

УДК 615.828:611.7
<https://doi.org/10.32885/2220-0975-2019-3-4-135-149>

© А. А. Курникова, Ю. П. Потехина, А. А. Филатов,
Е. А. Калинина, Э. С. Первушкин, 2019

Роль опорно-двигательного аппарата в поддержании пострурального баланса: обзор литературы

А. А. Курникова¹, Ю. П. Потехина^{1,2}, А. А. Филатов¹, Е. А. Калинина¹, Э. С. Первушкин³

¹ Приволжский исследовательский медицинский университет.

603005 Нижний Новгород, пл. Минина и Пожарского, д. 10/1

² Институт остеопатии. 191024 Санкт-Петербург, ул. Дегтярная, д. 1, лит. А

³ Медицинский центр «Доктор Первушкин. Центр восстановительных технологий».

603005 Нижний Новгород, ул. Ульянова, д. 10А, помещение П5

Целью статьи было рассмотрение роли опорно-двигательного аппарата в поддержании пострурального баланса. Рассмотрены две поздние стратегии — голеностопная и тазобедренная. Постуральный баланс оценивают с учетом «конуса экономии». Указаны поsegmentные анатомо-физиологические особенности позвоночного столба и суставов нижних конечностей в поддержании вертикальной позы. Описаны возможности рентгенологических методов исследования баланса при диагностике и коррекции поструральных нарушений, а также заболеваний суставов и позвоночника.

Ключевые слова: поструральный баланс, вертикальная поза, поздняя стратегия, позвоночник, сагиттальный баланс

UDC 615.828:611.7
<https://doi.org/10.32885/2220-0975-2019-3-4-135-149>

© А. А. Kurnikova, Yu. P. Potekhina, A. A. Filatov,
E. A. Kalinina, E. S. Pervushkin, 2019

The role of the musculoskeletal system in maintaining postural balance: literature review

A. A. Kurnikova¹, Yu. P. Potekhina^{1,2}, A. A. Filatov¹, E. A. Kalinina¹, E. S. Pervushkin³

¹ Privolzhsky Research Medical University. Bld. 10/1 sq. Minin and Pozharsky, Nizhny Novgorod, Russia 603005

² Institute of Osteopathy. 1A ul. Degtyarnaya, St. Petersburg, Russia 191024

³ Medical Centre «Doctor Pervushkin. Center for Restorative Technologies».

Room P5, bld. 10A ul. Ulyanova, Nizhny Novgorod, Russia 603005

Для корреспонденции:

Юлия Павловна Потехина, профессор,
докт. мед. наук, профессор кафедры
нормальной физиологии им. Н. Ю. Беленкова
Scopus Author ID: 55318321700
<http://orcid.org/0000-0001-8674-5633>
eLibrary SPIN: 8160-4052
Адрес: 603005 Нижний Новгород,
пл. Минина и Пожарского, д. 10/1,
Приволжский исследовательский
медицинский университет
E-mail: newtmed@gmail.com

For correspondence:

Yulia P. Potekhina, professor, MD, PhD (Med),
D. Sc. (Med), professor at the N. Yu. Belenkov
Department of Normal Physiology
Scopus Author ID: 55318321700
<http://orcid.org/0000-0001-8674-5633>
eLibrary SPIN: 8160-4052
Address: Privolzhsky Research Medical University,
bld. 10/1 sq. Minin and Pozharsky,
Nizhny Novgorod, Russia 603005
E-mail: newtmed@gmail.com

Для цитирования: Курникова А. А., Потехина Ю. П., Филатов А. А., Калинина Е. А., Первушкин Э. С. Роль опорно-двигательного аппарата в поддержании пострурального баланса (обзор литературы). Российский остеопатический журнал. 2019; 3–4 (46–47): 135–149. <https://doi.org/10.32885/2220-0975-2019-3-4-135-149>

For citation: Kurnikova A. A., Potekhina Yu. P., Filatov A. A., Kalinina E. A., Pervushkin E. S. The role of the musculoskeletal system in maintaining postural balance (literature review). Russian Osteopathic Journal. 2019; 3–4 (46–47): 135–149. <https://doi.org/10.32885/2220-0975-2019-3-4-135-149>

The article aims to consider the role of the musculoskeletal system in maintaining the postural balance. It describes two postural strategies (ankle one and hip one). The postural balance is assessed taking into account the «cone of economy». The article considers segmental anatomical and physiological characteristics of the spinal column and joints of the lower extremities participating in maintaining the vertical posture. It also shows the possibilities of non-radiological assessment methods of balance in the diagnosis and correction of postural disorders and diseases of the joints and spine.

Key words: *postural balance, vertical posture, postural strategy, spine, sagittal balance*

Введение

Постуральный баланс человека (лат. *posture* — положение, поза) — способность поддерживать и управлять общим центром массы тела (ЦМТ) в пределах площади опоры для предотвращения падения или потери равновесия при статическом и динамическом положениях [1]. Физиологическая вертикальная поза стоя является итогом эволюции человека в условиях силы земного тяготения. Она определяется особенностями строения опорно-двигательного аппарата, биомеханических, сенсорных и нейрофизиологических процессов.

Сагиттальное выравнивание (баланс) рассматривается как взаимодействие позвоночного столба и таза с расположением ЦМТ над тазобедренными суставами при поддержании вертикального положения, описываемое в сагиттальной плоскости, а фронтальное (корональное) выравнивание (баланс) — во фронтальной плоскости. В этих движениях участвуют все отделы позвоночника, а также главные суставы нижних конечностей (тазобедренные, коленные, голеностопные).

Последние достижения в хирургическом и нехирургическом лечении позвоночного столба показали важность выявления, поддержания или восстановления сагиттального баланса для уменьшения боли, улучшения функции, качества жизни и снижения числа осложнений. Определение параметров глобального и регионального сагиттального баланса важно для разработки и мониторинга эффективности вмешательств в лечении позвоночника, в том числе и остеопатической коррекции.

Цель статьи — рассмотрение роли опорно-двигательного аппарата в поддержании постурального баланса.

Вертикальная поза и «позные стратегии»

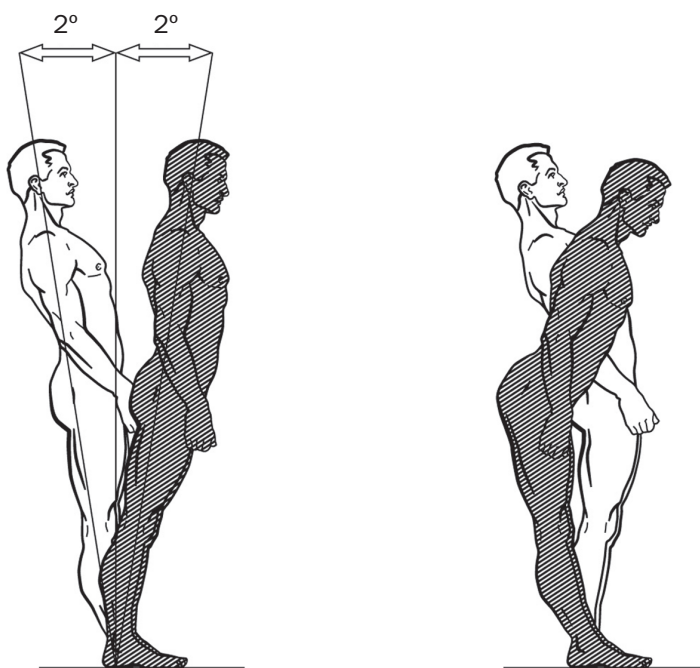
Стоять в вертикальном положении — это свойство человека. Поддержание такого положения тела требует преодоления силы земного притяжения. Большое разнообразие неравновесных состояний телу человека приходится компенсировать и нормализовать. Постуральная система обеспечивает такое исключительное свойство организма [2]. Постуральная стабильность — способность сохранять должное расположение сегментов тела относительно друг друга и соотношение между телом и окружающей средой, учитывая ориентацию в гравитационном поле. Она может быть в состоянии покоя (статическое равновесие) или при движении (динамическое равновесие), когда все силы, действующие на тело, сбалансированы. При положении стоя постуральная стабильность подразумевает замедленное покачивание тела (флюктуация, колебание, *sway*).

Позу можно рассматривать как совокупность биомеханических, нейрофизиологических и нейropsychических явлений, влияющих друг на друга в каждый момент времени, а не простое статическое расположение различных сегментов тела. При спокойном стоянии вертикаль ЦМТ проходит сзади поперечной оси тазобедренного и впереди центров коленного и голеностопного суставов. Равновесие тела может быть сохранено, пока вертикаль ЦМТ проецируется внутри площади опоры. У человека эта площадь представляет собой поверхность соприкосновения стоп с землей, включая пространство между прямыми, соединяющими носки и пятки обеих стоп. По отношению к позвоночному столбу, ЦМТ располагается в пределах от I до V крестцового позвонка [3]. Пол, возраст, развитие мышц, особенности твердого остова, конституция, выраженные физические нагрузки влияют на его локализацию. Положение проекции ЦМТ на площади опоры остается практически

неизменным, то есть перестраивается локация звеньев кинематической цепи тела относительно линии гравитации. Последняя определяется как вертикальная линия, проведенная через центр вертикального давления, измеряемого силовой платформой [4–6]. При использовании стабилотелеплатформы уровень проекции центра давления на 11,3–12 см кпереди от пяток и соответствует передней кортикальной костной ткани в дистальной части большеберцовой кости [7].

J. Dubousset (1994) является автором концепции «конуса экономии», когда равновесие в положении стоя связано с узким диапазоном, в пределах которого тело может оставаться сбалансированным без внешней поддержки, с минимальными усилиями [8]. Конус расширяется от положения стоп вверх и наружу, чем ближе тело к периферии конуса, тем больше усилий необходимо для сохранения вертикальной позиции.

К настоящему времени описано две основных «позных стратегии» — два механизма постуральной коррекции, с помощью которых компенсируются внешние возмущения (рисунок). При спокойном стоянии на устойчивой поверхности медленные возмущения (смещения ЦМТ) покрываются за счет изменения угла в голеностопном суставе (голеностопная стратегия), см. рисунок, а. Она актуализируется при изменении расположения звеньев кинематической цепи тела относительно исходного положения проекции ЦМТ на площади опоры. Равновесие тела удерживается работой мышц нижних конечностей с позиционными установками суставов. При отработанных двигательных навыках и достаточной опорной поверхности внезапная дислокация тела вызывает сокращения в мышцах голеностопного сустава, создавая мгновенный момент вращения, противоположный качательному движению тела, с незначительными силами переднезаднего сдвига [1]. При быстром возмущении (внезапная дислокация тела) или при стоянии на укороченной опорной поверхности и при отсутствии двигательного опыта «работает» тазобедренная стратегия — стабилизация за счет тазобедренного сустава. Она актуализируется при смещении линии гравитации относительно сегментов тела (см. рисунок, б). В этом случае первично сокращаются мышцы об-



«Постуральный конус» тела человека и постуральные стратегии: а — голеностопная; б — тазобедренная

«Postural cone» of the human body and postural strategies: a — ankle; b — hip

ласти тазобедренного сустава, создавая значительный момент вращения, который, вследствие небольшой антифазной ротации в голеностопном суставе, образует на уровне тазобедренного сустава существенные корректирующие силы сдвига. При двигательном обучении организм формирует различные комбинации этих двух стереотипных паттернов мышечной активности [1, 9].

При изменении равновесия адекватно работающая позно-тоническая система активируется и компенсирует отклонения. Отклонения кпереди в сагиттальной плоскости рассматриваются как «положительные деформации», кзади — как «отрицательные». Выход за пределы «постурального конуса» вызывает неравновесный проприоцептивный ответ, а наличие искаженной (нарушенной) проприоцептивной модели тонической мускулатуры приводит к включению фазических мышц. Дефицит тонического компонента вызывает перегрузку фазической мускулатуры (которая берет на себя тоническую функцию) и образование неоптимального статического и двигательного стереотипов, с возможным развитием миофасциального болевого синдрома.

Системе постурального контроля постоянно приходится компенсировать различные внешние или внутренние возмущающие факторы, чтобы предотвратить смещение ЦМТ за пределы площади опоры и сохранить равновесие тела. Одним из возмущающих факторов, действующих на постуральную устойчивость, является дыхание. Дыхательные движения непосредственно вызывают отклонение тела от вертикального положения и, следовательно, колебание центра масс. Однако свободное дыхание не приводит к снижению устойчивости, поскольку дыхательные возмущения компенсируются сегментами тела. Следовательно, чтобы сохранять равновесие в условиях возмущающих влияний дыхания, необходима подвижность сегментов тела. Более того, способность уравнивать любые влияния напрямую зависит от количества сегментов тела, которые могут быть вовлечены в поддержание равновесия. В целом **ограничение подвижности тела приводит к уменьшению вертикальной устойчивости** в сагиттальном направлении, амплитуда колебания ЦМТ во фронтальной плоскости снижается [10].

Осевая стабильность тела обеспечивается за счет жесткости как пассивных (кости и связки), так и динамических (координированное мышечное сокращение) структур. Она важна для передачи широкого спектра сил, которые воздействуют на позвоночник и осевые мышцы при движении конечностей.

Различают локальные и глобальные мышечные стабилизаторы, которые обеспечивают вертикальное положение тела при стоянии. Локальные (межсегментарные) мышцы функционируют как «чистые» стабилизаторы, а глобальные (мультисегментарные) — как стабилизаторы и генераторы движения [11, 12]. Основным осевым стабилизатором тела, участвующим в натяжении *lig. ilio transversum*, *lig. sacroiliacum posterius*, *lig. sacroiliacum interosseum*, *lig. sacrospinale*, *lig. sacrotuberale*, является мышца, выпрямляющая позвоночник (*m. erector spinae*). Эта мышца при вертикальном стоянии является синергистом *m. iliopsoas*, которая обеспечивает стабильность как крестцово-подвздошных суставов, таза, так и поясничного отдела позвоночника. Она входит в группу глобальных стабилизаторов [12]. Считается, что жесткость фиксации суставов существенно возрастает при активации этих мышц, препятствующих сдвигающим деформациям в суставе.

В спокойном положении (команда «Вольно») тело располагается симметрично с немного отведенным назад туловищем и несколько выдвинутой кпереди областью таза. Такой тип стояния является наиболее эргономичным. Фронтальная плоскость, проходящая вертикально через общий ЦМТ, находится кзади от поперечной оси тазобедренных суставов и впереди осей плечевых, коленных и голеностопных суставов, позиционируется через середину площади опоры. Мышцы напряжены минимально, для достижения равновесия в суставах достаточно умеренного натяжения капсулярных связок тазобедренных суставов, крестообразных связок коленных суставов [13]. По мнению других авторов, стабилизация суставов может быть только активно-пассивной, с участием позиционной работы мышц, благодаря которой достигается гашение избыточных степеней свободы и перевод ротационных сил тяжести в «силы сцепления», фиксирующие опорные сочленения [14].

Сохранение вертикальной позы, строго симметричной во фронтальной плоскости, является утомительным и подразумевает непрерывное двустороннее сокращение аутохтонных мышц туловища и нижних конечностей. У человека абсолютная симметрия практически не встречается, например, разница в длине ног (до 2 см) обнаружена у 85 % ортопедически здоровых людей. Асимметричный тип стояния с разной нагрузкой нижних конечностей реализуется достаточно часто. Более нагруженная нога находится в разгибательном положении (вплоть до рекурвации в коленном суставе) с опорой стопы на всю подошвенную поверхность. Менее нагруженная конечность слегка согнута в тазобедренном и коленном суставах, стопа опирается лишь своим передним отделом. Следствием является функциональный перекос таза и функциональные латеральные изгибы позвоночника. Дуга сколиоза в поясничном отделе направлена в сторону менее нагруженной ноги, в грудном — в противоположную сторону [13]. Проекция ЦМТ смещена во фронтальной плоскости на площади опоры в сторону более нагруженной конечности. При этом компенсаторные изменения затрагивают все звенья кинематической цепи позвоночник–таз–нижние конечности.

Способность к равновесию стоя связана с энтропией в сагиттальной плоскости, а не во фронтальной. Движения в сагиттальной плоскости имеют большую степень свободы, например в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах, чем во фронтальной плоскости. Также было показано, что эффекты или адаптивный ответ в сложной среде у постурального контроля были больше в сагиттальной плоскости и что постуральная стабильность во фронтальной плоскости относительно сохранялась даже при значительных воздействиях. Пожилые люди, которые используют «жесткую» стратегию в качестве компенсационной для поддержания осанки, могут иметь большие возможности к балансированию [15–17].

Таким образом, постуральный баланс можно рассматривать как статическое состояние, обеспечиваемое тонической мышечной активностью, преимущественно разгибателей, которые за счет непрерывного взаимоперемещения звеньев тела удерживают положение ЦМТ. При постуральной деятельности в работу вовлекаются в основном низкопороговые медленные энергоэкономичные устойчивые к утомлению двигательные единицы, а мышечные волокна, входящие в состав таких единиц, функционируют в режиме, близком к изометрическому, и развивают при этом длительные тетанические сокращения небольшой силы.

Изгибы позвоночника и их возрастные изменения

В позвоночном столбе различают шейный и поясничный физиологические лордозы, грудной и крестцовый физиологические кифозы. Эти изгибы в сагиттальной плоскости возникли в связи с вертикальным положением тела и являются характерной особенностью позвоночного столба человека. Кифозы рассматриваются как первичные изгибы, лордозы — как вторичные [18]. На формирование всех изгибов влияет тонус мышц, асимметрия их развития, влияние силы тяжести, положение таза и нижних конечностей, «привычная осанка», асимметрия положения тела во время какой-либо деятельности.

Шейный отдел позвоночника в первую очередь обеспечивает расположение головы над телом, а также горизонтальный уровень взгляда. Центр массы головы в сагиттальной плоскости непосредственно перекрывает затылочный мыщелок примерно на 1 см выше и впереди наружного слухового прохода. Любые отклонения от нормального выравнивания массы головы приводят к увеличению консольных нагрузок, что впоследствии вызывает увеличение мышечных энергетических затрат. Стабильность шейного отдела позвоночника можно описать путем разделения анатомии костей на три первичных колонны — одна передняя и две задних. Передняя колонна состоит из тел позвонков и дисков, а задние — из плоских межпозвонковых суставов [19, 20]. В шейном отделе позвоночника масса головы передается через мыщелок к латеральным массам C_7 , а затем к суставам C_1-C_{II} . Эта нагрузка распределяется через суставные отростки C_{II} к передней колонне (включая C_{II-III} диск) и задним колоннам (включая C_{II-III} суставы). Распределение нагрузки в шейном

отделе позвоночника происходит преимущественно в задних отделах (36 % — в переднем и 64 % — в двух задних) [20].

Естественная кривизна шейного отдела позвоночника сохраняет лордоз как результат клиновидности шейных позвонков и необходимости компенсации кифотической кривизны грудного отдела. Грудной кифоз позволяет увеличивать объем легких в норме и усиливается с возрастом. Каудальный конец шейного отдела присоединяется к жесткому кифотическому входу в грудную полость. Отклонения от этой кривизны, такие как потеря лордоза или развитие шейного кифоза, связаны с болью и инвалидностью [21].

В груднопоясничной области различают переднюю, среднюю и заднюю колонны. Передняя состоит из передней продольной связки, передней части фиброзного кольца и передней части тела позвонка. Средняя включает заднюю продольную связку, заднюю часть фиброзного кольца и заднюю половину тела позвонка. Задняя колонна состоит из дуги и связок [22]. В поясничном отделе передние нагрузки (67–82 %) более высокие, чем задние (18–33 %) [23].

На форме поясничного лордоза в равной степени сказываются конфигурация и тел позвонков, и межпозвоночных дисков, на каждую из них приходится около 50 % вариативности угла лордоза у взрослых [24]. Каждый из пяти поясничных сегментов (тело позвонка и межпозвоночный диск) обуславливает форму лордоза, наибольший вклад (около 40 %), оказывает 5-й сегмент, а 1-й — только 5 %. Когда человек стоит, то напрягаются большие и малые подвздошные мышцы, поясничные мышцы [25], подвздошно-бедренные связки, наклон таза возрастает, таким образом, будет увеличиваться поясничный лордоз. Кроме того, длинные мышцы спины удерживают позвоночный столб в вертикальном положении и их тонус повышен. Когда человек сидит, поясничный лордоз, напротив, уменьшается примерно на 50 % по сравнению с положением стоя [26].

Для поддержания стабильного положения ЦМТ с возрастом у человека включаются механизмы компенсации. Первоначальная компенсация реализуется за счет увеличения поясничного лордоза, если сила мышц достаточна и если поясничный отдел позвоночника по-прежнему мобилен. Более заметные изменения в позвоночнике наблюдают после 60 лет [27]. В этой ситуации определенную роль играет несколько факторов (слабость мышц спины, дегенерация дисков и связок). Увеличивается грудной кифоз [28]. Дальнейшая компенсация осуществляется ретроверсией таза. Когда экстензия бедер достигает своих пределов, увеличение наклона таза может быть получено путем сгибания в коленных суставах. Достоверно увеличивается с возрастом дорсальное сгибание в голеностопном суставе. Ось тазобедренного сустава никогда не располагается кзади от линии гравитации. Старение индуцирует сгибание туловища, но глобальное выравнивание компенсируется, в том числе, увеличением шейного лордоза, причем основная функция этих изменений — поддержание горизонтального направления взгляда [29, 30].

Длительное течение деформирующего артроза тазобедренных суставов, приводящее к изменениям позвоночно-тазовых взаимоотношений и формированию патологической осанки с усилением или уплощением поясничного лордоза, следует считать предпосылкой развития нарушений баланса туловища и дегенеративно-дистрофических изменений позвоночника. Установлено, что наличие избыточной антеверсии таза, сопровождающейся усилением поясничного лордоза, является предпосылкой формирования дегенеративно-дистрофических изменений в задних отделах позвоночно-двигательных сегментов. Выявлено, что ретроверсия таза приводит к уплощению поясничного лордоза и возрастанию нагрузок на передние отделы позвоночно-двигательных сегментов со снижением высоты межпозвоночных отверстий (предпосылки формирования протрузий и грыж поясничных межпозвоночных дисков), а также с образованием остеофитов тел преимущественно трех нижних поясничных позвонков [31, 32].

Согласно А.А. White, М.М. Panjabi [33], «клиническая стабильность позвоночника — способность позвоночного столба при физиологических нагрузках ограничивать паттерны смещения

без повреждения или раздражения спинного мозга или корешков нервов и, дополнительно, не допускать неограниченную деформацию или боль при структурных изменениях. Любые разрушения элементов позвоночника (связки, диски, фасетки суставов) уменьшают клиническую стабильность позвоночника».

Биомеханика суставов нижних конечностей в постуральном балансе

Крестцово-подвздошные суставы являются ключевым звеном, передающим массу верхней половины туловища на таз и нижние конечности. Адекватная функция суставов также обеспечивает целостность тазового кольца и осевую стабильность тела.

Биомеханически при вертикальной позе положение суставов нижних конечностей нейтральное. Увеличение в механизмах стабилизации пассивного компонента происходит из-за анатомических особенностей строения (например, ломаная ось вращения коленного сустава вследствие не-большого угла в 13° между осями мышечков, спиральная форма суставной поверхности мышечков и укрепление капсулы сустава сухожилиями мышц-антагонистов). Головки бедер лоцируются кпереди от вертикали надбедренного ЦМТ. При совпадении центров вращения обоих тазобедренных суставов с линией гравитации суставы стабилизируются наиболее экономичным способом — тоническим сокращением околосуставных мышц. В этом случае требуется тонкая регуляция устойчивого балансирования надбедренной части тела на шаровидных головках бедренных костей при постоянной лабильности позиции тела. Коленные суставы фиксируются натяжением связок и небольшим тоническим сокращением мышц-сгибателей. Тазовая компенсация ограничена не только анатомически диапазоном движений в тазобедренных суставах. Изменения мягких тканей могут являться основной причиной развития сагиттального смещения с течением времени [34].

Проксимальная суставная поверхность большеберцовой кости удерживает дистальную суставную поверхность бедренной кости и функционирует как несущая горизонтальная плоскость для балансировки и бипедии (передвижения на двух ногах). При остеоартрозе коленных суставов медиальный отдел большеберцовой кости выравнивается параллельно земле во фронтальной плоскости. Такой же «параллельный механизм» функционирует в условиях переноса своей массы и в сагиттальной плоскости суставной поверхности *tibia*. Задний наклон суставной поверхности большеберцовой кости определяет результаты лечения и функцию коленного сустава. Он является важным фактором, влияющим на переднезаднюю стабильность, диапазон движения, натяжение крестообразных связок и баланс. Увеличенный наклон повышает силу сдвига и смещает воздействие большеберцовой кости на бедро кпереди, в результате чего точка контакта будет находиться более дорсально [35].

Голеностопный сустав всегда стабилизируется активно из-за постоянного тыльного и подошвенного сгибания сустава. Изменение положения этого сустава связано с периодической импульсацией икроножной мышцы как рефлекторной саморегуляцией равновесия тела в вертикальном положении [36].

Сокращение икроножной мышцы при спокойной позе сообщает линейное ускорение телу в дорсальном направлении с продолжением движения по инерции. Колебание тела изменяет величину моментов сил, действующих на опорные сочленения, то есть модифицируется и величина моментов мышечных сил, противодействующих отклонению, с увеличением активности *mm. peronei longus et brevis*, тело начинает движение в обратном (вентральном) направлении, также с избыточным отклонением из-за инерции и активацией мышц задней группы. Таким образом, происходят качательные движения тела в сагиттальной плоскости, частота колебаний — около 6 в 1 мин, амплитуда — до 4 см. Колебания тела с периодической активностью мышечных групп-антагонистов минимизируют мышечные усилия, направленные на удержание вертикальной позы. При увеличении силы мышц-разгибателей туловища амплитуда колебаний тела уменьшается, с возрастом флюктуации становятся более размашистыми [37]. Возрастное уве-

личение амплитуды раскачивания в переднезаднем направлении может быть связано с уменьшением мышечного объема подошвенных сгибателей для поддержания вертикальной позы [38].

Механические условия постурального баланса во фронтальной плоскости абсолютно другие. При удобном типе стояния с расположением стоп параллельно на уровне ширины таза колебания тела реализуются синергичными движениями в правых и левых тазобедренных и подтаранных суставах. Замыкание любого из этих суставов приведет к значительному повышению стабильности кинематической цепи тела. Регуляция постурального баланса во фронтальной плоскости может производиться путем изменения типа стояния с симметричной и несимметричной нагрузкой ног. В первом случае отмечается более активная позиционная работа мышц туловища и нижних конечностей, обе конечности активно участвуют в поддержании вертикальной позы, координируя действия как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости. При переносе массы на одну конечность нагруженная нога обеспечивает поддержание равновесия в большей мере в сагиттальной плоскости, а ненагруженная — во фронтальной [4].

Современные методы исследования позвоночника и постурального баланса

Объективизацию постурального баланса и оценку осанки в настоящее время проводят с помощью неинвазивных методов при использовании компьютеризированных систем анализа (3D-сканер, rasterstereographic device for metric 4D, ZEBRIS PDM, SpineMouse, ультразвуковая система Freerpoint), биофотометрического анализа положения тела с последующим применением программного обеспечения (Corpus concepts, DIPA, ImageJ, CorelDRAWsoftware), свинцового отвеса (plumbline), инфракрасных датчиков движения (infra-redmotion analysis) [39–42].

При помощи электронно-оптического щупа 3D-сканера (рельеф поверхности на основе Moirestereo videography) посредством вычисления его координат по значениям изменений углов сочленений сканера регистрируют положение ряда костных ориентиров в пространстве (C_{VII} , задние верхние подвздошные ости, межъягодичная щель). После программной обработки данных получают трехмерную модель позвоночника, пояса верхних и нижних конечностей в единой пространственной системе координат с нормированием по положению пациента [39, 43].

Трехмерный анализ положения позвоночника и таза можно проводить растерстереографическим прибором (rasterstereographic device for metric 4D) на базе метода стереофотограммометрии поверхности по принципу триангуляции (две камеры под двумя разными углами). Результаты исследования подтверждают существование кинематической цепи, в которой изменения положения стопы приводят к немедленному значительному изменению положения таза. Коррекция выравнивания стопы за счет различных ее положений может быть использована не только в ортопедии нижних конечностей, но и таза. У молодых здоровых испытуемых подъем наружного края стопы или пятки приводит к достоверным изменениям наклона и скручивания таза. Положение таза при подъеме внутреннего края стопы не изменяется. Однако в этой ситуации параметры позвоночника не отклоняются при изменении положения стопы [44].

Биомеханические исследования с использованием электромеханического компьютеризированного гониометра SpinalMouse включают измерение величины перемещений позвоночных сегментов, подвижности грудного, поясничного отделов позвоночника, локальные углы наклона позвонков во всех поясничных сегментах, величину грудного кифоза, поясничного лордоза, угол наклона крестца, объемы движений в суставах. Гониометр располагается по средней линии, начиная от остистого отростка C_{VII} и заканчивая на межъягодичной щели (примерно S_{III}). При исследовании регистрируется контур кожи над позвоночным столбом в сагиттальной плоскости. Гониометр измеряет длину дорсальной поверхности туловища от C_{VII} до S_{III} и преобразует полученные первичные данные в локальный угол каждой точки измеренной длины, взаимосвязанный со свинцовым отвесом. Точность системы при измерении длины объекта составляет 1,13 мм [13]. Таким образом, стало возможным уточнить гендерные и возрастные индексы для нормативных

диапазонов движения поясничного отдела позвоночника для всех плоскостей движения. Диапазоны сгибания у мужчин и женщин с возрастом (196 женщин и 209 мужчин 16–90 лет) снизились примерно на 40 % (72–40°). Разгибание сократилось больше всего — примерно на 76 % (29–6°) в целом. При боковом сгибании оба диапазона уменьшились примерно на 43 % (29–15°) в каждом направлении (всего 58–30°). При осевом вращении не наблюдали возрастного спада, и диапазон движения оставался приблизительно на уровне 7° в каждом направлении (всего 14°) во всех возрастах испытуемой группы [45].

Биофотограмметрический анализ включает измерение фотографий положения тела с помощью цифровой камеры с вертикальным отвесным ориентиром и объектом известного размера для установления масштаба расстояния [46]. Светоотражающие маркеры размещаются на костных ориентирах и фотографируются в двух плоскостях (сагиттальной и фронтальной) и соответствуют следующим анатомическим точкам: мочка уха, акромион, нижний угол лопатки, пупочное кольцо, верхняя задняя подвздошная ость, верхняя передняя подвздошная ость, верхушка большого вертела бедренной кости, латеральный мыщелок большеберцовой кости, пяточный бугор. Определяют четыре угловых параметра. Угол смещения таза — это угол между линией, соединяющей большой вертел и латеральную лодыжку, и вертикалью через первую. Угол наклона туловища — угол между линией, соединяющей большой вертел и остистый отросток C_{VII} , и вертикалью через последний. Если остистый отросток C_{VII} находится кзади от большого вертела, туловище наклонено назад, если он находится кпереди от большого вертела, то вперед. Угол наклона тела — угол между линией, соединяющей латеральную лодыжку с остистым отростком C_{VII} , и вертикалью, проходящей через последний. Вертикальная проекция остистого отростка C_{VII} может располагаться кзади или кпереди от лодыжки. Краниовертебральный угол — угол, образованный горизонталью, проведенной через остистый отросток C_{VII} , и линией, соединяющей остистый отросток C_{VII} с козелком уха. Чем меньше этот угол, тем больше наклон головы вперед. Протрузия головы — горизонтальное расстояние от наружного слухового прохода (мочка уха) до перпендикуляра через латеральную лодыжку (в процентах от длины тела) [47].

Индекс осанки — комплексный параметр, который оценивает выравнивание нескольких сегментов туловища в сагиттальной плоскости (расстояния от пяти маркерных точек до отвеса через латеральную лодыжку), пригоден для использования в качестве параметра скрининга в повседневной клинической практике. Угол наклона тела значительно увеличивается с возрастом (угол выражается как положительное значение при наклоне туловища назад) [42].

Данная методика широко используется для обследования школьников. Так, в Бразилии при лонгитудинальном сравнении 2011 и 2012 гг. было определено значительное увеличение встречаемости постуральных изменений поясничного отдела позвоночника в сагиттальной плоскости (с 42,2 до 81,6 %) и коленных суставов во фронтальной плоскости (с 39,5 до 63,2 %). Особенности коленного сустава можно отнести к стадии роста. Как известно, постуральные изменения многофакторны, на этом этапе жизни могут происходить переходные постуральные выравнивания детей в процессе развития. В период «всплесков» роста происходит множество постуральных трансформаций в поисках совместимого баланса с новыми пропорциями тела; как только этот этап заканчивается, постуральные изменения имеют тенденцию к стабилизации [48]. Школьная среда представляет собой множество эргономических проблем, неблагоприятных для здоровых постуральных привычек: избыточность школьных принадлежностей вызывает поясничный гиперлордоз, расслабленное положение при сидении, размещение опоры на сиделищной бугристости и задней поверхности крестца и копчика связаны с выпрямлением поясничного лордоза; длительное сидячее положение приводит к увеличению поясничного лордоза [48, 49]. Считается, что только адекватные постуральные привычки в повседневной жизни могут свести к минимуму постуральные дефекты, развившиеся в школьные годы, которые, как правило, остаются в течение жизни.

Для описания ориентации таза в сагиттальной плоскости оценивают наклон таза и наклон крестца. Наклон таза измеряют с помощью угла между горизонталью и линией, соединяющей верхнюю переднюю и верхнюю заднюю подвздошные ости, используя инклинометры на опоре с точностью $0,1^\circ$ (цифровой инклинометр Pro 3600). Наклон крестца относительно вертикали определяется SpineMouse (наклон крестца вперед или назад). Как мера высоты таза с помощью пальпации измеряют уровень межреберной линии (*distantia inter cristalis*) относительно позвоночника. Выраженность поясничного лордоза и грудного кифоза определяется SpineMouse [50].

Типы сочетания лордоза и кифоза можно объективизировать при измерении изгибов позвоночного столба с помощью плуриметра. У молодых людей (19–21 год) определили высокую корреляцию выраженного лордоза (гиперлордоза) и болевого синдрома в области нижних отделов позвоночника [51].

Отклонения от механической оси во фронтальной плоскости в коленном суставе остаются одной из наиболее сложных и прогностически неблагоприятных деформаций. Они вызывают перераспределение нагрузок в суставах нижних конечностей, таза и позвоночника. Определяемая клинически ось конечности используется как понятие относительное и имеющее возможность практического применения только при сравнении либо с противоположной конечностью, либо с рентгенологически определенной осью, либо с показаниями, снятыми в разные временные промежутки [52]. Для определения угла отклонения голени во фронтальной плоскости используется «Устройство для измерения угловой деформации в коленном суставе» [53].

В настоящее время основным методом оценки устойчивости вертикальной позы является компьютерная динамическая стабилметрия (постурография) на стабильных и нестабильных платформах и подография. Основными показателями устойчивости вертикальной позы являются параметры постурального колебания тела при двух- и одноопорном стоянии — скорость, амплитуда и частота качания, девиация центра давления стоп на стабилметрическую платформу. Относительно проекции ЦМТ определяют расположение антропометрических ориентиров: остистые отростки C_{VII} , L_I , L_V позвонков, большой вертел, наружный отдел суставной щели коленного сустава и латеральная лодыжка (в сагиттальной плоскости) и акромиальные концы ключиц, передние верхние подвздошные ости, нижний полюс надколенника, передние отделы суставных щелей голеностопных суставов (во фронтальной плоскости справа и слева).

Считается, что средняя скорость смещения центра давления отражает активность системы постурального контроля, необходимую для поддержания равновесия. Разброс смещения центра давления характеризует амплитуду колебаний тела — чем меньше разброс, тем лучше функция равновесия. Показано, что как амплитуда, так и средняя скорость смещения центра давления являются надежными показателями для оценки вертикальной устойчивости. Повсеместное внедрение метода стабилметрии в клиническую практику позволит своевременно выявлять изменения функции равновесия и снижать риск падений у лиц пожилого и старческого возраста, что окажет положительное влияние на качество и продолжительность жизни [54].

По расположению главных суставов нижних конечностей относительно линии гравитации в сагиттальной плоскости можно определить тип стояния обследуемого субъекта. Положение антропометрических точек суставов нижних конечностей в сагиттальной и фронтальной плоскостях условно принимается за позицию сустава. Таким образом, позицию тазобедренного сустава характеризует положение большого вертела, коленного сустава — наружный отдел суставной щели коленного сустава и нижний полюс надколенника, голеностопного сустава — латеральная лодыжка и передние отделы суставных щелей голеностопных суставов. Возможно использование этих параметров для установления голеностопной и тазобедренной стратегий [55].

Наиболее информативным и физиологичным диагностическим тестом функционального состояния опорно-двигательной системы является ходьба. Динамическое равновесие тела

человека обеспечивают локомоторные синергии: силовая часть — уступающей работой мышц-разгибателей, коррекционная часть — действием мышц-сгибателей. Один из основных динамических эффектов ходьбы — трансляция, то есть продвижение тела вперед, — связан с перемещением проекции ЦМТ в горизонтальной плоскости. Эффективность ходьбы зависит также от вертикального перемещения проекции ЦМТ — его подъема в двухопорную фазу с накоплением потенциальной энергии и опускание его в одноопорную фазу, когда накопленная потенциальная энергия превращается в кинетическую. Коррекция непроизводительных перемещений тела происходит путем ротации таза и позвоночника, благодаря чему не только уменьшаются колебания тела, но также удлиняется шаг и ускоряется постановка стопы на опору. Наиболее существенны для ходьбы инерционная фаза и фаза отталкивания ноги от опоры — основные моменты взаимодействия нижних конечностей с опорной поверхностью, когда большинство параметров приобретает экстремальное значение. В эти фазы регистрируется максимальная активность мышц — сгибателей и разгибателей туловища и нижних конечностей, а функцию коррекции осуществляют преимущественно мышцы пояснично-тазовой области и брюшные мышцы, регулируя параметры дистального звена биокинематической цепи и обеспечивая оптимальное динамическое равновесие тела человека [56–58].

Трехмерный анализ походки (three-dimensional gait analysis, 3DGA) — это инструмент, используемый для количественной оценки кинематики (углов) и кинетики (сил), развиваемой в суставах во время ходьбы [59, 60]. Количественное определение движения с помощью 3DGA позволяет лучше понять, как каждый сустав или скелетный сегмент перемещается в трех плоскостях во время ходьбы.

В возрасте 60–64 лет наблюдается ослабление нервно-мышечных реакций, что приводит к снижению адаптационных возможностей моторных компонентов к быстрому реагированию на изменения центра тяжести в пределах опоры. Модификация этого компонента способствует снижению скорости ходьбы и тем самым косвенно ухудшает мобильность. Нарушение баланса во фронтальной плоскости у пожилых лиц плохо отражается на параметрах простой и сложной ходьбы [54]. Исследованиями у пациентов с патологией тазобедренного сустава методом функционально-нагрузочной подографии установлено, что одним из основных звеньев в патогенезе нарушения ходьбы является асимметрия длины нижних конечностей, компенсация которой на начальной стадии развития заболевания восстанавливает структуру локомоции, тогда как возмещение укорочения пораженной конечности на поздних этапах заболевания не приводит к восстановлению ходьбы [61].

Таким образом, современные нерентгенологические методы оценки профиля позвоночника и постурального баланса могут предоставлять важную информацию для скрининга и мониторинга здоровья пациента любого возраста. Наиболее перспективным методом оценки результатов остеопатической коррекции может стать стабилметрия.

Заключение

Функциональные возможности опорно-двигательного аппарата человека характеризует эргономичность его вертикальной позы, которая, в свою очередь, зависит от позиции таза и расположения сегментов тела относительно линии гравитации. Незначительные перемещения таза, вызванные миотоническими реакциями мышц пояснично-тазовой области, могут сопровождаться существенными изменениями в постуральном балансе тела и приводить к формированию мышечно-скелетных дисфункций.

Вертикальная поза, биомеханически и эргономически идеальная, подразумевает физиологические изгибы позвоночника, нормальный постуральный баланс, нейтральное положение главных суставов нижних конечностей. Постуральная мышечная работа является минимально энергозатратной, обеспечиваясь мышечной коактивацией, составляющей около 10 % максимального свободного мышечного сокращения [36, 62].

Установлено, что физиологическая вертикальная поза стоя может быть достигнута по-разному для каждого человека с уникальным индивидуальным рисунком позвоночно-тазового баланса и сагиттального выравнивания, характерно изменяющаяся на протяжении всего онтогенеза [63, 64]. Наиболее важным для достижения эргономичной позы является оптимальная взаимосвязь формы и функции позвоночника и таза с расположением оси гравитации в физиологическом положении [63, 65].

Остеопатам, работающим с постуральными нарушениями, необходимо знать компенсаторные механизмы и возрастные изменения опорно-двигательного аппарата. Пациенты с положительными деформациями в сагиттальной плоскости компенсируются не только за счет позвоночника (гиперлордоз шейного отдела позвоночника, уменьшение грудного кифоза, ретролистез и переразгибание поясничного отдела) и таза (отклонение кзади), но и суставов ног — разгибание тазобедренного сустава, сгибание коленного сустава и разгибание голеностопного сустава.

Литература / References

1. Horak F.B., Nashner L.M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J. Neurophysiol.* 1986; 55: 1369–1381. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>
2. Littlejohn J.M. *Anatomic et physiologic appliquec.* Maidstone, 1956. 234 p.
3. Иваницкий М. Ф. *Анатомия человека: Учебник в 3 т. 4-е изд., испр. М.: Физкультура и спорт, 1965. Т. 1. 520 с. [Ivanickij M. F. Anatomiya cheloveka: Uchebnik v 3 t. 4-e izd., ispr. M.: Fizkultura i sport, 1965. T. 1. 520 s. (In Russ.)].*
4. Казенников О. В., Киреева Т. Б., Шлыков В. Ю. Особенности поддержания вертикальной позы при неравномерной нагрузке на ноги. *Физиология человека.* 2013; 39 (4): 65–73 [Kazennikov O.V., Kireeva T.B., Shlykov V.YU. Osobennosti podderzhaniya vertikalnoj pozy pri neravnomernoj nagruzke na nogi. *Fiziologiya chelovka.* 2013; 39 (4): 65–73 (In Russ.)].
5. Скворцова В. И., Иванова Г. Е., Скворцов Д. В. Оценка постуральной функции в клинической практике. *Лечебная физкультура и спортивная медицина.* 2013; 6: 8–15 [Skvorcova V.I., Ivanova G.E., Skvorcov D.V. The assessment of postural function in clinical practice. *Lechebnaya fizkultura i sportivnaya medicina.* 2013; 6: 8–15 (In Russ.)].
6. Lamartina C., Berjano P. Classification of sagittal imbalance based on spinal alignment and compensatory mechanisms. *Europ. Spine J.* 2014; 23: 1177–1189. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3227-9>
7. Ferrero E., Liabaud B., Challier V., Lafage R., Diebo B.G., Vira S., Liu S., Vital J.M., Ilharreborde B., Protosaltis T.S., Errico T.J., Schwab F.J., Lafage V. Role of pelvic translation and lower-extremity compensation to maintain gravity line position in spinal deformity. *J. Neurosurg. Spine.* 2016; 24 (3): 436–446. <https://doi.org/10.3171/2015.5.SPINE14989>
8. Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. *Pediatric Spine: Principles and Practice.* New York: Raven Press, 1994: 479–496.
9. Ludwig O. Interrelationship between postural balance and body posture in children and adolescents. *J. Phys. Ther. Sci.* 2017; 29: 1154–1158.
10. Малахов М. В., Мельников А. А. Функция равновесия при различных режимах легочной вентиляции в условиях ограничения подвижности тела. *Физиология человека.* 2017; 43 (1): 55–62 [Malahov M.V., Melnikov A.A. Funkciya ravnovesiya pri razlichnyh rezhimah legochnoj ventilyacii v usloviyah ogranicheniya podvizhnosti tela. *Fiziologiya cheloveka.* 2017; 43 (1): 55–62 (In Russ.)]. <https://doi.org/10.7868/s0131164616060114>
11. Christophy M., Faruk Senan N.A., Lotz J.C. A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2012; 11: 19–34. <https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6>
12. Kiefer A., Shirazi-Adl A., Parnianpour M. Synergy of the human spine in neutral postures. *Europ. Spine J.* 1998; 7: 471–479. <https://doi.org/10.1007/s005860050110>
13. Литвиненко К. Н. Постуральный баланс: варианты нормы и механизмы компенсации функциональных нарушений у больных поясничным остеохондрозом: Дис. канд. мед. наук. 14.01.21. Харьков, 2015. 255 с. [Litvinenko K.N. Postural'nyj balans: varianty normy i mekhanizmy kompensacii funkcional'nyh narusheniju bol'nyh poyasnichnym osteohondrozom: Dis. kand. med. nauk. 14.01.21. Har'kov, 2015. 255 s. (In Russ.)].
14. Filardi V., Portaro S., Cacciola G., Bertino S., Soliera L., Barbanera A., Pisani A., Milardi D., Alessia B. Finite element analysis of sagittal balance in different morphotype: Forces and resulting strain in pelvis and spine. *J. Orthopaed.* 2017; 14: 268–275. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2017.03.007>
15. Iqbal K. Mechanisms and models of postural stability and control. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2011; 2011: 7837–7840. <https://doi.org/10.1109/iembs.2011.6091931>
16. Lakhani B., Mansfield A. Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. *Gait Posture.* 2015; 41 (2): 499–503. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.003>

17. Yamagata M., Ikezoe T., Kamiya M., Masaki M., Ichihashi N. Correlation between movement complexity during static standing and balance function in institutionalized older adults. *Clin. Intervent. Aging*. 2017; 12: 499–503. <https://doi.org/10.2147/CIA.S132425>
18. Международная анатомическая терминология / Под ред. Л. Л. Колесникова. М.: Медицина, 2003. 424 с. [Mezhdunarodnaya anatomicheskaya terminologiya / Pod red. L. L. Kolesnikova. M.: Medicina, 2003. 424 s. (In Russ.).]
19. Louis R. Spinal stability as defined by the three-column spine concept. *Anat. Clin.* 1985; 7: 33–42.
20. Pal G. P., Sherk H. H. The vertical stability of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1988; 13: 447–449. <https://doi.org/10.1097/00007632-198805000-00001>
21. Tang J. A., Scheer J. K., Smith J. S., Deviren V., Bess S., Hart R. A., Lafage V., Shaffrey C. I., Schwab F., Ames C. P. The impact of standing regional cervical sagittal alignment on outcomes in posterior cervical fusion surgery. *Neurosurgery*. 2012; 71: 662–669. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e31826100c9>
22. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1983; 8: 817–831.
23. Lorenz M., Patwardhan A., Vanderby R. Jr. Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1983; 8: 122–130. <https://doi.org/10.1097/00007632-198303000-00002>
24. Been E., Kalichman L. Lumbar lordosis. *Spine J.* 2014; 14 (1): 87–97. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.07.464>
25. Christophy M., Faruk Senan N. A., Lotz J. C. A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2012; 11: 19–34. <https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6>
26. Endo K., Suzuki H., Nishimura H., Tanaka H., Shishido T., Yamamoto K. Sagittal lumbar and pelvic alignment in the standing and sitting positions. *J. Orthop. Sci.* 2012; 17: 682–686. <https://doi.org/10.1007/s00776-012-0281-1>
27. Imagama S. Back muscle strength and spinal mobility are predictors of quality of life in middle-aged and elderly males. *Europ. Spine J.* 2011; 20 (6): 954–961. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1606-4>
28. Katzman W., Cawthon P., Hicks G. E., Vittinghoff E., Shepherd J., Cauley J. A., Harris T., Simonsick E. M., Strotmeyer E., Womack C., Kado D. M. Association of spinal muscle composition and prevalence of hyperkyphosis in healthy community-dwelling older men and women. *J. Geront. A Biol. Sci. Med. Sci.* 2012; 67A (2), February: 191–195. <https://doi.org/10.1093/gerona/glr160>
29. Hasegawa K., Okamoto M., Hatsushikano S., Shimoda H., Ono M., Homma T., Watanabe K. Standing sagittal alignment of the whole axial skeleton with reference to the gravity line in humans. *J. Anat.* 2017; 230: 619–630. <https://doi.org/10.1111/joa.12586>
30. LeHuec J. C., Charosky S., Barrey C., Riga I. J., Aunoble S. Sagittal imbalance cascade for simple degenerative spine and consequences: algorithm of decision for appropriate treatment. *Europ. Spine J.* 2011; 20 (5): 699–703. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1938-8>
31. Faundez A., Roussouly P., LeHuec J. C. Sagittal balance of the spine: a therapeutic revolution. *Rev. Med. Suisse.* 2011; 7: 2470–2474.
32. Farshad-Amacker N., Hughes A. Determinants of evolution of endplate and disc degeneration in the lumbar spine: a multifactorial perspective. *Europ. Spine J.* 2014; 23: 1863–1868. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3382-z>
33. White A. A., Panjabi M. M. Clinical biomechanics of the spine. Second edition. Philadelphia: J. B. Lippincott company; 1990. 772 p.
34. Smith M. W., Annis P., Lawrence B. D., Daubs M. D., Brodke D. S. Acute proximal junctional failure in patients with preoperative sagittal imbalance. *Spine J.* 2015; 15: 2142–2148. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2015.05.028>
35. Mochizuki T., Tanifuji O., Koga Y., Sato T., Kobayashi K., Watanabe S., Fujii T., Yamagiwa H., Katsumi R., Koga H., Omori Go, Endo N. Correlation between posterior tibial slope and sagittal alignment under weight-bearing conditions in osteoarthritic knees. *PLoS ONE*. 2018; 13 (9): 1–6. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0202488>
36. Гурфинкель В. С., Коц Я. М., Шик М. Л. Регуляция позы человека. М.: Наука; 1965. 256 с. [Gurfinkel V. S., KocY A. M., SHik M. L. Regulyaciya pozy cheloveka. M.: Nauka; 1965. 256 s. (In Russ.).]
37. Гудков А. Б., Дёмин А. В. Особенности пострального баланса у мужчин пожилого и старческого возраста с синдромом страха падения. *Успехи геронтологии*. 2012; 25 (1): 166–170 [Gudkov A. B., Dyomin A. V. Osobennosti posturalnogo balansa u muzhchin pozhilogo i starcheskogo vozrasta s sindromom straxa padeniya. Uspexi gerontologii. 2012; 25 (1): 166–170 (In Russ.).]
38. Kouzaki M., Masani K. Postural sway during quiet standing is related to physiological tremor and muscle volume in young and elderly adults. *Gait Posture*. 2012; 35: 11–17. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.028>
39. Legaye J. Follow-up of the sagittal spine by optical technique. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 2012; 55 (2): 76–92. Available from: <https://musculoskeletalkey.com/follow-up-of-the-sagittal-spine-by-optical-technique/>
40. Saad K. R., Colombo A. S., Ribeiro A. P., João S. M. Reliability of photogrammetry in the evaluation of the postural aspects of individuals with structural scoliosis. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 2012; 16: 210–216. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.03.005>
41. Furlanetto T. S., Candotti C. T., Comerlato T., Loss J. F. Validating a postural evaluation method developed using a Digital Image-based Postural Assessment (DIPA) software. *Comput. Methods Programs Biomed.* 2012; 108: 203–212. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.03.012>

42. De Seze M.P., Guillaud E., Slugacz L., Cazalets J.R. An examination of camptocormia assessment by dynamic quantification of sagittal posture / [et al.]. *J. Rehabil. Med.* 2015; 47(1): 72–79. <https://doi.org/10.2340/16501977-1888>
43. Knott P., Sturm P., Lonner B., Cahill P., Betsch M., McCarthy R., Kelly M., Lenke L., Betz R. Multicenter comparison of 3D spinal measurements using surface topography with those from conventional radiography. *Spine Deformity.* 2016; 4 (2): 98–103. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2015.08.008>
44. Betsch M., Schnependahl J., Dor L., Jungbluth P., Grassmann J.P., Windolf J., Thelen S., Hakimi M., Rapp W., Wild M. Influence of foot positions on the spine and pelvis. *Arthritis Care&Research.* 2011; 63 (12), December: 1758–1765. <https://doi.org/10.1002/acr.20601>
45. Troke M., Moore A.P., Maillardet F.J., Hough A., Cheek E. A new, comprehensive normative database of lumbar spine ranges of motion. *Clin. Rehab.* 2011; 5: 371–379. <https://doi.org/10.1016/j.math.2004.10.004>
46. Milanese J.M., Borin G., Corrêa E.C.R., Da Silva A.M.T., Bortoluzzi D.C., Souza J.A. Impact of the mouth breathing occurred during childhood in the adult age: biophotogrammetric postural analysis. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 2011; 75 (8): 999–1004. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2011.04.018>
47. Ludwig O. Interrelationship between postural balance and body posture in children and adolescents. *J. Phys. Ther. Sci.* 2017; 29: 1154–1158. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.1154>
48. Nicheleda Rosa B., Noll M., Sedrez J.A., Furlanetto T.S., Candotti C.T. Monitoring the prevalence of postural changes in schoolchildren. *J. Phys. Ther. Sci.* 2016; 28: 326–331.
49. Yu J.S., An D.H. Differences in lumbar and pelvic angles and gluteal pressure in different sitting postures. *J. Phys. Ther. Sci.* 2015; 27: 1333–1335. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.1333>
50. Dolphens M., Cagnie B., Coorevits P., Vanderstraeten G., Cardon G., D'hooge R., Danneels L. Sagittal standing posture and its association with spinal pain: a school-based epidemiological study of 1196 Flemish adolescents before age at peak height velocity. *Spine.* 2012; 37: 1657–1666. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182408053>
51. Zwierzchowska A., Tuz J. Evaluation of the impact of sagittal spinal curvatures on musculoskeletal disorders in young people. *Medycyna Pracy.* 2018; 69 (1): 29–36. <https://doi.org/10.13075/mp.5893.00558>
52. Малышев Е.Е., Павлов Д.В., Блинов С.В. Динамический контроль угловых деформаций в коленном суставе. *Травматология и ортопедия России.* 2013; 69 (3): 136–142 [Malyshev E.E., Pavlov D.V., Blinov S.V. Dinamicheskij kontrol uglovых deformatsij v kolennom sustave. *Travmatologiya i ortopediya Rossii.* 2013; 69 (3): 136–142 (In Russ.)].
53. Блинов С.В., Малышев Е.Е., Алейников А.В., Малышев Е.С. Устройство для измерения угловой деформации в коленном суставе: Патент RU77767U1 от 10.11.08 [Blinov S.V., Malyshev E.E., Alejnikov A.V., Malyshev E.S. Ustrojstvo dlya izmereniya uglovoj deformacii v kolennom sustave: Patent RU77767U1 ot 10.11.08 (In Russ.)].
54. Гудков А.Б., Дёмин А.В., Грибанов А.В., Торшин В.И., Дерягина Л.Е. Возрастные особенности компонентов пострального контроля у женщин 55–64 лет. *Экология человека.* 2016; 1: 35–41 [Gudkov A.B., Dyomin A.V., Gribanov A.V., Torshin V.I., Deryagina L.E. Vozrastnye osobennosti komponentov posturalnogo kontrolya u zhenshhin 55–64 let. *Ekologiya cheloveka.* 2016; 1: 35–41 (In Russ.)].
55. Никитюк И.Е., Клычкова И.Ю. Стабилметрический метод оценки функциональных результатов лечения детей с врожденной косолапостью. *Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста.* 2013; 1 (1): 66–71 [Nikityuk I.E., Klychkova I.Yu. Stabilometricheskij metod ocenki funkcionalnyx rezultatov lecheniya detej s vrozhdennoj kosolapost'yu. *Ortopediya, travmatologiya i vosstanovitel'naya xirurgiya detskogo vozrasta.* 2013; 1 (1): 66–71 (In Russ.)]. <https://doi.org/10.17816/PTORS1166-71>
56. Колесниченко В.А., Тяжелов А.А., Конг М., Литвиненко К.Н. Биомеханические параметры пострального контроля у больных поясничным остеохондрозом и дегенеративным поясничным спондилолистезом на этапах оперативного лечения. *Травма.* 2013; 14 (6): 39–48 [Kolesnichenko V.A., Tyazhelov A.A., Kong M., Litvinenko K.N. Biomexanicheskie parametry posturalnogo kontrolya u bolnyx pojasnichnym osteochondrozom i degenerativnym pojasnichnym spondilolistezom na etapax operativnogo lecheniya. *Travma.* 2013; 14 (6): 39–48 (In Russ.)].
57. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Стабилметрия. М.: АОЗТ «Антидор»; 2000. 192 с. [Skvorczov D.V. Klinicheskij analiz dvizhenij. *Stabilometriya.* M.: AOZT «Antidor»; 2000. 192 s. (In Russ.)].
58. Yang J.H., Suh S.-W., Sung P.S., Park W.-H. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Europ. Spine J.* 2013; 22 (11), Nov: 2407–2413. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-2845-y>
59. Wu G., Cavanagh P.R. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J. Biomech.* 1995; 28 (10), Oct: 1257–1261.
60. Cappozzo A., Croce U.D., Leardini A., Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait Posture.* 2005; 21 (2), Feb: 186–196. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.010>
61. Сазонова Н.В., Щуров В.А., Буторина Н.И. Функциональное состояние опорно-двигательной системы у больных с коксартрозом. *Гений ортопедии.* 2012; 1: 34–37 [Sazonova N.V., Shhurov V.A., Butorina N.I. Funkcionalnoe sostoyanie oporno-dvigatel'noj sistemy u bolnyx s koksartrozom. *Genij ortopedii.* 2012; 1: 34–37 (In Russ.)].
62. Nashner L.M., Forssberg H. Phase-dependent organization of postural adjustments associated with arm movements while walking. *J. Neurophysiol.* 1986; 55: 1382–1394. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1382>

63. Roussouly P., Pinheiro-Franco J. L. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Europ. Spine J.* 2011; 20 (Suppl. 5): S609–S618. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1928-x>
64. Lazennec J. Y., Brusson A., Rousseau M.-A. Lumbar-pelvic-femoral balance on sitting and standing lateral radiographs. *Orthop. Traumatol Surg. Res.* 2013; 99 (Suppl. 1): S87–S103. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2012.12.003>
65. LeHuec J. C., Hasegawa K. Normative values for the spine shape parameters using 3D standing analysis from a database of 268 asymptomatic Caucasian and Japanese subjects. *Europ. Spine J.* 2016; 25 (11): 3630–3637. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4485-5>

Статья поступила 14.08.2019 г.,
принята к печати 10.09.2019 г.

The article was received 14.08.2019,
accepted for publication 10.09.2019

Сведения о соавторах:

А. А. Курникова, Приволжский исследовательский медицинский университет, доцент, канд. мед. наук, доцент кафедры нормальной анатомии
<http://orcid.org/0000-0002-4317-6247>

А. А. Филатов, Приволжский исследовательский медицинский университет, студент лечебного факультета
<http://orcid.org/0000-0002-3351-0264>

Е. А. Калинина, Приволжский исследовательский медицинский университет, студентка лечебного факультета
<http://orcid.org/0000-0001-5310-3482>

Э. С. Первушкин, врач-остеопат, руководитель Медицинского центра «Доктор Первушкин. Центр восстановительных технологий», преподаватель Кубанского института остеопатии и холистической медицины
<http://orcid.org/0000-0002-5366-2345>

Information about co-authors:

Anna A. Kurnikova, Privolzhsky Research Medical University, associate professor, MD, PhD (Med), associate professor at the Department of Normal Anatomy
<http://orcid.org/0000-0002-4317-6247>

Alexandr A. Filatov, Privolzhsky Research Medical University, student at the Department of General Medicine
<http://orcid.org/0000-0002-3351-0264>

Elena A. Kalinina, Privolzhsky Research Medical University, student at the Department of General Medicine
<http://orcid.org/0000-0001-5310-3482>

Eduard S. Pervushkin, osteopathic physician, director of the Medical Center «Doctor Pervushkin. Center for Restorative Technologies», teacher at the Kuban Institute of Osteopathy and Holistic Medicine
<http://orcid.org/0000-0002-5366-2345>