© МАЛКОВ А.Б., КОНДРАТЬЕВ С.Н.

УДК 616-71

DOI: 10.20333/2500136-2021-1-34-48

Видеоанализ биомеханики позвоночника как объективный метод функциональной диагностики

А. Б. Малков, С. Н. Кондратьев

Федеральный Сибирский научно-клинический центр Федерального медико-биологического агентства, Красноярск 660037, Российская Федерация

Резюме. В данном научном обзоре на основании медицинской и технической литературы произведена попытка всесторонней оценки современного технологического этапа биомеханической аппаратной диагностики позвоночника в плане ее объективности, а также диагностико-прогностической ценности на примере анализа этиопатогенеза дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника. Для определения диагностической и прогностической ценности при изучении отдельных литературных источников, в которых использовались эмпирические и математические методы исследования, была выделена совокупность структурных и внепозвоночных факторов, способствующих возникновению и прогрессированию дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника, а также установлено центральное индикаторное значение кинетики межсегментарных компрессионно-дистракционных и сдвиговых нагрузок по отношению к данным факторам. При рассмотрении объективности видеоанализа биомеханики позвоночника была отдельно оценена достоверность кинетики и кинематики позвоночно-двигательных сегментов и установлена непригодность последней с точки зрения надежности и повторяемости результатов диагностики. Из кинетики валидным является лишь показатель вертикальной силы, отражающий межсегментарную компрессионную нагрузку, ввиду достаточной объективности и слабой зависимости его значений от типа компьютерных математических моделей, используемых коммерческими системами видеоанализа движений. Оптимальным двигательным актом для расчета вертикальной силы посредством современных оптико-электронных программно-аппаратных комплексов является ходьба.

Ключевые слова: оптико-электронные системы видеоанализа движений, позвоночно-двигательный сегмент, биомеханика позвоночника, дегенеративно-дистрофические заболевания позвоночника, кинетика, кинематика, диагностическая мощность, диагностико-прогностическая ценность.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Для цитирования: Малков АБ, Кондратьев СН. Видеоанализ биомеханики позвоночника как объективный метод функциональной диагностики. *Сибирское медицинское обозрение*. 2021;(1):34-48. DOI: 10.20333/2500136-2021-1-34-48

Video analysis of spine biomechanics as an objective method of functional diagnostics

A. B. Malkov, S. N. Kondrat'ev

The Federal Siberian Research Clinical Centre under the Federal Medical Biological Agency Krasnoyarsk 660037, Russian Federation

Abstract. The present scientific review of medical and technical literature presents the attempt to assess modern technological stage of spine biomechanical hardware diagnostics in terms of its objectivity, as well as diagnostic and prognostic value on the example of etiopathogenesis analysis of spine degenerative-dystrophic diseases. A set of structural and extra vertebral factors contributing to the onset and progression of spine degenerative-dystrophic diseases was identified to determine diagnostic and prognostic value studying particular literature sources, which use empirical and mathematical research methods. Central indicator value of intersegmental compression-distractive kinetics and loads shifts related to these factors was also determined. When considering the objectivity of spine biomechanics video analysis, the reliability of kinetics and spinal motion segments kinematics was separately assessed. Furthermore, impropriety of the latter was established in terms of reliability and repeatability of diagnostic results. Only vertical force indicator is valid in kinetics, reflecting intersegmental compression load, due to the sufficient objectivity and weak dependence of its values on the type of computer mathematical models used by commercial systems of video motion analysis. Walking is optimal motional act for calculating vertical force by modern optoelectronic software and hardware systems.

Key words: optoelectronic systems for movements video analysis, spinal motion segment, spine biomechanics, spine degenerative-dystrophic diseases, kinetics, kinematics, diagnostic power, diagnostic and prognostic value.

Conflict of interest. The authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest associated with the publication of this article.

Citation: Malkov AB, Kondrat'ev SN. Video analysis of spine biomechanics as an objective method of functional diagnostics. *Siberian Medical Review*. 2021;(1):34-48. DOI: 10.20333/2500136-2021-1-34-48

На сегодняшний день дегенеративно-дистрофические заболевания позвоночника являются одной из главных общемировых проблем в сфере патологий опорно-двигательного аппарата, существенно нарушающих статодинамические функции человека. По данным ВОЗ, встречаемость данной патологии

в мире достигает 80 %, составляя 90 % всех случаев хронических заболеваний. Клинические проявления дегенеративно-дистрофических процессов позвоночника стоят на третьем месте по числу госпитализаций и на втором по числу обратившихся за медицинской помощью [1].

Не смотря на то, что частота дегенеративно-дистрофических патологий позвоночника с возрастом неуклонно растет, достигая 100 % к 80-90 годам, большую часть пациентов составляют люди трудоспособного возраста (25-55 лет) [2].

При этом данные заболевания приводят к инвалидизации населения в 10 % случаев, а оперированные пациенты становятся инвалидами более чем в 70 % случаев, что говорит об огромном социально-трудовом риске в отношении трудоспособного населения [3].

Изучение патологий позвоночника исторически связано с его биомеханикой, о чем свидетельствует огромное наследие античности, средневековья и эпохи Возрождения. Эти бесценные, но отрывочные знания из разных областей были аккумулированы в 19 и первой половине 20 веков, а исследования второй половины 20 века заложили прочный фундамент для современной биомеханики позвоночника [4, 5].

На современном этапе развития технологий методы изучения биомеханики позвоночника можно классифицировать следующим образом:

1. По способу получения данных: а) Оптико-электронные методы; б) Электромагнитные методы; в) Трехмерные радиографические методы.
2. По объекту исследования: а) *In vitro* (трупные препараты); б) *In vivo* (человек, животные).
3. По способу обработки данных: а) Методы скелетно-мышечного моделирования; б) Метод конечных элементов.
4. По инвазивности: а) Инвазивные; б) Неинвазивные [6, 7].

Все данные методы имеют свои достоинства и недостатки, однако каждый из них вносит и продолжает вносить свой неоценимый вклад в изучение биомеханики позвоночника [8].

На сегодняшний день наибольшее распространение в научно-практических дисциплинах, связанных с изучением биомеханики позвоночника, получили оптико-электронные методы с использованием светоотражающих маркеров ввиду их достаточной информативности в сочетании с отсутствием инвазии в тело испытуемых, а также лучевой нагрузки [9].

Данные методы основаны на отражении света в инфракрасном диапазоне от множества накожных маркеров, размещенных в проекции оптимальных анатомических ориентиров скелета. Свет поступает в объектив различного количества видеокамер, на которых в виде единой конструкции радиально размещены инфракрасные излучатели (рис. 1). На основании полученной от маркеров информации формируется цифровая функциональная копия реального скелета человека в трехмерном виде [10].

Рисунок 1. Процесс установки различных видов светоотражающих накожных маркеров в проекции оптимальных точек скелета на фоне одной из цифровых видеокамер программно-аппаратного комплекса компании Vicon Motion Capture Systems с некогерентными инфракрасными светодиодами, окружающим ее объектив (фотоснимок лаборатории видеоанализа движений в Центре восстановительной медицины ФСНКЦ ФМБА России (г. Красноярск)).

Figure 1. The process of installing various types of reflective cutaneous markers projecting optimal points of skeleton against the background of one of the digital video cameras of the hardware-software complex Vicon Motion Capture Systems with incoherent infrared LEDs surrounding its lens (photograph of the laboratory of movements video analysis at Center for Rehabilitation Medicine of Federal Service for Scientific and Research Center of Federal Medical and Biological Agency of Russia (Krasnoyarsk)).

Изучение биомеханики позвоночника классически включает в себя исследование его глобальной и локальной кинематики и кинетики. Обе этих области данных включают как дискретные, так и непрерывные (графические) величины, отталкивающиеся от временной шкалы. Кинематика включает многоплоскостную структуру сегментарных углов позвоночника, а кинетика – совокупность сил и моментов компрессии и сдвига на уровне дисков и суставов отдельных позвоночно-двигательных сегментов [11].

Оптико-электронные методы в виде видеоанализа статики и движений достаточно давно используют для всесторонней оценки кинетики и кинематики позвоночно-двигательных сегментов, однако до настоящего времени окончательно не решена проблема объективности полученных результатов [12].

Рассматривая дальнейшие перспективы развития данного метода нам необходимо оценить отдельно его диагностическую мощность относительно кинетических и кинематических показателей наряду с анализом их диагностико-прогностической ценности.

Для получения объективной кинематической картины любой области тела посредством видеоанализа необходимо наличие достаточного количества стабильных анатомических ориентиров на поверхности тела. При этом монолитная скелетная структура должна иметь минимум 3-4 неподвижных опорных точки с минимальным смещением относительно поверхности кожи. Подобное требование с определенными поправками применимо к черепу, грудной клетке и тазу, однако позвонки имеют лишь одну опорную точку, пригодную для отслеживания их кинематики с поверхности кожи, – остистый отросток. Между тем, данное анатомическое образование не всегда доступно для точной локализации антропометристом и его крайне недостаточно для достоверного моделирования движений в трех плоскостях [13].

К тому же имеет место достаточно большой артефакт мягких тканей между светоотражающими маркерами и позвонками. Так при сравнительном изучении кинематики поясничного и грудного отделов позвоночника посредством видеоанализа и МРТ было установлено, что средний сдвиг кожных маркеров относительно костных структур составил 1 см и достигал 2,7 см для пятого поясничного позвонка при 30 градусном диапазоне наклона туловища во время сгибания/разгибания в положении сидя. Угловая корреляция между данными МРТ и видеоанализа была слабой, что говорит о невозможности объективной оценки абсолютных кинематических данных позвоночника посредством оптико-электронной маркерной технологии [14].

Несмотря на это, посегментный способ расположения маркеров в проекции остистых отростков позвонков встречается в литературе достаточно часто. Светоотражающие маркеры могут размещаться как над каждым позвонком одного и более отделов позвоночника, так и над частью позвонков, от чего зависят особенности и точность компьютерного моделирования [15, 16, 17].

Серьезным основанием для подобного подхода является высокая корреляция между формой наружной поверхности спины, отслеженной по сегментарным светоотражающим маркерам кожи при постанов-

ке в типичные, используемые в реабилитации позы, и внутренней геометрией позвоночного изгиба, установленной на основании МРТ позвоночника при различных функциональных углах лордоза [18].

Проблемы отсутствия достаточного количества доступных опорных точек отдельных позвонков, а также наличия внушительного артефакта мягких тканей спины решаются на сегодняшний день различными способами. Их можно условно разделить на две группы: инструментальные способы и математические способы.

Первым и самым простым из инструментальных способов является добавление дополнительных симметричных маркеров в области мягких тканей спины. При этом чаще всего используются наиболее выступающие параспинальные регионы. Это отчасти решает проблему нехватки опорных точек отдельных позвонков, однако остается нерешенной проблема артефакта мягких тканей, усиливающаяся с увеличением количества нестабильных маркеров, которые вместе с тем не отвечают ригидности структуры позвонков в динамике [19].

Вторым инструментальным способом является использование 3D-кластеров, которые представляют из себя стационарные конструкции минимум из трех светоотражающих маркеров, размещенных посредством основания на поверхности спины в проекции позвонков. Данная технология основана на допущении об идентичной пространственной ориентации ригидной структуры 3D-кластеров и отдельных позвонков. При этом частично решаются проблемы артефакта мягких тканей и недостатка стабильных анатомических ориентиров позвонков. Однако возникает две других проблемы – смещение 3D-кластеров относительно опорной точки поверхности спины под действием импульса от различных частей тела во время движения и сложность в конструировании и стабильном размещении 3D-кластеров, сравнимых с размерами отдельных позвонков [20].

Данные проблемы решаются одними авторами посредством применения увеличенного, ригидного кластера, фиксированного к поверхности спины при помощи поясного ремня. Однако наличие последнего может существенно изменять кинематику позвоночника, в частности препятствовать достаточной ротации в нем. К тому же увеличение размера кластера не позволяет отслеживать посегментную кинематику позвоночника [21].

Другие авторы пытаются решить вышеназванные проблемы при помощи использования небольших полужестких оснований для маркерных конструкций, фиксированных к коже посредством двустороннего скотча, которые способны гасить нежелательные колебания на поверхности соприкосновения. Однако

при установке основание такой маркерной конструкции, приспособляясь к индивидуальной анатомии на уровне актуального сегмента, будет искажать линейную плоскостную ориентацию маркеров, которые также могут легко смещаться относительно друг друга во время проведения динамических проб [22].

Наиболее совершенным инструментальным способом является создание 3D-кластеров, которые содержат гибкое основание, охватывающее область актуального позвонка, и конструкцию из неколлинеарных друг другу стержневых маркеров, расходящихся в стороны из центра основания (рис. 2). При этом сохраняется достаточная различимость отдельных маркеров без потери относительной компактности кластера. Компромиссом в данном случае является сохранение ригидности конструкции без увеличения размера кластера. Однако авторы вынуждены были создавать 3D-кластеры с площадью основания, превышающей коронарную площадь позвонков, чтобы уменьшить артефакт мягких тканей, что является препятствием к посегментному размещению кластеров [23].

Ввиду отсутствия достаточной достоверности кинематических данных, полученных посредством сегментарных маркеров отдельных позвонков, любая оптико-электронная технология захвата движения вынуждена использовать относительную ориентацию в пространстве таза, грудной клетки и черепа с целью повышения объективности полученных результатов посредством математического моделирования. Данное допущение основано на зависимости глобальной и локальной постральной геометрии различных отделов позвоночника, грудной клетки и таза между собой [24].

Математические способы в чистом виде (при полном отсутствии промежуточной сегментарной маркировки позвонков) встречаются в литературе довольно редко, однако по своей достоверности не намного уступают более распространенным смешанным способам математического моделирования с инструментальной посегментной маркировкой (рис. 3). Однако они намного проще в плане повседневного практического применения в клинической диагностике ввиду значительного сокращения количества светоотражающих маркеров и времени их установки. При этом известны способы маркировки опорных точек крайних скелетных структур как посредством отдельных маркеров [25, 26], так и с использованием 3D-кластеров [27].

В качестве математических способов оптико-электронные системы видеоанализа движений в подавляющем большинстве используют методы скелетно-мышечного моделирования полисегментарного функционального скелета позвоночника, основанные на регрессионном анализе имеющейся вариабельной анатомии реального скелета человека. При этом для

Рисунок 2. Пример наиболее оптимальной конструкции спинального 3D-кластера, отличающейся неколлинеарностью маркерных осей по типу «куста» (справа) и способа его размещения в проекции части позвонков шейного, грудного и поясничного отделов позвоночника (слева)[23].

Figure 2. The process of installing various types of reflective cutaneous markers projecting optimal points of skeleton against the background of one of the digital video cameras of the hardware-software complex Vicon Motion Capture Systems with incoherent infrared LEDs surrounding its lens (photograph of the laboratory of movements video analysis at Center for Rehabilitation Medicine of Federal Service for Scientific and Research Center of Federal Medical and Biological Agency of Russia (Krasnoyarsk)).

создания расчетных уравнений классически используется комбинация антропометрических, рентгенологических и оптико-электронных методов получения данных от здоровых добровольцев и трупного материала, известная с конца 60-х годов 20 века [28, 29].

Проблемой объективной оценки кинематики каждого позвоночно-двигательного сегмента посредством скелетно-мышечного моделирования по сей день остается отсутствие достаточной кинематической взаимосвязи между различными позвонками. Так в одном из недавних исследований было показано отсутствие достаточной корреляции в угловом диапазоне движений между верхним (T12-L3) и нижним (L3-таз) отделами поясничного отдела позвоночника во фронтальной и горизонтальной плоскостях при проведении тестовой походки [30].

Рисунок 3. Кадр видеоизображения статического теста с боковой аналоговой камеры программно-аппаратного комплекса компании Vicon Motion Capture Systems, сделанный в лаборатории видеоанализа движений Центра восстановительной медицины ФСНКЦ ФМБА России (г. Красноярск): слева нативное двухмерное изображение тела мужчины в видимом спектре с маркировкой таза, грудной клетки и черепа (не показан); справа то же изображение с воссозданием стандартной модели полного функционального скелета (Vicon Plug-in Gait Full Body Model) по светоотражающим накожным маркерам дополнительным наложением спинальной сегментарной модели Университета Майями (University of Miami S-model [25, 26]), описывающей биомеханику всех шейных и поясничных позвонков без их дополнительной маркировки.

Figure 3. A video shot of a static test taken from side analog camera of hardware-software complex Vicon Motion Capture Systems, made in the laboratory of movements video analysis at Center for Rehabilitation Medicine of Federal Service for Scientific and Research Center of Federal Medical and Biological Agency of Russia (Krasnoyarsk): on the left is a native 2-D image of a man's body in visible spectrum with a pelvis, chest and skull (not shown) marking; on the right is the same image with reconstruction of standard Vicon Plug-in Gait Full Body Model based on reflective cutaneous markers and additional overlay of University of Miami S-model [25, 26], describing biomechanics of all cervical and lumbar vertebrae without additional marking.

Вместе с тем, во время ходьбы каждый позвонок является относительно независимой единицей, препятствующей избыточному смещению в трех плоскостях центра масс, обусловленному кинематической цепью таза и нижних конечностей. Данный факт был точно установлен на основании инвазивной методики исследования кинематики поясничных позвонков в трех плоскостях во время ходьбы в произвольном темпе посредством введенных в остистые отростки позвонков L1-S1 спиц Киршнера, соединенных с крестообразной конструкцией из трех светоотражающих маркеров. При этом производилась точная трехмерная калибровка маркерных конструкций в соответствии с осевой ориентацией каждого исследуемого позвонка посредством компьютерной томографии [31].

Таким образом, на основании всего вышеизложенного, объективно оценить кинематику каждого позвоночно-двигательного сегмента посредством неинвазивных оптико-электронных методов видеоанализа движений на сегодняшний день не представляется возможным.

В отличие от кинематики, кинетика отдельных позвоночно-двигательных сегментов демонстрируют большую сопоставимость. Так в исследовании сил сжатия и сдвига на шейные сегменты при сгибании шеи из вертикального положения на 45 градусов было отмечено, что компрессия равномерно увеличивается в 1,6 раза на уровне каждого шейного сегмента, а передний сдвиг увеличился в четыре раза в верхнем шейном отделе позвоночника и резко уменьшился каудально [32].

Как и в случае с данными кинематики, объективность кинетических данных от отдельных позвоночно-двигательных сегментов, полученных посредством видеонализа движений, нуждается в тщательной проверке другими методами оценки внутрисегментарной кинетики. При этом кинетические данные отдельных позвоночно-двигательных сегментов в отличие от их кинематики, могут быть проверены только посредством инвазивных методов на уровне отдельных позвонков. Основными проверочными показателями для оценки кинетики отдельных позвоночных сегментов являются силы внутридискковой компрессии и сдвига, а также связанный с ними уровень внутридисккового давления [33].

На сегодняшний день известно две основных инвазивных технологии, способных объективно отражать кинетику отдельных позвоночно-двигательных сегментов. Первая из них – это технология с использованием имплантов, заменяющих тело позвонка, снабженных полупроводниковыми датчиками, способными напрямую измерять трехплоскостные нагрузки, соответствующие силам компрессии и сдвига (рис. 4). При этом питание датчиков происходит бесконтактно через катушку индуктивности внутри импланта. Замена тела позвонка производится вместе с прилежащими дисками [34].

Рисунок 4. Пример конструкции измерительного устройства, интраоперационноимплантируемого на уровне актуального позвоночного двигательного сегмента с заменой тела позвонка с целью объективного отражения кинетики компрессионных и сдвиговых нагрузок [34].

Figure 4. An example of measuring device design, which is intraoperatively implanted at the level of actual vertebral motor segment with the replacement of vertebral body in order to reflect the kinetics of compression and shift loads objectively [34].

Однако зафиксировать точные физиологические значения сжатия и сдвига посредством данной технологии не возможно, так как установка импланта с полной сегментарной заменой производится только при проведении оперативного вмешательства по поводу перелома тела позвонка, последствия чего кардинально изменят нормальную биомеханику позвоночника посредством появления структуры с новыми физическими свойствами. К тому же, происходит поглощение части нагрузки материалами самого импланта и транспедикулярными фиксаторами от смежных позвонков. Вместе с тем, необходимость проведения сложной операции лицам, получившим серьезные травмы позвоночника, значительно ограничивает получение кинетических данных на разных уровнях позвоночного столба [33].

В рамках второй технологии производится измерение внутридисккового давления с применением жидкостных или пьезорезистивных датчиков, имплантируемых в пульпозное ядро актуального межпозвонкового диска (рис. 5). На сегодняшний момент получены данные о значениях внутридисккового давления на различных уровнях позвоночного столба. Преимущество данной технологии заключается в возможности производить измерения интактных дисков у здоровых добровольцев без изменения анатомии позвоночно-двигательных сегментов [35, 36, 37].

Рисунок 5. Конструкция и размер стандартного пьезорезистивного датчика внутри дискового давления (справа)[35] с боковой рентгенограммой позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 (слева), отражающей локализацию в пульпозном ядре межпозвонкового диска другого аналогичного датчика и его пространственное расположение относительно спинальных анатомических структур [37].

Figure 5. Design and size of standard piezoresistive intradiscal pressure detector (to the right) [35] with lateral radiograph of spinal motion segment L4-L5 (to the left), reflecting the localization of intervertebral disk in the nucleus pulposus of another similar detector and its spatial location relative to spinal anatomical structures [37].

Однако ее недостатком является невозможность прямой фиксации межсегментарной силовой нагрузки. Ее оценка может осуществляться только посредством дальнейшего математического преобразования значения внутридискового давления с учетом площади поперечного сечения замыкательной пластинки и коэффициента деформации диска [38].

К тому же возможен лишь расчет компрессионной нагрузки на позвоночно-двигательные сегменты, тогда как силы межсегментарного сдвига вычислить таким способом не возможно ввиду того, что они вызывают очень незначительное изменение давления внутри диска [39].

Обе вышеописанные технологии активно применяются с целью валидации скелетно-мышечных моделей, используемых оптико-электронными системами видеоанализа движений, однако лишь применение датчиков давления позволяет производить конкретное сравнение уровня сегментарных нагрузок, рассчитанных при помощи математической модели и установленных посредством прямого измерения [40, 41].

При этом современные скелетно-мышечные модели, приуроченные к выбранной конфигурации светоотражающих маркеров, демонстрируют вполне удовлетворительные результаты в отношении объективности при сравнении со значениями *in vivo* по показателю внутридискового давления во время выполнения широкого спектра статических упражнений [42].

Таким образом, точная валидация существующих программно-аппаратных комплексов для оптического видеоанализа локомоций на сегодняшний день возможна только с применением показателя вертикальной силы, отражающего осевую нагрузку на актуальный позвоночно-двигательный сегмент.

Не смотря на то, что в большинстве работ по валидации скелетно-мышечных моделей используются различные статические упражнения, в оценке патологии биомеханики отдельных позвоночно-двигательных сегментов при возникновении и развитии дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника более информативным тестом является ходьба [43].

Между тем, именно ходьба является наиболее показательной в плане валидации кинетики позвоночно-двигательных сегментов. Так при исследовании походки с различным по амплитуде размахом рук, а также при их скрещивании на грудной клетке и при их вертикальной иммобилизации к туловищу у здоровых добровольцев и больных с эндопротезом тазобедренного сустава на протяжении всего шагового цикла результирующая всех сил на уровне T12-L1 и L5-S1 была практически равна вертикальной силе вне зависимости от двигательной активности верхних конечностей [44].

Однако, в положении сидя и стоя вертикальный компонент результирующей межсегментарной нагрузки также остается доминирующим относительно компонента сдвига в исследованиях с использованием имплантов, замещающих тело позвонка [45].

Также нужно отметить, что при выполнении различных статических упражнений сопоставимость различных скелетно-мышечных моделей между собой намного выше для показателя компрессионной силы в сравнении с силами сдвига [42].

Более того, в сравнительном исследовании биомеханики трупных препаратов позвоночника и группы здоровых добровольцев при моделировании максимальных по амплитуде движений в разных плоскостях было выявлено, что при всей отдаленности кинетики трупного материала от кинетики *in vivo*, наибольшая сопоставимость между ними прослеживается на протяжении всей амплитуды движения для показателя осевой межсегментарной нагрузки относительно сдвиговой и комбинированной [46].

Таким образом, показатель межсегментарной компрессионной нагрузки наряду со своей безальтернативностью в валидации скелетно-мышечных моделей, сам является наиболее надежным индикатором биомеханических аномалий на уровне отдельных позвоночно-двигательных сегментов. И наибольшую достоверность он проявляет при исследовании походки.

Наибольшая диагностическая и прогностическая ценность кинетических показателей обусловлена филогенетически, ибо у человека, не смотря на то, что развитие дегенеративно-дистрофических процессов в межпозвонковом диске и в замыкательной пластинке могут иметь различные причины, все они приурочены к осевой нагрузке, вызванной прямохождением [47].

В современных модельных исследованиях *in vitro* было исчерпывающе доказано первостепенное значение компрессионно-дистракционных и сдвиговых нагрузок, как в роли индикатора, так и повреждающего фактора, приводящего к возникновению межпозвонковых грыж [48].

Клинические исследования с использованием современных программно-аппаратных систем видеоанализа движений подтвердили факт увеличения сил компрессии и сдвига, действующих на межпозвонковые диски и фасеточные суставы у пациентов с наличием нижнепоясничных межпозвонковых грыж, за счет чрезмерной коактивации дорзальной и фронтальной группы мышц, что непременно влечет за собой симптоматическое обострение и прогрессирование заболевания [17].

Исследования последних 25 лет определили центральную роль трех взаимосвязанных между собой

структурных факторов позвоночника, способствующих возникновению и прогрессированию его дегенеративно-дистрофических заболеваний: глобальная постуральная геометрия позвоночника; анатомические особенности позвоночно-двигательных сегментов; физические характеристики анатомических образований, составляющих позвоночно-двигательные сегменты. Вышеперечисленные факторы определяют многоплоскостную кинетику и кинематику позвоночно-двигательных сегментов, которые в свою очередь влияют на данные факторы [11].

При этом кинетика компрессионно-дистракционных и сдвиговых нагрузок с одной стороны является отражением структурных факторов, а с другой стороны обеспечивает их патогенетическое приложение, являясь индикатором биомеханических нарушений, сопровождающих дегенеративно-дистрофические заболевания позвоночника, так как не имеет самостоятельного факторного значения [49].

Что касается внепозвоночных факторов, способных отрицательно влиять на развитие дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника, то на основании приведенной далее литературы их можно условно разделить на следующие категории: 1) Факторы положения; 2) Факторы движения; 3) Факторы гравитации и ее компенсации; 4) Факторы висцеральной механики. При этом становится очевидным, что через структурные факторы позвоночника на развитие его дегенеративно-дистрофических заболеваний можно влиять больше хирургически, а через внепозвоночные факторы – больше консервативно.

Примером влияния факторов положения являются работы, в которых доказывается значительное различие в степени суммарной межсегментарной нагрузки в зависимости от пребывания испытуемого в положении стоя или сидя, а также от положения верхних конечностей. Так в одной из работ было выявлено, что в положении сидя нагрузка на импланты, установленные на верхнепоясничном уровне, увеличивается на 40 % относительно позиции стоя, а также было отмечено уменьшение нагрузки на 13 %, когда пациенты находились в позиции сидя, положив руки на бедра, относительно свободного вертикального свисания рук. К тому же было установлено, что разница в нагрузке между положениями сидя и стоя возрастает с увеличением угла кифоза, что доказывает связь факторов положения с глобальной постуральной геометрией позвоночника [45].

Влияние факторов движения проявляется например в достоверном увеличении диапазона горизонтальной ротации между грудной клеткой и тазом преимущественно за счет вращения таза в процессе возрастания амплитуды размаха рук при ходьбе [44].

При этом логично, что кинематика позвоночника является частным случаем фактора движения, обусловленного взаимосвязью амплитуд разных частей тела с позвоночником. Она способна влиять на нагрузки отдельных позвоночно-двигательных сегментов. Так в одном из исследований было показано влияние различных поясничных и пояснично-тазовых ритмов (процентное кинематическое соотношение различных позвоночно-двигательных сегментов и таза относительно друг друга и общей кинематики различных отделов позвоночника) на межсегментарные нагрузки сжатия и сдвига, а также глобальные и локальные силы мышечного каркаса позвоночника при сагиттальном наклоне позвоночника вперед. Вместе с этим была обсуждена причинная роль глобальной постуральной геометрии позвоночника в отношении характеристик его кинематических ритмов [50].

Однако при ходьбе изменение кинематического соотношения между различными уровнями позвоночного столба несущественно влияет на степень межсегментарных нагрузок. Данный факт был описан на примере незначительного воздействия неравномерного изменения амплитуд горизонтальной ротации грудной клетки и таза, обусловленного увеличением размаха рук во время тестовой ходьбы, на величину межсегментарных нагрузок, что говорит об оптимальности ходьбы в качестве диагностического двигательного акта с максимальной надежностью и повторяемостью кинетических данных, полученных от позвоночно-двигательных сегментов [44].

Кинематика отдельных позвоночно-двигательных сегментов также способна изменяться под воздействием нагрузок на них. Данный факт основан в частности на экспериментальном и компьютерном моделировании управляемого воздействия сил компрессии на поясничный отдел позвоночника, приводящего к увеличению амплитуды разгибания, но к уменьшению амплитуды сгибания, ротации и латерального наклона во всех сегментах [51].

В отличие от кинетики, сегментарная кинематика позвоночника, являясь самостоятельным внепозвоночным фактором, не всегда способна отреагировать на изменения других факторов. Так в одном из исследований посредством оптического видеонализа движения с использованием спинальных светоотражающих маркеров, количество которых в достаточной мере отражало геометрию дуг искривления, было обнаружено отсутствие существенной взаимосвязи диапазона движений шейного, грудного, поясничного и тазового сегментов во время тестовой ходьбы с наличием и выраженностью сколиоза [52].

К внепозвоночным факторам гравитации можно отнести непосредственное воздействие веса удерживаемых и переносимых предметов, приводящее

к симметричному или асимметричному повышению нагрузок на позвоночно-двигательные сегменты. Так в одной из работ на примере сегмента L4-L5 было показано прогрессирующее увеличение компрессионной нагрузки при переносе грузов весом 5-30 кг. При этом асимметричное перемещение груза увеличивало компрессионную нагрузку до 44 % в сравнении с симметричным распределением веса [27].

Негативное влияние гравитации отмечается и при сосредоточении источника дополнительной массы в теле человека, как в целом, так и в определенных регионах. В одной из работ была продемонстрирована линейная зависимость компрессионной сегментарной нагрузки на уровне T12-L5 от роста и массы тела. При этом нагрузку в большей мере увеличивала масса тела [53].

В другом исследовании было показано существенное повышение нагрузки на грудной отдел позвоночника с увеличением веса и размера женских молочных желез с максимальным значением в 500 ньютонов [54].

Компенсировать гравитацию организму помогают упруго-эластические свойства анатомических структур как примыкающих к позвоночнику, так и расположенных в других частях скелета. При этом эластическая деформация мягкотканых структур позвоночника, вызванная длительным отягощенным сагиттальным наклоном туловища, существенно увеличивает нагрузку на позвоночно-двигательные сегменты при последующем кратковременном поднятии веса из положения сгибания, как за счет активного компонента мышц, так и за счет сил компрессии и сдвига. Данный факт был доказан на примере сегментов T12-S1 [55].

Наиболее показательным примером участия скелета в компенсации межсегментарной позвоночной нагрузки является поглощение ударных волн, исходящих от столкновения свода стопы с поверхностью во время опорной фазы шагового цикла, структурами нижних конечностей и таза. Так в ряде исследований было продемонстрировано существенное увеличение амортизирующей способности каудальной части скелета посредством использования мягких стелек. При этом было косвенно установлено уменьшение межсегментарной нагрузки в различных отделах позвоночного столба за счет снижения амплитуды и длительности экспозиции силы реакции опоры, а также болевого синдрома в актуальной области позвоночника у лиц с повышенной его ригидностью [56, 57, 58].

Влияние факторов висцеральной механики на изменение нагрузок на сегменты позвоночника объективно можно обосновать через имеющуюся связь между уровнем внутрибрюшного давления

и механическим взаимодействием между отдельными составляющими внутрибрюшного содержимого [59].

При этом уровень внутрибрюшного давления обратно пропорционален степени пассивной и активной (мышечной) нагрузки на позвоночно-двигательные сегменты. Кроме того, было установлено, что уменьшение внутрибрюшного давления влечет за собой фронтальное смещение центра масс и передний сдвиг центров ротации позвонков, приводящий к увеличению суммарной нагрузки на позвоночно-двигательные сегменты. Данный факт свидетельствует о связи висцеральной механики и положения тела в пределах внепозвоночных факторов [60].

Таким образом, к возникновению и прогрессированию дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника имеет отношение совокупность структурных и внепозвоночных факторов, тесно взаимосвязанных между собой, и патогенетически проявляющихся через кинетические показатели нагрузки на отдельные позвоночно-двигательные сегменты, доступные для расчета посредством различных компьютерных моделей.

Классические равновесные модели, основанные на балансе между внешними и внутренними силами, действующими на каждый позвоночно-двигательный сегмент, являются базисом, на котором построены все существующие до настоящего времени программно-аппаратные средства в сфере видеоанализа движений позвоночника. Различия заключаются в способе моделирования активного (мышечного) компонента межсегментарных нагрузок при различных двигательных актах. При этом реальный силовой вклад большинства локальных и глобальных мышц, в определенный момент времени участвующих в различных движениях позвоночника, не может быть точно и неинвазивно измерен, а также является недоступным для исчерпывающего математического моделирования, так как количество уравнений равновесия будет стремиться к бесконечности [33].

Самым старым способом воссоздания мышечного участия в сегментарных локомоциях позвоночника является одноэквивалентное моделирование, при котором все агонистические мышцы вместе с их синергистами образуют одно суммарное силовое значение, соответствующее приложенной к позвоночному сегменту весовой нагрузке на различную длину плеча при нарушении равновесия с отклонением центра масс [61].

Ввиду значительной неточности одноэквивалентных моделей в предсказании суммарного мышечно-силового вклада в величину сегментарных нагрузок для решения проблемы кинетической избыточности были разработаны математические модели, основанные на оптимизации. В них производится

биомеханическое описание каждой из множества мышц с учетом их нормальной топографической анатомии. Концепция данного способа моделирования предполагает сведение активности отдельных мышц к максимальному или минимальному уровню при нарушении межсегментарного равновесия. Для расчета мышечной силы чаще всего используется обратный динамический подход, при котором она вычисляется на основании изменения длины мышцы (величины и скорости). Недостатком данного способа моделирования является игнорирование антагонистических межмышечных взаимоотношений, в частности коактивации [62].

Отсутствие полных реальных представлений об индивидуальных особенностях совместной мышечной работы при различных двигательных актах вынуждает некоторых исследователей сочетать подходы прямой и обратной динамики, подключая модули электромиографии для оценки силовых характеристик мышц через их электрическую активность. Данные гибридные подходы в виде различных моделей существенно не расходятся друг с другом и с моделями оптимизации в отношении сил компрессии и сдвига, а также уровня внутридискового давления, близкого к инвазивно полученным значениям *in vivo*, при проведении статических тестов с амплитудой движения туловища не более 40 градусов [63].

Между тем, более широкая сравнительная оценка скелетно-мышечных моделей, методологически значительно расходящиеся между собой, показала, что при выполнении большого количества статических тестов межсегментарные силы компрессии и сдвига на уровне L4-L5 и L5-S1, а также значения внутридискового давления ощутимо отличались в зависимости от математической модели. Однако нужно отметить, что для большей части выполняемых упражнений, силы межсегментарной компрессии не различались более чем на 20 %, тогда как силы сдвига могли отличаться в несколько раз [42].

Также можно выделить скелетно-мышечные модели одноуровневого и многоуровневого равновесия. Одноуровневые модели более старые и экстраполируют значения вычисленных внешних и внутренних сил с одного нижнего позвоночно-двигательного сегмента (в основном L5-S1) на все вышележащие, отталкиваясь от пространственного положения последних, без учета чистых гравитационных моментов, а также количества и длины рычага участвующих мышц на разных уровнях позвоночного столба [64].

Подобное биомеханическое пренебрежение отрицательно сказывается на точности расчетов активного и пассивного силового компонента для каждого позвоночно-двигательного сегмента. При этом ошибка для сил сдвига может достигать 50 %, однако

для сил компрессии составляет не более 10 %, что универсализирует последний показатель в диагностике с использованием моделей, созданных в разные годы [65].

Многоуровневые модели отдельно вычисляют значение компрессионной и сдвиговой нагрузки для каждого из позвоночно-двигательных сегментов с учетом особенностей локальной анатомии и биомеханики склеротома и миотома, поэтому являются более прогрессивными в отношении достоверности полученных результатов. При этом в оптимизирующую скелетно-мышечную модель добавляется модель конечных элементов [66].

Биомеханический анализ методом конечных элементов нацелен на решение проблемы неопределенности физических свойств и индивидуальной микро- и макрогеометрии биологических тканей через фрагментацию анатомической структуры посредством сетки элементов с ограниченной протяженностью, каждый из которых обладает своими физическими параметрами. Конечные элементы, имея общие узловые точки, в совокупности аппроксимируют геометрическую форму анатомического образования. При этом входные данные для модели должны быть получены от реального объекта или группы аналогичных объектов [67].

Таковыми объектами для позвоночных моделей конечных элементов являются волонтеры, от которых получают данные микро- и макрогеометрии посредством компьютерной томографии и магнитно-резонансной томографии, а также человеческие и животные трупные препараты, от которых получают биомеханические данные и данные гистологии и гистохимии. В отличие от скелетно-мышечных моделей валидация моделей конечных элементов не ограничивается кинематическими и кинетическими показателями, а дополняется сравнительной оценкой структурно-динамических изменений *in vitro*, что увеличивает их клиническую достоверность [68].

Посредством метода конечных элементов было доказано значительное влияние варибельной анатомии позвоночно-двигательных сегментов (размеров тела позвонка, межпозвонкового диска, задних отделов позвонков) на показатели их кинетики [69].

Более детальные исследования биомеханики позвоночно-двигательных сегментов расширили список ключевых анатомических показателей, определяющих вместе с нагрузкой на межпозвонковый диск трехплоскостной диапазон движений позвонков, а также максимальную контактную силу в фасеточных суставах. Наиболее важными оказались значения высоты межпозвонковых дисков, толщины хрящевого слоя межпозвонковых суставов и относительная длина ножек позвонков [70].

Наряду с особенностями структурной геометрии позвоночно-двигательных сегментов значительное влияние на их биомеханику оказывает наличие и физические свойства различных спинальных имплантов [71].

Наконец постоянное изменение физических свойств самих позвоночных структур по мере развития дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника с последующими биомеханическими нарушениями свидетельствует о том, что функциональную диагностику с использованием метода конечных элементов необходимо проводить адресно и перманентно [72].

Для биомеханической аппаратной диагностики позвоночника это означает, что в случае использования одной компьютерной модели конечных элементов или дополнения ей стандартной скелетно-мышечной модели системе необходимо дополнительно получать трехмерную картину всех анатомических структур позвоночника вместе с биомеханическими данными от камер захвата движений. При этом трехмерное динамическое изображение должно будет давать как минимум информацию об индивидуальной анатомии и плотности отдельных позвоночных структур. В литературе встречаются программно-аппаратные комплексы, которые используют рентгенологические данные для воссоздания трехмерной позвоночной модели в реальном времени. Однако они используют только обратную динамику в качестве принципа построения математических моделей, а компьютерная рентгеноскопия сужает анатомическую область исследования и ограничивает спектр исследуемых локоторных актов, а также создает дополнительную лучевую нагрузку [73].

Таким образом, основная масса наиболее распространенных на данный момент одноэквивалентных компьютерных моделей, использующих принцип оптимизации, отвечает требованиям надежности в отношении ранее установленного эталонного показателя межсегментарной компрессионной нагрузки. Дальнейшее технологическое усовершенствование программно-аппаратных комплексов видеоанализа движений будет сопряжено с единовременным сканированием структурно-механических характеристик позвоночника в реальном времени при введении в компьютерную модель анализа посредством метода конечных элементов.

Выводы

К возникновению и развитию дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника имеет отношение совокупность приуроченных к нему структурных факторов, а также внепозвоночные факторы, исходящие из сторонней механики.

До настоящего времени кинетические и кинематические характеристики являются основными индикаторами патофизиологических изменений позвоночника, при этом кинематика позвоночника является самостоятельным внепозвоночным фактором движения и не всегда имеет четкую взаимосвязь с другими факторами, однако кинетические характеристики не являются самостоятельными факторными единицами, отражая взаимодействие всей совокупности структурных и внепозвоночных факторов.

На данный момент технически не осуществимо точное измерение кинематики отдельных позвоночно-двигательных сегментов неинвазивными способами ввиду их слабой межсегментарной кинематической взаимосвязи, а также неэффективности использования накожных маркеров и маркерных конструкций для описания пространственной ориентации позвонков.

Сегментарные кинетические характеристики позвонков на разных уровнях обладают сильной биомеханической взаимосвязью, что обеспечивает возможность достаточно точного их математического вычисления через пространственную ориентацию крайних регионов головы, грудной клетки и таза неинвазивными оптико-электронными методами с использованием компьютерного скелетно-мышечного моделирования.

Компьютерные математические модели различных программно-аппаратных комплексов для оптического маркерного видеоанализа движений, основанные на оптимизации и гибридном сочетании прямой и обратной динамики, демонстрируют сходные значения кинетических показателей в отношении отдельных позвоночно-двигательных сегментов при выполнении тестов с небольшими амплитудами, поэтому могут быть стандартизованы для объективной биомеханической диагностики позвоночника.

На сегодняшний день единственным способом прямой инвазивной фиксации объективных значений межпозвонковых нагрузок является внутривидеоанализное измерение давления, отражающее лишь величину межсегментарной компрессии.

В пределах сегментарной кинетики позвоночника показатель межпозвонковой компрессии является идеальным маркером для диагностики патофизиологических процессов, происходящих с отдельными позвоночно-двигательными сегментами, так как он доступен и подтвержден посредством прямой валидации, существенно не различается по значениям у скелетно-мышечных моделей различных типов, а также является основной характеристикой сегментарных биомеханических нагрузок, испытываемых позвоночником в повседневной жизнедеятельности человека.

Ходьба может считаться эталонным локомоторным актом для отражения реальной кинетики позвоночника на уровне отдельных сегментов, так как она является наиболее физиологичным и распространенным способом приложения спинальных нагрузок, в наименьшей степени способствует зависимости межсегментарных нагрузок от кинематических паттернов позвоночника, а также представляет совокупность векторно-силовых характеристик позвоночно-двигательных сегментов в виде одного объективизированного инвазивными средствами показателя вертикальной силы.

Литература / References

1. Авдеева МВ, Кренева ЮА, Панов ВП, Филатов ВН, Мельцер АВ, Карасаева ЛА. Факторы риска развития и прогрессирования дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника по результатам скринингового обследования жителей Санкт-Петербурга. *Анализ риска здоровью*. 2019; (1): 125-134. [Avdeeva MV, Krenova YuA, Panov VP, Filatov VN, Mel'tser AV, Karasaeva LA. Risk factors that cause development and progression of degenerative and dystrophic diseases in the spinal column as per results obtained during screening tests on people living in Saint Petersburg. *Health Risk Analysis*. 2019; (1): 125-134. (In Russian)] DOI: 10.21668/health.risk/2019.1.14
2. Бывальцев ВА, Степанов ИА, Бардонова ЛА, Белых ЕГ. Дегенерация межпозвонкового диска и возможности тканевой инженерии: обзор литературы. *Хирургия позвоночника*. 2017; 14(1): 60-67. [Byval'tsev VA, Stepanov IA, Bardonova LA, Belykh EG. Intervertebral disc degeneration and the possibilities of tissue engineering: literature review. *Spine Surgery*. 2017; 14 (1): 60-67. (In Russian)] DOI: 10.14531/ss2017.1.60-67
3. Олейник АД, Зарудский АВ, Фирсова НВ. Ранняя диагностика различных форм поясничного остеохондроза. *Стационарозамещающие технологии: Амбулаторная хирургия*. 2007; (4): 158-159. [Oleynik AD, Zarudskiy AV, Firsova NV. Early diagnosis of various forms of lumbar osteochondrosis. *Hospital Surrogate Technology: Outpatient Surgery*. 2007; (4): 158-159. (In Russian)]
4. Naderi S, Andalkar N, Benzel EC. History of spine biomechanics: Part I – The pre-Greco-Roman, Greco-Roman, and medieval roots of spine biomechanics. *Neurosurgery*. 2007; 60(2): 382-391. DOI: 10.1227/01.NEU.0000249276.94933.8D
5. Naderi S, Andalkar N, Benzel EC. History of spine biomechanics: Part II – From the Renaissance to the 20th century. *Neurosurgery*. 2007; 60(2): 392-404. DOI: 10.1227/01.NEU.0000249263.80579.F9
6. Cruz J, Yang J, Xiang Y. Approaches to study spine biomechanics: A literature review. *Advances in human factors in simulation and modeling*: Springer International Publishing; 2019: 453-462. DOI: 10.1007/978-3-319-94223-0_43
7. Raymond L. Measurement of movements of the lumbar spine. *Physiotherapy: Theory and Practice*. 2002; (18): 159-164. DOI: 10.1080/09593980290058562
8. Oxland TR. A history of spine biomechanics: Focus on 20th century progress. *Unfallchirurg*. 2015;118[1]: 80-92. DOI 10.1007/s00113-015-0087-7
9. Travascio F, Eltoukhy M, Asfour S. Spine biomechanics: A review of current approaches. *Spine Research*. 2015; 1(1:4). DOI: 10.21767/2471-8173.100004
10. Борзиков ВВ, Рукина НН, Воробьева ОВ, Кузнецов АН, Белова АН. Видеоанализ движений в клинической практике (обзор). *СТМ*. 2015; 7(4): 201-210. [Borzikov VV, Rukina NN, Vorob'eva OV, Kuznetsov AN, Belova AN. Human motion video analysis in clinical practice (review). *CTM*. 2015; 7(4): 201-210. (In Russian)] DOI: 10.17691/stm2015.7.4.26
11. Oxland TR. Fundamental biomechanics of the spine – What we have learned in the past 25 years and future directions. *Journal of Biomechanics*. 2015; 49(6): 817-832 DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.035
12. Galbusera F, Wilke HJ. Biomechanics of the spine: basic concepts, spinal disorders and treatments. Academic Press (1st edition); 2018. 456 p.
13. Leardini A, Biagi F, Merlo A, Belvedere C, Benedetti MG. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics*. 2011; 26(6): 562-571 DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015
14. Zemp R, List R, Gulay T, Elsig JP, Naxera J, Taylor WR, Lorenzetti S. Soft tissue artefacts of the human back: comparison of the sagittal curvature of the spine measured using skin markers and an open upright MRI. *PLoS One*. 2014; 9(4): e95426. DOI: 10.1371/journal.pone.0095426
15. Kim Y, Ta D, Jung M, Koo S. A musculoskeletal lumbar and thoracic model for calculation of joint kinetics in the spine. *Journal of Mechanical Science and Technology*. 2016; 30(6): 2891-2897. DOI: 10.1007/s12206-016-0548-0
16. Dlugosz MM, Panek D, Maciejasz P, Chwala W, Alda W. An improved kinematic model of the spine for three-dimensional motion analysis in the Vicon System. *Studies in Health Technology and Informatics*. 2012; (176): 227-231. DOI: 10.3233/978-1-61499-067-3-227
17. Kuai S, Liu W, Ji R, Zhou W. The effect of lumbar disc herniation on spine loading characteristics during trunk flexion and two types of picking up activities. *Journal of Healthcare Engineering*. 2017; Article ID 6294503. DOI: 10.1155/2017/6294503
18. Mansour KB, Dao TT, Charleux F, Lazary A, Varga PP, Ho Ba Tho MC, Marin F. A non invasive protocol for the in vivo estimation of lumbar spine kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and*

Biomedical Engineering. 2012; 15(1): 200-202. DOI: 10.1080/10255842.2012.713710

19. Larson DJ, Wang Y, Zwambag DP, Brown SHM. Characterizing local dynamic stability of lumbar spine sub-regions during repetitive trunk flexion-extension movements. *Frontiers in Sports and Active Living*. 2019; 1(48). DOI: 10.3389/fspor.2019.00048

20. Needham R, Stebbins J, Chockalingam N. Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during gait using marker-based systems: a systematic review. *Journal of Medical Engineering and Technology*. 2016; 40(4): 172-185. DOI: 10.3109/03091902.2016.1154616

21. Schache AG, Blanch P, Rath D, Wrigley T, Bennell K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human Movement Science*. 2002; 21(2): 273-293. DOI: 10.1016/S0167-9457(02)00080-5

22. Morgenroth DC, Orendurff MS, Shakir A, Segal A, Shofer J, Czerniecki JM. The relationship between lumbar spine kinematics during gait and low-back pain in transfemoral amputees. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*. 2010; 89 (8): 635-643. DOI: 10.1097/PHM.0b013e3181e71d90

23. Konz RJ, Fatone S, Stine RL, Ganju A, Gard SA, Ondra SL. A kinematic model to assess spinal motion during walking. *Spine*. 2006; 31(24): E898-E906. DOI: 10.1097/01.brs.0000245939.97637.ae

24. Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Sagittal parameters of the spine: biomechanical approach. *European Spine Journal*. 2011; 20(5): S578-S585. DOI: 10.1007/s00586-011-1924-1

25. Stambolian DB, Asfour S, Eltoukhy M. Using Vicon Bodybuilder and Plug-In-Gait to generate L5/S1 angles, forces and moments. *IEEE Aerospace Conference Proceedings*. 2014. DOI: 10.1109/AERO.2014.6836487

26. Eltoukhy M, Travascio F, Asfour S, Elmasry S, Heredia-Vargas H, Signorile J. Examination of a lumbar spine biomechanical model for assessing axial compression, shear, and bending moment using selected Olympic lifts. *Journal of Orthopaedics*. 2015; 13(3): 210-219. DOI: 10.1016/j.jor.2015.04.002

27. McGill SM, Marshall L, Andersen J. Low back loads while walking and carrying: comparing the load carried in one hand or in both hands. *Ergonomics*. 2013; 56(2): 293-302. DOI: 10.1080/00140139.2012.752528

28. Snyder RG, Chaffin DB, Schutz RK. Link system of the human torso. Technical report of the University of Michigan № AMRL- TR-71-88; Aerospace Medical Research Laboratory (Wright-Patterson Air Force Base), Ohio: U.S. Government Printing Office; 1972. 273 p.

29. Robins DH, Reynolds HM. Position and mobility of skeletal landmarks of the 50th percentile male in an automotive seating posture. Final report. Technical

Report № UM-HSRI-BI-74-4 of Vehicle Research Institute(VRI 7.1); 1975. 68 p.

30. Ryan N, Bruno P. Analysis of 3D multi-segment lumbar spine motion during gait and prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017; (33): 111-117. DOI: 10.1016/j.jelekin.2017.02.005

31. MacWilliams BA, Rozumalski A, Swanson AN, Wervy RA, Dykes DC, Novacheck TF, Schwartz MH. Assessment of three-dimensional lumbar spine vertebral motion during gait with use of indwelling bone pins. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2013; 95(23): e1841-1848. DOI: 10.2106/JBJS.L.01469

32. Barrett JM, McKinnon CD, Callaghan JP. Cervical spine joint loading with neck flexion. *Ergonomics*. 2019; 63(1): 1-20. DOI: 10.1080/00140139.2019.1677944

33. Dreischarf M, Shirazi-Adl A, Arjmand N, Rohlmann A, Schmidt H. Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. *Journal of Biomechanics*. 2016; 49(6): 833-845. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.12.038

34. Rohlmann A, Graichen F, Bender A, Kayser R, Bergmann G. Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in three patients within the first postoperative month. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23 (2): 147-158. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.09.011

35. H. Wilke, P. Neef, B. Hinz, H. Seidel, L. Claes. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*. 2001; 16(1): S111-S126. DOI: 10.1016/S0268-0033(00)00103-0

36. Polga DJ, Beaubien BP, Kallemeier PM, Schellhas KP, Lew WD, Buttermann GR, Wood KB. Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs. *Spine*. 2004; 29 (12): 1320-1324. DOI: 10.1097/01.BRS.0000127179.13271.78

37. Takahashi I, Kikuchi S, Sato K, Sato N. Mechanical load of the lumbar spine during forward bending motion of the trunk-a biomechanical study. *Spine*. 2006; 31(1): 18-23. DOI: 10.1097/01.brs.0000192636.69129.fb

38. Lee PJ, Lee EL, Hayes WC. The ratio of thoracic to lumbar compression force is posture dependent. *Ergonomics*. 2013; 56(5): 832-841. DOI: 10.1080/00140139.2013.775354

39. Frei H, Oxland TR, Nolte LP. Thoracolumbar spine mechanics contrasted under compression and shear loading. *Journal of Orthopaedic Research*. 2002; 20(6): 1333-1338. DOI: 10.1016/S0736-0266(02)00058-X

40. Bassani T, Stucovitz E, Qian Z, Briguglio M, Galbusera F. Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4-L5 level. *Journal of Biomechanics*. 2017; (58): 89-96. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.025

41. Zander T, Dreischarf M, Schmidt H, Bergmann G, Rohlmann A. Spinal loads as influenced by external loads:

A combined in vivo and in silico investigation. *Journal of Biomechanics*. 2015; 48(4): 578-584. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.01.011

42. Rajaei MA, Arjmand N, Shirazi-Adl A, Plamondon A, Schmidt H. Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities. *Applied Ergonomics*. 2015; (48) 22-32. DOI: 10.1016/j.apergo.2014.11.002

43. Негреева МБ, Ларионов СН, Сороковиков ВА, Шендеров ВА. Биомеханические аспекты исследований дегенеративно-дистрофических заболеваний поясничного отдела позвоночника и тазобедренных суставов (обзор литературы). *Бюллетень ВСНЦ СО РАМН*. 2013;5(93): 187-191. [Negreeva MB, Larionov SN, Sorokovikov VA, Shenderov VA. Biomechanical aspects of researches of degenerative-dystrophic diseases of lumbar segment of spine and hip joints (the review of literature). *Bulletin ISSC SB RAMS*. 2013;5(93): 187-191. (In Russian)]

44. Angelini L, Damm P, Zander T, Arshad R, Puccio FD, Schmidt H. Effect of arm swinging on lumbar spine and hip joint forces. *Journal of Biomechanics*. 2017; (70): 185-195. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.09.011

45. Dreischarf M, Bergmann G, Wilke HJ, Rohlmann A. Different arm positions and the shape of the thoracic spine can explain contradictory results in the literature about spinal loads for sitting and standing. *Spine*. 2010; 35(22): 2015-2021. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181d55d52

46. Bell KM, Debski RE, Sowa GA, Kang JD, Tashman S. Optimization of compressive loading parameters to mimic in vivo cervical spine kinematics in vitro. *Journal of Biomechanics*. 2019; (87): 107-113. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.02.022

47. Бенгус ЛМ, Дедух НВ. Хрящевая замыкательная пластинка и ее роль в дегенерации диска (аналитический обзор литературы). *Боль. Суставы. Позвоночник*. 2012; 2(6): 50-57. [Bengus LM, Dedukh NV. Cartilage endplate and its role in disk degeneration (analytical review of the literature). *Pain. Joints. Spine*. 2012; 2(6): 50-57. (In Russian)]

48. Noguchi M, Gooyers CE, Karakolis T, Noguchi K, Callaghan JP. Is intervertebral disc pressure linked to herniation?: An in vitro study using a porcine model. *Journal of Biomechanics*. 2016; 49(9): 1824-1830. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.04.018

49. Schmidt H, Galbusera F, Rohlmann A, Shirazi-Adl A. What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades? *Journal of Biomechanics*. 2013; 46(14): 2342-2355 DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.07.014

50. Arshad R, Zander T, Dreischarf M, Schmidt H. Influence of lumbar spine rhythms and intra-abdominal pressure on spinal loads and trunk muscle forces during upper body inclination. *Medical Engineering*

and Physics. 2016; 38(4): 333-338. DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.01.013

51. Du CF, Guo JC, Huang YP, Fan YB. A new method for determining the effect of follower load on the range of motions in the lumbar spine. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Toronto (Canada); IFMBE Proceedings 51: Springer International Publishing*; 2015; 326-329. DOI: 10.1007/978-3-319-19387-8_78

52. Schmid S, Studer D, Hasler CC, Romkes J, Taylor WR, Lorenzetti S, Brunner R. Quantifying spinal gait kinematics using an enhanced optical motion capture approach in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait and Posture*. 2015; (44): 231-237. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.12.036

53. Han KS, Rohlmann A, Zander T, Taylor WR. Lumbar spinal loads vary with body height and weight. *Medical Engineering and Physics*. 2013; 35(7): 969-977. DOI: 10.1016/j.medengphy.2012.09.009

54. Hansraj KK. Breast forces on the spine. *Surgical Technology International*. 2016; (28): 311-315. <https://www.researchgate.net/publication/303086196>

55. Toosizadeh N, Nussbaum MA. Trunk tissue creep can increase spine forces during a subsequent lifting task. *IIE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*. 2014; (2): 71-82. DOI: 10.1080/21577323.2014.956944

56. Kirmizi M, Simsek IE, Elvan A, Akcali O, Angin S. Investigation of the effects of flat cushioning insole on gait parameters in individuals with chronic neck pain. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2019; 21(2): 135-141. DOI: 10.5277/ABB-01371-2019-02

57. Jefferson JR. The effect of cushioning insoles on back and lower extremity pain in an industrial setting. *Workplace Health and Safety*. 2013; 61(10): 451-457. DOI: 10.1177/216507991306101005

58. Shabat S, Gefen T, Nyska M, Folman Y, Gepstein R. The effect of insoles on the incidence and severity of low back pain among workers whose job involves long-distance walking. *European Spine Journal*. 2005; 14(6): 546-550. DOI: 10.1007/s00586-004-0824-z

59. Туктамышев ВС, Кучумов АГ, Няшин ЮИ, Самарцев ВА, Касатова ЕЮ. Внутривнутрибрюшное давление человека. *Российский журнал биомеханики*. 2013; Т.17, 1(59): 22-31. [Tuktamyshev VS, Kuchumov AG, Nyashin YuI, Samartsev VA, Kasatova EYu. Human intra-abdominal pressure. *Russian Journal of Biomechanics*. 2013; 17(59): 22-31. (In Russian)]

60. Park WM, Wang S, Kim YH, Wood KB, Sim JA, Li G. Effect of the intra-abdominal pressure and the center of segmental body mass on the lumbar spine mechanics – a computational parametric study. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2012; 134 (1): 011009(1-10). DOI: 10.1115/1.4005541

61. Merryweather AS, Loertscher MC, Boswick DS. A revised back compressive force estimation model for ergonomic evaluation of lifting tasks. *Work*. 2009; 34(3): 263-272. DOI: 10.3233/WOR-2009-0924
62. de Zee M, Hansen L, Wong C, Rasmussen J, Simonson EB. A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *Journal of Biomechanics*. 2007; 40(6): 1219-1227. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.05.030
63. Mohammadia Y, Arjmanda N, Shirazi-Adl A. Comparison of trunk muscle forces, spinal loads and stability estimated by one stability – and three EMG-assisted optimization approaches. *Medical Engineering and Physics*. 2015; 37(8): 792-800. DOI: 10.1016/j.medengphy.2015.05.018
64. Gagnon D, Arjmand N, Plamondon A, Shirazi-Adl A, Larivière C. An improved multi-joint EMG-assisted optimization approach to estimate joint and muscle forces in a musculoskeletal model of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*. 2011; 44(8): 1521-1529. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.03.002
65. Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Trunk biomechanical models based on equilibrium at a single-level violate equilibrium at other levels. *European Spine Journal*. 2007; 16(5): 701-709. DOI: 10.1007/s00586-006-0263-0
66. Arjmand N, Shirazi-Adl A. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39(3): 510-521. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.11.030
67. Viceconti M, Olsen S, Nolte LP, Burton K. Extracting clinically relevant data from finite element simulations. *Clinical Biomechanics*. 2005; 20(5): 451-454. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.010
68. Kurutz M. Finite element modelling of human lumbar spine. Finite Element Analysis: Sciyo Publishing; 2010; 209-236. DOI: 10.5772/intechopen.83983
69. Putzer M, Ehrlich I, Rasmussen J, Gebbeken N, Dendorfer S. Sensitivity of lumbar spine loading to anatomical parameters. *Journal of Biomechanics*. 2016; 49(6): 953-958. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.11.003
70. Niemeyern F, Wilke HJ, Schmidt H. Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine – A probabilistic finite element analysis. *Journal of Biomechanics*. 2012; 45(8): 1414-1423. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.02.021
71. Hsieh YY, Tsuang FY, Kuo YJ, Chen CH, Chiang CJ, Lin CL. Biomechanical analysis of single-level interbody fusion with different internal fixation rod materials: A finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2020; 21(100). DOI: 10.1186/s12891-020-3111-1
72. Inoue N, Orias AAE. Biomechanics of intervertebral disk degeneration. *Orthopedic Clinics of North America*. 2011; 42(4): 487-499. DOI: 10.1016/j.ocl.2011.07.001
73. Anderst WJ, Donaldson WF, Lee JY, Kang JD. Continuous cervical spine kinematics during in vivo dynamic flexion-extension. *The Spine Journal*. 2013; 14(7): 1221-1227. DOI: 10.1016/j.spinee.2013.

Сведения об авторах

Малков Алексей Борисович, к.м.н., врач по спортивной медицине, Федеральный Сибирский научно-клинический центр Федерального медико-биологического агентства; адрес: Российская Федерация, 660037, г. Красноярск, ул. Коломенская, д. 26; Телефон: +7(933)3296635; e-mail: genesis-med@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2282-7407>

Кондратьев Станислав Николаевич, технический специалист по системам видеоанализа движений, Федеральный Сибирский научно-клинический центр Федерального медико-биологического агентства; адрес: Российская Федерация, 660037, г. Красноярск, ул. Коломенская, д. 26; Телефон: +7(913)0414428; e-mail: stas.84@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1909-7829>

Author information

Aleksey B. Malkov, Cand.Med.Sci, sports medicine doctor, the Federal Siberian Research Clinical Centre under the Federal Medical Biological Agency; Address: 26 Kolomenskaya Str., Krasnoyarsk, Russian Federation 660037; Phone: +7(933)3296635; e-mail: genesis-med@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2282-7407>

Stanislav N. Kondrat'ev, technical specialist of motion capture systems, the Federal Siberian Research Clinical Centre under the Federal Medical Biological Agency; Address: 26 Kolomenskaya Str., Krasnoyarsk, Russian Federation 660037; Phone: +7(913)0414428; e-mail: stas.84@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1909-7829>

Дата поступления: 05.01.2021

Дата рецензирования: 26.01.2021

Принята к печати: 29.01.2021

Received 05 January 2021

Revision Received 26 January 2021

Accepted 29 January 2021