой частью трехмерной моделью тела в области шеи.

Представленная экстраполяция в целом не является моделью, позволяющей точно определить расположение отдельных позвонков по причине ряда допущений, связанных прежде всего с индивидуальными особенностями развития позвоночника, а именно наличием в популяции вариантов развития, среди которых наиболее часто встречаются такие состояния, как переходный/добавочный шейно-грудной и пояснично-крестцовый позвонок, незаращение позвонков крестца и др. [22].

Более актуальной проблемой идентификации позвонков в проекции кривой  $N_0O$  являются геометрические особенности отдельных позвонков [2], поскольку каждый из позвонков характеризуется уникальными показателями высоты тел позвонков, угла наклона тел позвонков и их остистых отростков, чьи вершины формируют проекцию кривой  $N_0O$  даже в идеальных условиях нормы. Судя по этому, оказалось нерациональным уверенно разделить кривую  $N_0O$  на сегменты, пропорциональные по протяженности, соответствующие тем или иным позвонкам.

Таким образом, для унификации подхода для достижения цели настоящего исследования, было принято решение о стратификации кривой  $N_0O$  на 17 равных сегментов (далее –  $V$ -сегмент), которые были обозначены как  $V_0-V_1$ ,  $V_2-V_3$ ,  $V_3-V_4$ ,  $V_4-V_5$ ,  $V_5-V_6$ ,  $V_6-V_7$ ,  $V_7-V_8$ ,  $V_8-V_9$ ,  $V_9-V_{10}$ ,  $V_{10}-V_{11}$ ,  $V_{11}-V_{12}$ ,  $V_{12}-V_{13}$ ,  $V_{13}-V_{14}$ ,  $V_{14}-V_{15}$ ,  $V_{15}-V_{16}$ ,  $V_{16}-V_{17}$ , где расположение точки  $V_0$  совпадает с положением  $N_0$ , а  $O - V_{17}$  соответственно. Поэтому здесь и далее для унификации номенклатуры кривая  $N_0O$  будет рассматриваться, как ломаная  $N_0O$ , представленная последовательностью 17 указанных выше сегментов.

### Этап 3. Расчет ротации $V$ -сегментов

Для проведения последующих операций, ориентированных на оценку ротации отдельных позвонков в горизонтальной плоскости, были отложены перпендикуляры от  $V_nV'_n$  (где  $0 \leq n \leq 17$ , а  $n$  – порядковый номер  $V$ -сегмента – в рострально-каудальном направлении) к

отрезку  $N_0O$  ( $V_0V_{18}$ ). Следует отметить, что в этом случае длина перпендикуляров, отложенных от  $V_0$  и  $V_{17}$ , равна нулю, а  $V_0$  и  $V_{17}$  совпадают с расположением  $N_0$  и  $O$  соответственно (рис. 5).

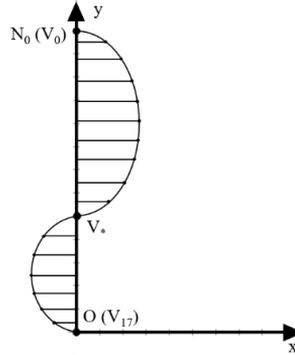


Рис. 5. Общий вид кривой  $N_0O$  после стратификации  $V$ -сегментов (вид во фронтальной плоскости  $xy$ )

После этого отложенные перпендикуляры  $V_{1...17}V'_{1...17}$  были спроецированы на горизонтальную плоскость, а от каждой из точек  $V_{1...17}V'_{1...18}$  были в свою очередь опущены перпендикуляры к оси  $z$  таким образом, что в результате этого были получены 18 прямоугольных треугольников, у которых гипотенузой является проекция на горизонтальную плоскость отрезка  $V_nV'_n$ , одним из катетов – проекция отрезка  $V_nV''_n$  (перпендикуляр, опущенный к оси  $z$ ), а вторым катетом – отрезок  $V'_nV''_n$  соответственно. Общий вид полученных треугольников представлен на рис. 6.

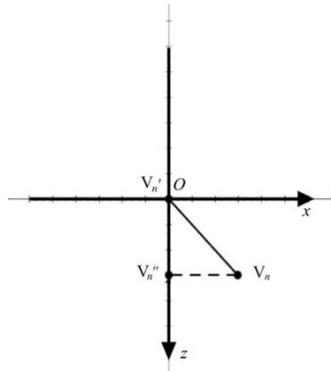


Рис. 6. Общий вид проекции отрезков  $V_nV'_n$  на горизонтальную плоскость

Таргетными значениями по результатам такого проецирования стали 18 углов  $V_n'' V_n' V_n$ , которые указывают на соответствующую ротацию V-сегмента, а именно точек  $V_n$  и  $V_{n+1}$ , где  $V_n$  и  $V_{n+1}$  – точки начала и конца V-сегмента.

Соответственно, значение угла  $V_n'' V_n' V_n$  рассчитывались по формуле:

$$\angle V_n'' V_n' V_n = \arctg \frac{V_n V_n''}{V_n' V_n''}.$$

Как и ранее, следует заметить, что расположение точки  $V_0$  совпадает с положением  $N_0$ , а  $O - V_{17}$  соответственно, поэтому значения катетов  $V_0' V_0''$  и  $V_0 V_0''$ ;  $V_{17}' V_{17}''$  и  $V_{17} V_{17}''$ , как и углов  $V_0'' V_0' V_0$  и  $V_{17}'' V_{17}' V_{17}$ , равны нулю.

На первый взгляд, указанный способ расчета кажется верным в том случае, если протяженность катетов  $V_n' V_n''$  и  $V_n V_n''$  такова, что при расчете  $\angle V_n'' V_n' V_n$  оказывался в пределах значений, приближенных к реальности. Однако при наступлении условий «критической непропорциональности» этих катетов, когда протяженность одного из них стремилась к нулю, а протяженность второго – к бесконечности, было принято условие, которое позволяло исключить из расчета отрезки  $V_n V_n''$ , значение длины которых не превышало 10 % от максимальной длины.

#### **Этап 4. Сепарация отношений V-сегментов к физиологическим изгибам позвоночника. Визуализация деформации позвоночника в горизонтальной плоскости**

В ходе проведения испытаний разработанных алгоритмов оказалось, что действия, описанные в этапе 3, требуют коррекции по причине того, что в качестве условия работы алгоритма было принято условие, что кривая  $N_0O$  пересекает одноименный отрезок как минимум в двух точках – начале и конце –  $N_0$  и  $O$  соответственно. Однако известно, что в идеальных условиях кривая имеет как минимум еще одну точку пересечения кривой и отрезка  $N_0O$ , которая соответствует переходу кривой из проекции грудного кифоза – в проекцию поясничного лордоза соответственно [11]. Одновременно с этим следует отметить, что эта точка далеко не всегда лежит в проекции межпозвонкового диска ThXII-LI, фактически не соответствуя ни порядковому значению и номенклатуре

соответствующего отдела указанных позвонков [11], что, кроме всего прочего, может быть связано с нивелированием как таковых терминов «грудной кифоз» и «поясничный лордоз» в условии формирования протяженной (грудопоясничной) сколиотической дуги [23].

Для разрешения этой задачи было принято решение разделить значения 18 углов  $V_n'' V_n' V_n$  на основании их положения относительно третьей точки (далее –  $O_n$ ) пересечения кривой  $N_0O$  отрезка  $N_0O$ , которая теоретически являлась точкой перехода кривой  $N_0O$  из проекции грудного кифоза в проекцию поясничного лордоза. Таким образом, все углы  $V_n'' V_n' V_n$ , лежащие роstralнее  $O_n$ , были поименованы  $\eta$  ( $\eta_0 \dots \eta_n$ ), а каудальнее –  $\theta$  ( $\theta_{n+1} \dots \theta_{17}$ ).

Такое решение позволило разрешить ряд клинических задач:

1. Визуализировать топографическое отношение угла максимальной ротации по отношению к грудному кифозу и поясничному лордозу.
2. Применить разработанный алгоритм в клинических случаях, когда возникает ротация «на почве» выпрямления физиологических изгибов – при развитии нарушения осанки по типу «плоской»/«круглой» спины [24].

Для этого был разработан алгоритм визуализации полученных на этапе 3 данных в виде модифицированной круговой диаграммы (рис. 7) ротации позвонков.

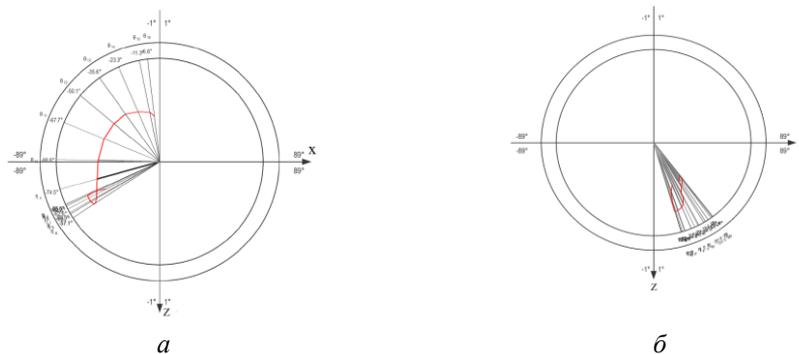


Рис. 7. Примеры общего вида модифицированной круговой диаграммы ротации позвонков (проекция на горизонтальную плоскость), где красным обозначена проекция кривой  $N_0O$ ; черным – проекция отрезка  $V_n V'_n$  с максимальным значением  $\eta$ ; серым – проекция отрезка  $V_n V'_n$  с максимальным значением  $\theta$ ;  
 а – пример 1; б – пример 2

На рис. 7 (а) видно, что модифицированная круговая диаграмма ротации позвонков представляет собой круговую диаграмму, состоящую из четырех квадрантов, каждый из которых размечен значениями от  $-1^\circ$  до  $-89^\circ$  (в левых квадрантах) и от  $1^\circ$  до  $89^\circ$  (в правых квадрантах), при этом в верхних квадрантах откладываются совокупные значения длины отрезков  $V_nV'_n$  и соответствующего угла  $\theta$ , а в нижних – совокупные аналогичные значения  $V_nV'_n$  и  $\eta$ .

Такая форма визуализации имеет следующее прикладное трактование. Модальность значения угла  $\eta$  и  $\theta$  позволяет оценить направление ротации: так, отрицательные значения указывают на левостороннюю ротацию, а положительные на правостороннюю. Размещение отрезков  $V_nV'_n$  в верхних квадрантах позволяет отнести V-сегменты с соответствующим значением  $n$  к поясничному кифозу, тогда как положение отрезков  $V_nV'_n$  в нижних квадрантах позволяет идентифицировать V-сегмент с аналогичным значением  $n$  как принадлежащий к грудному кифозу.

Актуальность такого трактования более очевидна на примере 2 (рис. 7, б). Так, судя по полученным данным длины  $V_nV'_n$  и величины углов  $\eta$ , на примере 2 видится очевидным наличие сколиоза, дуга которого направлена вправо и, будучи протяженной, включает в себя позвонки грудного и поясничного отделов на протяжении всех V-сегментов, притом, что объективное значение максимального угла ротации составило  $37,4^\circ$  в  $V_{17}$ -сегменте, что полностью соответствует современной теории развития сколиоза как патологического процесса, манифестирующего в каудальном отделе позвоночника [25].

### Обсуждение результатов

По результатам оценки мирового опыта, наиболее близкими в достижении результатов настоящего исследования оказались бразильские ученые, занятые проблемой применения фотограмметрии в клинической травматологии-ортопедии.

На основании проведенного метаанализа исследователями университета Риу-Гранди-ду-Сул (UFRGS, г. Риу-Гранде, Бразилия) было показано, что метод фотограмметрии демонстрирует наиболее валидные по отношению к рентгенографическому методу исследования значения угла Кобба и показатели ротации позвоночника. Однако следует отметить, что эта оценка проводилась исключительно при изучении параметров шейного отдела позвоночника [26].

Та же группа ученых исследовала чувствительность и специфичность фотограмметрии при изучении торсии туловища, а чувстви-

тельность и специфичность метода подтверждались с использованием сколиометра. Несмотря на относительно высокие результаты оценки (чувствительность и специфичность фотограмметрического метода при оценке торсии была выше 83 и 78 % соответственно) [27], недостатком проведенного исследования может служить относительная неточность, связанная с тем, что предметом изучения стал реберный гиббус, который в большей степени связан с деформацией грудной клетки, чем с торсией позвоночника [28] (рис. 8).

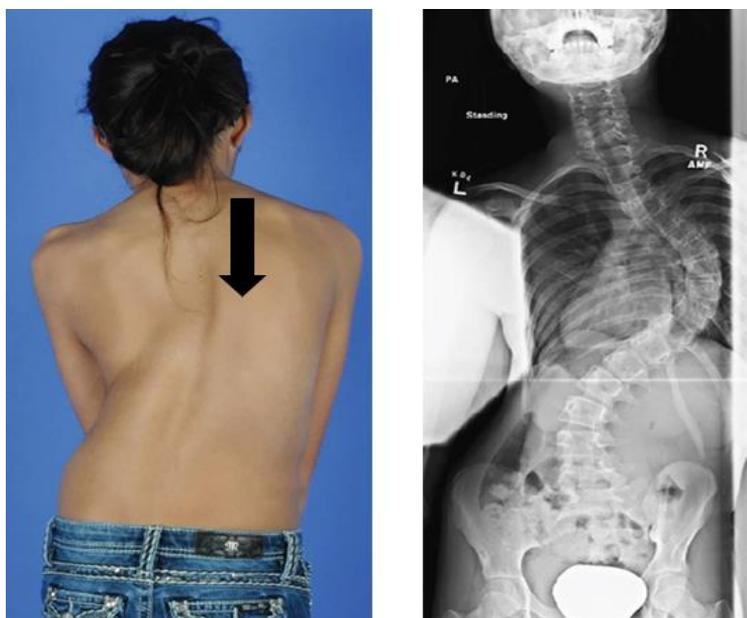


Рис. 8. Демонстрация принципиальной разницы локализации реберного гиббуса и фактического расположения позвоночника на обзорной рентгенограмме (стрелкой отмечена вершина гиббуса)

Таким образом, в этих исследованиях содержатся единичные на сегодняшний день результаты применения фотограмметрии в оценке деформации позвоночника в горизонтальной плоскости. Несмотря на то что прикладные возможности фотограмметрии в оценке деформации позвоночника продолжают изучаться, тренд этого процесса смещается в пользу оценки параметров деформации во фронтальной плоскости [29], с позиции асимметрии положения «реперных» точек [30] и с точки зрения динамического наблюдения за процессом прогрессирования сколиоза [31].

## Заключение

Разработанный алгоритм идентификации ротации позвонков как основного симптома, позволяющего отнести выявленную деформацию позвоночника к трехплоскостной форме, а именно к сколиозу, помимо инновационных решений своего функционирования, обладает возможностью стать объективным инструментом для быстрой и простой идентификации сколиоза. Применение такого алгоритма в оптической диагностике деформации позвоночника позволит своевременно рекомендовать и реализовывать весь пакет реабилитационных мер и не допустить дальнейшего прогрессирования заболевания путем мониторинга выраженности деформации позвоночника в реальном времени.

Представленный в настоящем исследовании алгоритм является модульным, не включает в себя технологии построения трехмерных изображений и может быть использован исключительно в пакетном программном продукте ScolView©.

Настоящее исследование содержит отдельные результаты тестирования разработанного программного обеспечения. В последующих исследованиях будут представлены результаты оценки валидности программного продукта с другими методами инструментальной диагностики деформации позвоночника.

## Список литературы

1. Отдельные нейрофизиологические аспекты этиопатогенеза юношеского идиопатического сколиоза / С.В. Муравьев, В.Г. Черкасова, П.Н. Чайников, О.О. Мехоношина, М.А. Ковалев, М.О. Гушин // Пермский медицинский журнал. – 2019. – Т. XXXV, №4. – С. 39–45. – DOI: 10.17816/pmj36439 %45
2. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р., Синельников А.Я. Атлас анатомии человека: в 4 т. – Т. 1. Учение о костях, соединениях костей и мышцах. – М: Новая волна, 2021. – 488 с.
3. Неттер Ф. Атлас анатомии человека. Терминология на русском, латинском и английском языках. – М: ГЭОТАР-Медиа, 2022 г. – 952 с.
4. Дудин М.Г., Пинчук Д.Ю. Идиопатический сколиоз. Нейрофизиология, нейрохимия. – СПб.: Человек, 2017. – 304 с.
5. Туркина М.В. Функциональные отличия в лечебно-реабилитационных мероприятиях II и III степеней сколиоза // FORCIPE. – 2020. – Т. 3, № 51. – С. 760–761.

6. Дрожжина Л.А., Сницаренко А.С., Павлова М.Е. К вопросу лечения тяжелых форм сколиоза с применением корсета Шено // Вестник физиотерапии и курортологии. – 2018. – Т. 24, № 3. – С. 178–179.

7. Колчин Д.В. Ранняя диагностика диспластических и врожденных сколиозов // Гений ортопедии. – 2012. – №1. – С. 54–59.

8. Illés S, Somoskeőy S. The EOS (TM) imaging system and its uses in daily orthopaedic practice // Int Orthop. – 2012. – Vol. 36, No 7. – P. 1325–1331. DOI: 10.1007/s00264-012-1512-y

9. Анализ анатомо-антропометрических параметров позвонков у детей с идиопатическим сколиозом типа Lenke v с применением 3D-КТ-навигации / Д.Н. Кокушин, С.В. Виссарионов, А.Г. Баиндурашвили, В.А. Барт, Т.Б. Богатырев // Хирургия позвоночника. – 2016. – Т. 13, №3. – С. 49–59.

10. Комлева Ю.В., Махонько М.Н., Шкробова Н.В. Заболевания медицинских работников от воздействия ионизирующего излучения и их профилактики // Бюллетень медицинских интернет-конференций. – 2013. – Т. 3, № 11. – С. 1171–1173.

11. Шнайдер Л.С., Сарнадский В.Н., Павлов В.В. Лучевой и оптический методы оценки позвоночно-газовых взаимоотношений у пациентов с врожденным вывихом бедра // Хирургия позвоночника. – 2009. – Т. 16, №1. – С. 63–69.

12. Факторы риска развития и прогрессирования дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника по результатам скринингового обследования жителей Санкт-Петербурга / М.В. Авдеева, Ю.А. Кренева, В.П. Панов, В.Н. Филатов, А.В. Мельцер, Л.А. Карасаева // Анализ риска здоровью. – 2019. – №1. – С. 125–134. DOI: 10.21668/health.risk/2019.1.14

13. Колесников В.Н., Шандыбина Н.Д., Эриум С.С. Экология человека: сбережение нации как стратегия успешного развития // Управленческое консультирование – 2018. – № 2 (110). – С. 73–79. – DOI: 10.22394/1726-1139-2018-2-73-79

14. Correction of body height in scoliotic patients using ISIS scanning / A.J. Carr, R.J. Jefferson, I. Weisz, A.R. Turner-Smith // Spine (Phila Pa 1976). – 1989. – Vol. 14, no 2. – P. 220–222. DOI: 10.1097/00007632-198902000-00014

15. Сернадский В.Н. Цифровая медицина для детской ортопедии // Главный врач Юга России. – 2018. – №4 (63). – С. 64–65.

16. Сернадский В.Н. Цифровая медицина для детской ортопедии // Главный врач Юга России. – 2021. – №1(76). – С. 46.

17. The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis / M. Betsch, M. Wild, B. Große, W. Rapp, T. Horstmann // Eur. Spine J. – 2012. – Vol. 21, no 4. – P. 691–697. – DOI: 10.1007/s00586-011-1912-5

18. Using 3D-digital photogrammetry to examine scaling of the body axis in burrowing skinks / L. DeLorenzo, A.V. Linden, P.J. Bergmann, G.P. Wagner, C.D. Siler,

D.J. Irschick // *J. Morphol.* – 2020. – Vol. 281, no 11. – P. 1382–1390. – DOI: 10.1002/jmor.21253

19. Evaluation of 3D Measuring Methods for Body Surface Damage and Scars / J.M. Wang, J.Y. Mi, W.H. Hu, Z.D. Li, D.H. Zou, Y.J. Chen // *Fa Yi Xue Za Zhi.* – 2020. – Vol. 36, no 2. – P. 204–209. – DOI: 10.12116/j.issn.1004-5619.2020.02.011

20. Virtual anthropology? Reliability of three-dimensional photogrammetry as a forensic anthropology measurement and documentation technique / R. Omari, C. Hunt, J. Coumbaros, B. Chapman // *Int. J. Legal. Med.* – 2021. – Vol. 135, no 3. – P. 939–950. – DOI: 10.1007/s00414-020-02473-z

21. Багриновская И.Л. Сопоставимость оценки углов сколиотической деформации позвоночника начальных стадий по данным рентгена и компьютерной оптической топографии // *Хирургия позвоночника.* – 2014. – №3. – С. 32–37.

22. Орел А.М. Частота аномалий развития по данным рентгенологического одномоментного исследования всех отделов позвоночника // *Bulletin of the International Scientific Surgical Association.* – 2008. – Т. 3, №2-3. – С. 12–13.

23. Батршин И.Т. Топографическая характеристика латеральных дуг искривления при деформациях позвоночника // *Гений ортопедии.* – 2011. – №4. – С. 63–66.

24. Батршин И.Т. Вертебральная деформация у детей и организация диспансерной помощи // *Травматология и ортопедия России.* – 2011. – № 4(62). – С. 118–122.

25. Особенности формирования позвоночника при начальных проявлениях сколиотической деформации / Н.М. Белокрылов, В.И. Печерский, Л.В. Лихачёва, М.Г. Дудин, Л.В. Шарова // *Педагогико-психологические и медико-биологические проблемы физической культуры и спорта.* – 2012. – Т. 7, №3. – С. 6–11.

26. Pivotto L.R., Navarro I.J.R.L., Candotti C.T. Radiography and photogrammetry-based methods of assessing cervical spine posture in the sagittal plane: A systematic review with meta-analysis // *Gait Posture.* – 2021. – Vol. 84. – P. 357–367. – DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.12.033

27. Craniocervical posture assessed with photogrammetry and the accuracy of palpation methods for locating the seventh cervical spinous process: a cross-sectional study / M.L.M. Maddaluno, A.P.A. Ferreira, A.C.L.C. Tavares, N. Meziat-Filho, A.S. Ferreira // *J. Manipulative Physiol. Ther.* – 2021. – Vol. 44, no 3. – P. 196–204. – DOI: 10.1016/j.jmpt.2020.07.012

28. Wise C.A., Sepich D., Ushiki A. et al. The cartilage matrixome in adolescent idiopathic scoliosis // *Bone Res.* – 2020. – No. 8. – Art. 13. – 13 p. – DOI: 10.1038/s41413-020-0089-0

29. Photogrammetry: a proposal of objective assessment of chest wall in adolescent idiopathic scoliosis / A.S. Alexandre, E.F. Sperandio, L.C. Yi, J. Davidson,

P.R. Poletto, A.O. Gotfryd, M.C. Vidotto // *Rev. Paul. Pediatr.* – 2019. – Vol. 37, no 2. – P. 225–233. – DOI: 10.1590/1984-0462/;2019;37;2;00001

30. Accuracy of photogrammetry for detecting adolescent idiopathic scoliosis progression / J.S. Leal, R.M.C. Aroeira, V. Gressler, M. Greco, A.E.M. Pertence, J.A. Lamounier // *Spine J.* – 2019. – Vol. 19, no 2. – P. 321–329. – DOI: 10.1016/j.spinee.2018.06.362

31. Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions / V. Pazos, F. Cheriet, J. Danserau, J. Ronsky, R.F. Zernicke, H. Labelle // *Eur. Spine J.* – 2007. – Vol. 16, no 11. – P. 1882–1891. – DOI: 10.1007/s00586-007-0457-0

## References

1. Muravev S.V., Cherkasova V.G., Chainikov P.N., Mekhonoshina O.O., Kovalev M.A., Gushchin M.O. Otdel'nye neurofiziologicheskie aspekty etiopatogeneza iunosheskogo idiopaticheskogo skolioza [Particular neurophysiological aspects of etiopathogenesis of juvenile idiopathic scoliosis]. *Perm Medical Journal*, 2019, vol. XXXV, no. 4, pp. 39-45. DOI: 10.17816/pmj36439 %45

2. Sinelnikov R.D., Sinelnikov Ia.R., Sinelnikov A.Ia.: Atlas anatomii cheloveka. V 4-kh tomakh. Tom 1. Uchenie o kostiakh, soedineniakh kostei i myshtsakh [Atlas of Human Anatomy. In 4 volumes. Volume 1. The doctrine of bones, joints of bones and muscles]. Moscow, Novaia volna, 2021, 488 p.

3. Frenk Netter: Atlas anatomii cheloveka. Terminologiya na russkom, latinskom i angliiskom iazykakh [Atlas of Human Anatomy. Terminology in Russian, Latin and English]. Moscow, GEOTAR-Media, 2022, 952 p.

4. Dudin M. G., Pinchuk D.Iu. Idiopaticheskii skolioz. Neurofiziologiya, neirokimiya [Idiopathic scoliosis. Neurophysiology, neurochemistry]. Saint Petersburg, Izdatel'stvo chelovek, 2017, 304 p.

5. Turkina M.V. Funktsional'nye otlichia v lechebno-reabilitatsionnykh meropriiatiakh II i III stepeni skolioza [Functional differences in treatment and rehabilitation measures of II and III degrees of scoliosis]. *FORCIPE*, 2020, vol. 3, no. 51, pp. 760-761.

6. Drozhzhina L.A., Snitsarenko A.S., Pavlova M.E. K voprosu lecheniya tiazhelykh form skolioza s primeneniem korseta Sheno [On the issue of treatment of severe forms of scoliosis with the use of a Chenault corset]. *Herald of physiotherapy and health resort therapy*, 2018, vol. 24, no. 3, pp. 178-179.

7. Kolchin D.V. Ranniaia diagnostika displasticheskikh i vrozhdennykh skoliozov [Early diagnosis of dysplastic and congenital scoliosis]. *Genij ortopedii*, 2012, no.1, pp. 54-59.

8. Illés S, Somoskeőy S. The EOS (TM) imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *Int Orthop*, 2012, vol. 36, no 7, pp. 1325-1331. DOI: 10.1007/s00264-012-1512-y

9. Kokushin D.N., Vissarionov S.V., Baidurashvili A.G., Bart V.A., Bogatyrev T.B. Analiz anatomo-antropometricheskikh parametrov pozvonkov u detei s

idiopaticeskim skoliozom tipa Lenke v s primeneniem 3D-KT-navigatsii [3D-CT analysis of anatomical and anthropometric parameters of vertebrae in children with Lenke type V idiopathic scoliosis]. *Hirurgia Pozvonochnika*, 2016, vol. 13, no. 3, pp. 49-59.

10. Komleva Iu.V., Makhon'ko M.N., Shkrobova N.V. Zabolevaniia meditsinskikh rabotnikov ot vozdeistviia ioniziruiushchego izlucheniia i ikh profilaktika [Diseases of medical workers from exposure to ionizing radiation and their prevention]. *Bulletin of Medical Internet Conferences*, 2013, vol. 3, no. 11, pp. 1171-1173.

11. Shnaider L.S., Sarnadskii V.N., Pavlov V.V. Luchevoi i opticheskii metody otsenki pozvonochno-tazovykh vzaimootnoshenii u patsientov s vrozhdenym vyvikhom bedra [Radiological and optical methods for assessing the spino-pelvic relationships in patients with congenital hip dislocation]. *Hirurgia Pozvonochnika*, 2009, vol. 16, no. 1, pp. 63-69.

12. Avdeeva M.V., Kreneva Iu.A., Panov V.P., Filatov V.N., Mel'tser A.V., Karasaeva L.A. Faktory riska razvitiia i progressirovaniia degenerativno-distroficheskikh zabolevanii pozvonochnika po rezul'tatam skринingovogo obsledovaniia zhitelei Sankt-Peterburga [Risk factors for the development and progression of degenerative-dystrophic diseases of the spine according to the results of a screening examination of residents of St. Petersburg]. *Health Risk Analysis*, 2019, no. 1, pp. 125-134. DOI: 10.21668/health.risk/2019.1.14

13. Kolesnikov V.N., Shandybina N.D., Erium S.S. Ekologiya cheloveka: sberezhenie natsii kak strategiya uspeshnogo razvitiia. [Human ecology: saving the nation as a strategy for successful development]. *Upravlencheskoe konsul'tirovanie*, 2018, no. 2 (110), pp. 73-79. DOI: 10.22394/1726-1139-2018-2-73-79

14. Carr A.J., Jefferson R.J., Weisz I., Turner-Smith A.R. Correction of body height in scoliotic patients using ISIS scanning. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1989, vol. 14, no 2, pp. 220-222. DOI: 10.1097/00007632-198902000-00014

15. Sernadskii V.N. Tsifrovaia meditsina dlia detskoi ortopedii [Digital medicine for pediatric orthopedics]. *Glavnyi vrach Iuga Rossii*, 2018, no. 4 (63), pp. 64-65.

16. Sernadskii V.N. Tsifrovaia meditsina dlia detskoi ortopedii [Digital medicine for pediatric orthopedics]. *Glavnyi vrach Iuga Rossii*, 2021, no. 1(76), 46 p.

17. Betsch M., Wild M., Große B., Rapp W., Horstmann T. The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis. *Eur. Spine J.*, 2012, vol. 21, no 4, pp. 691-697. DOI: 10.1007/s00586-011-1912-5

18. DeLorenzo L., Linden A.V., Bergmann P.J., Wagner G.P., Siler C.D., Irschick D.J. Using 3D-digital photogrammetry to examine scaling of the body axis in burrowing skinks. *J. Morphol.* 2020, vol. 281, no 11, pp. 1382-1390. DOI: 10.1002/jmor.21253

19. Wang J.M., Mi J.Y., Hu W.H., Li Z.D., Zou D.H., Chen Y.J. Evaluation of 3D Measuring Methods for Body Surface Damage and Scars. *Fa Yi Xue Za Zhi*, 2020, vol. 36, no 2, pp. 204-209. DOI: 10.12116/j.issn.1004-5619.2020.02.011

20. Omari R., Hunt C., Coumbaros J., Chapman B. Virtual anthropology? Reliability of three-dimensional photogrammetry as a forensic anthropology measurement and documentation technique. *Int. J. Legal. Med.*, 2021, vol. 135, no 3, pp. 939-950. DOI: 10.1007/s00414-020-02473-z.

21. Bagrinovskaia I.L. Sopostavimost' otsenki uglov skolioticheskoi deformatsii pozvonochnika nachal'nykh stadii po dannym rentgena i komp'yuternoi opticheskoi topografii [Comparability study of the X-ray and computer optical topography estimates of spinal deformity angles at early scoliosis stages]. *Hirurgia Pozvonochnika*, 2014, no. 3, pp. 32-37.

22. Orel A.M. Chastota anomalii razvitiia po dannym rentgenologicheskogo odnomomentnogo issledovaniia vseh otdelov pozvonochnika [Frequency of spine development anomalies based on X-ray investigations of all parts of spine]. *Bulletin of the International Scientific Surgical Association*, 2008, vol. 3, no. 2-3, pp. 12-13.

23. Batrshin I.T. Topograficheskaiia kharakteristika lateral'nykh dug iskriivleniia pri deformatsiiakh pozvonochnika [Topographical characteristic of lateral curvature arcs for the spine deformities]. *Genij ortopedii*, 2011, no. 4, pp. 63-66.

24. Batrshin I.T. Vertebral'naia deformatsiia u detei i organizatsiia dispansernoi pomoshchi [Vertebral deformity in children and dispensary care organization]. *Traumatology and orthopedics of Russia*, 2011, no. 4(62), pp. 118-122.

25. Belokrylov N.M., Pecherskii V.I., Likhacheva L.V., Dudin M.G., Sharova L.V. Osobennosti formirovaniia pozvonochnika pri nachal'nykh proiavleniiah skolioticheskoi deformatsii [Features of spine formation in the initial manifestations of scoliotic deformity]. *Russian journal of physical education and sport*, 2012, vol. 7, no. 3, pp. 6-11.

26. Pivotto L.R., Navarro I.J.R.L., Candotti C.T. Radiography and photogrammetry-based methods of assessing cervical spine posture in the sagittal plane: A systematic review with meta-analysis. *Gait Posture*, 2021, vol. 84, pp. 357-367. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.12.033

27. Maddaluno M.L.M., Ferreira A.P.A., Tavares A.C.L.C., Meziat-Filho N., Ferreira A.S. Craniocervical posture assessed with photogrammetry and the accuracy of palpation methods for locating the seventh cervical spinous process: a cross-sectional study. *J. Manipulative Physiol. Ther.*, 2021, vol. 44, no 3, pp. 196-204. DOI: 10.1016/j.jmpt.2020.07.012

28. Wise C.A., Sepich D., Ushiki A. et al. The cartilage matrisome in adolescent idiopathic scoliosis. *Bone Res.*, 2020, no. 8, article number 13, 13 p. DOI: 10.1038/s41413-020-0089-0

29. Alexandre A.S., Sperandio E.F., Yi L.C., Davidson J., Poletto P.R., Gotfyd A.O., Vidotto M.C. Photogrammetry: a proposal of objective assessment of chest wall in adolescent idiopathic scoliosis. *Rev. Paul. Pediatr.*, 2019, vol. 37, no. 2, pp. 225-233. DOI: 10.1590/1984-0462/2019;37;2;00001

30. Leal J.S., Aroeira R.M.C., Gressler V., Greco M., Pertence A.E.M., Lamounier J.A. Accuracy of photogrammetry for detecting adolescent idiopathic scoliosis progression. *Spine J.*, 2019, vol. 19, no 2, pp. 321-329. DOI: 10.1016/j.spinee.2018.06.362

31. Pazos V., Cheriet F., Danserau J., Ronsky J., Zernicke R.F., Labelle H. Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *Eur. Spine J.*, 2007, vol. 16, no 11, pp. 1882-1891. DOI: 10.1007/s00586-007-0457-0

### Сведения об авторах

**Шитоев Иван Дмитриевич** (Пермь, Россия) – ассистент кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета, генеральный директор ООО «Йорд Тех» (614990, г. Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: ShitoevID@yord.tech).

**Столбов Валерий Юрьевич** (Пермь, Россия) – доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой вычислительной математики, механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета (614990, г. Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: valeriy.stolbov@gmail.com).

**Муравьев Сергей Владимирович** (Пермь, Россия) – кандидат медицинских наук, руководитель по научным исследованиям и разработкам в ООО «Йорд Тех» (614000, г. Пермь, ул. Ленина, 86, e-mail: sergey89.m@mail.ru).

**Никитин Владислав Николаевич** (Пермь, Россия) – кандидат физико-математических наук, доцент кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета, технический директор ООО «Йорд Тех» (614990, г. Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: nikitinvladislav86@gmail.com).

**Клоян Гаянэ Зурабиевна** (Пермь, Россия) – аспирант кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики Пермского национального исследовательского политехнического университета (614990, г. Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: kloyang@mail.ru).

### About the authors

**Ivan D. Shitoev** (Perm, Russian Federation) – Assistant, Department of Computational Mathematics, Mechanics and Biomechanics, Perm National Research Polytechnic University, Chief Executive Officer, Limited Liability Company “Yord Tech” (29, Komsomolsky ave., Perm, 614990, e-mail: ShitoevID@yord.tech).

**Valerii Iu. Stolbov** (Perm, Russian Federation) – Dr. Habil. in Engineering, Professor, Head of the Department, Department of Computational Mathematics, Mechanics and Biomechanics, Perm National Research Polytechnic University (29, Komsomolsky ave., Perm, 614990, e-mail: valeriy.stolbov@gmail.com).

**Sergei V. Murav'ev** (Perm, Russian Federation) – M.D., Head of the Researches and Developments, Limited Liability Company “Yord Tech” (office 7, b. 86, Lenina str., Perm, 614000, e-mail, sergey89.m@mail.ru).

**Vladislav N. Nikitin** (Perm, Russian Federation) – Ph. D. in Physics and Mathematics, Associate Professor, Department of Computational Mathematics, Mechanics and Biomechanics, Perm National Research Polytechnic University, Technical Director, Limited Liability Company “Yord Tech” (29, Komsomolsky ave., Perm, 614990, e-mail: nikitinvladislav86@gmail.com).

**Gaiane Z. Kloian** (Perm, Russian Federation) – Ph. D. Student, Department of Computational Mathematics, Mechanics and Biomechanics, Perm National Research Polytechnic University (29, Komsomolsky ave., Perm, 614990, e-mail: kloyang@mail.ru).

#### **Библиографическое описание статьи согласно ГОСТ Р 7.0.100–2018:**

Цифровые модели и инструменты для диагностики трехмерной деформации позвоночника на основе данных стереофотограмметрии / И. Д. Шитоев, В. Ю. Столбов, С. В. Муравьев [и др.]. – текст : непосредственный. – DOI: 10.15593/2499-9873/2022.4.04 // Прикладная математика и вопросы управления / Applied Mathematics and Control Sciences. – 2022. – № 4. – С. 60–82.

#### **Цитирование статьи в изданиях РИНЦ:**

Цифровые модели и инструменты для диагностики трехмерной деформации позвоночника на основе данных стереофотограмметрии / И. Д. Шитоев, В. Ю. Столбов, С. В. Муравьев, В. Н. Никитин, Г. З. Клоян // Прикладная математика и вопросы управления. – 2022. – № 4. – С. 60–82. – DOI: 10.15593/2499-9873/2022.4.04

#### **Цитирование статьи в references и международных изданиях**

##### **Cite this article as:**

Shitoev I.D., Stolbov V.Y., Muravyev S.V., Nikitin V.N., G.Z. Kloyan Digital models and tools for diagnosing three-dimensional spinal deformity based on stereophotogrammetry data. *Applied Mathematics and Control Sciences*, 2022, no. 4, pp. 60–82. DOI: 10.15593/2499-9873/2022.4.04 (*in Russian*)

**Финансирование.** Исследование не имело спонсорской поддержки.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Вклад.** 100 %.

Поступила: 06.10.2022

Одобрена: 25.11.2022

Принята к публикации: 12.12.2022