



# КЛИНИЧЕСКАЯ БИОМЕХАНИКА В ДИАГНОСТИКЕ ПАТОЛОГИИ ПОЗВОНОЧНИКА

Обзор литературных данных

А. В. Гладков, Е. А. Черепанов

Новосибирский НИИ травматологии и ортопедии

В статье представлен аналитический обзор современных подходов к изучению двигательной функции позвоночника, включая и собственные разработки авторов. Дана критическая оценка преимуществ и недостатков каждого метода и перспектив использования их в клинической практике. Предложена собственная классификация существующих методов исследования двигательной функции позвоночника. Намечены пути дальнейшего совершенствования и развития методов изучения биомеханики позвоночника, применимых в клинической практике.

**Ключевые слова:** патология позвоночника, клиническая биомеханика, методы обследования.

Authors' developments and analytical review of modern approaches to studying the motor functions of the spine are presented in the article. Critical evaluation of advantages and shortcomings of each method and prospects of their use in the clinical practice are discussed. Authors suggest classification of existing methods for study of spine motor function. Ways of further improvement and development of methods for spine biomechanics study applicable in the clinical practice are outlined.

**Key words:** spine, biomechanics, examination techniques.

Клиническая биомеханика является одним из разделов медицинской биомеханики. Еще в 1929 г. Н.А. Бернштейн в статье «Клинические пути современной биомеханики» наметил основные задачи и перспективы биомеханических исследований в клинике, показав их значимость для понимания вопросов патогенеза различных нарушений опорно-двигательного аппарата. В этом случае биомеханика остается в рамках научных исследований, которые, без сомнения, вносят значительный вклад в развитие ортопедических знаний.

В нашем понимании, клиническая биомеханика должна включаться в сам процесс диагностики, выбора метода лечения и оценки полученных результатов, являясь обязательным методом обследования в повседневной клинической практике ортопедических отделений, воплощая в жизнь крылатое высказывание М.И. Ситенко: «Биомеханика – философия ортопедического мышления»

Позвоночник представляет собой сложную механическую структуру и выполняет, как минимум, четыре био-

механические функции – обеспечивая опору, переносит двигательные моменты с головы и туловища к тазу, защищает уязвимый спинной мозг от повреждающих воздействий и одновременно с этим обеспечивает значительную амплитуду движений между тремя важнейшими частями тела. Структурной биомеханической единицей позвоночника, проявляющей основные его двигательные свойства, является позвоночный двигательный сегмент (ПДС), который включает в себя два смежных позвонка, связанных друг с другом при помощи межпозвоночного диска и суставов.

При диагностике и выборе тактики лечения врач в первую очередь ориентируется на жалобы пациента, историю заболевания и результаты клинического обследования [19]. При несомненной важности клинического обследования, этот метод не позволяет получить полную и достоверную картину о состоянии двигательной функции позвоночника.

При обследовании пациентов с патологией позвоночника широко ис-

пользуются традиционные средства визуализации – обзорная и функциональная рентгенография, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография. Другие методы обследования – миелография или дискография – применяются очень ограниченно, как правило, при проведении предоперационного обследования. Традиционно врачи стараются определить морфологические изменения в позвоночнике, которые ответственны за проявление заболевания, основываясь на субъективной оценке рентгенографической картины. Но если травмы, неопластические процессы, дисплазии и аномалии развития могут быть визуализированы достаточно хорошо, то в остальных случаях обнаружить морфологические изменения оказывается невозможным, поскольку используемые методы визуализации недостаточно информативны. Метод рентгенографии дегенеративного поражения позвоночника в большинстве случаев не позволяет выявить источник болевого синдрома [31]. Кроме того, в соответствии с современными рекомендациями показания к рент-

генографии должны быть строго обоснованы в связи с наличием лучевой нагрузки. Так, например, рентгенография поясничного отдела позвоночника при наличии болей в спине должна выполняться только при сохранении болевого синдрома свыше шести недель. В сроки раньше шести недель это обследование выполняется только при условии, если клиническая картина указывает на более тяжелое заболевание.

С появлением МРТ точность диагностики дегенеративных поражений позвоночника увеличилась – у пациентов с болями в поясничном отделе позвоночника по данным МРТ часто удается выявить патологические изменения в межпозвонковых дисках [16, 18, 40], однако в последние годы было показано, что подавляющее большинство выявляемых изменений не имеет клинического значения, поскольку аналогичные изменения могут быть обнаружены и при отсутствии какой-либо симптоматики [22]. Патологические изменения в межпозвонковых дисках, определяемые с помощью МРТ, встречаются с одинаковой частотой как у здоровых субъектов, так и у пациентов с различной степенью выраженности патологических симптомов, за исключением грыж дисков [40]. В бессимптомной группе, по данным МРТ, обнаруживают признаки дегенеративных изменений межпозвонковых дисков в 39 % [33], а грыжи диска по разным данным – от 9 до 31 % [39].

Таким образом, в ряде случаев постановка анатомически обоснованного диагноза является чрезвычайно трудной задачей, что объясняется невозможностью обнаружить необходимые объективные данные, которые могли бы подтвердить или опровергнуть клинические находки [41].

Для выработки диагностических критериев, определения показаний к лечению, оценки степени стойкой или временной утраты трудоспособности, контроля за реабилитацией существует потребность в дополнительных объективных показателях, которые могли бы быть выражены в абсолютных величинах [47]. Патологические процессы, которые развиваются в различных структурах позвоночника, неизбежно приво-

дят к нарушению его двигательной функции, а следовательно, регистрация этих нарушений дает возможность уточнения диагноза [59].

Таким образом, для более точной диагностики патологических состояний обследование пациентов должно включать в себя функциональное биомеханическое тестирование.

Каждый врач, который занимается лечением заболеваний костно-мышечной системы, несомненно, использует в работе определенные биомеханические методики. Несмотря на то что слово «биомеханика» часто звучит в среде врачей-ортопедов, реальное понимание этого раздела знаний, как правило, весьма ограничено. И если такие разделы биомеханики, как, например, биомеханика походки, скелетной травмы, крупных суставов, представлены в литературе достаточно широко, то доступной информации о биомеханических свойствах позвоночника, применяемых в клинической практике, пока недостаточно. В отечественной литературе данных по этой теме исключительно мало, причем многие литературные источники противоречивы.

Комплексная оценка локомоций человека в режиме реального времени как интегрального показателя функционального состояния позвоночника является весьма перспективным методом клинической биомеханики. Аппаратное обеспечение этих методик весьма разнообразно, и каждый вариант имеет свои преимущества и недостатки.

С целью объективизации получаемых данных исследователями предложено большое число методов регистрации движений, совершаемых позвоночником и отдельными его элементами. Часть из этих методов представляют лишь исторический интерес, другие широко распространены в клинике, третьи используются лишь в эксперименте. К сожалению, единого метода, который стал бы универсальным и широко применялся в клинической практике, не существует. Идеальный метод функционального исследования позвоночника должен удовлетворять целому ряду требований: обеспечивать точное измерение подвижности в различных плоскостях, разграничивать движения

в определенных отделах позвоночника от движений в смежных отделах и суставах, быть достоверным, недорогим и удобным в применении [26]. К сожалению, ни один из существующих в настоящее время методов не может претендовать на роль «золотого стандарта».

#### Методы биомеханического обследования позвоночника

Мы предлагаем собственную классификацию существующих методов исследования функции позвоночника: 1) клинические тесты; 2) механические измерительные устройства; 3) методы визуализации (функциональная рентгенография, видеорентгенография, томография); 4) инвазивные методы; 5) динамометрия; 6) специализированные программно-аппаратные комплексы (для оценки статических положений – контактные и бесконтактные; для оценки процесса движения – контактные и бесконтактные).

Следует отметить, что методы исследования биомеханических свойств позвоночника отличаются не только используемым оборудованием. Различные методы зачастую предоставляют в распоряжение исследователя достаточно разнородную информацию, что затрудняет проведение сравнительного анализа и, как следствие, препятствует широкому распространению методик.

*Клинические тесты.* Роль клинических методов в практике врача-ортопеда трудно преувеличить. Однако оценка биомеханических свойств позвоночника на основании данных осмотра, пальпации, простых клинических тестов весьма затруднена. Интерпретация даже статических изменений, например, таких, как выраженность физиологических изгибов, является весьма субъективной. Представления о нормальной форме позвоночника у разных специалистов могут значительно отличаться. Еще более сложной является оценка двигательной функции. Несмотря на то что техника пальпаторного тестирования подвижности отделов и даже сегментов позвоночника подробно описана в литературе, клиническое значение подобных методов изучено мало. Тем не менее,

в отдельных исследованиях продемонстрирована низкая достоверность пальпаторной оценки подвижности позвоночника [38].

Широко рекомендуемые к применению такие клинические тесты, как измерение расстояния от кончиков пальцев до пола при наклоне вперед и тест Шобера, характеризуются недостаточной чувствительностью и специфичностью, что показано в целом ряде исследований. При использовании первого метода не учитывается подвижность в тазобедренных суставах, а тест Шобера позволяет получить лишь косвенные данные, которые в значительной мере зависят от конституции обследуемого и подвижности кожных покровов [26, 52, 71].

*Механические измерительные устройства и способы.* До появления современных точных измерительных устройств было предложено множество достаточно простых технических решений, направленных преимущественно на оценку амплитуд движений в различных отделах позвоночника. К ним относятся фотографические методы, маятниковые измерители, ротометры, специальные угломеры, отвесы [6, 26, 52, 55, 68, 76]. Классическим методом определения амплитуды движений в различных отделах позвоночника, получившим широкое распространение, является инклинометрия. Существует большое число различных моделей инклинометров, но в любом случае это достаточно простое устройство, которое имеет упорную площадку и механизм определения ее положения относительно горизонтальной плоскости. Это позволяет определять угол наклона в пространстве любой поверхности [17, 30, 46, 50, 60, 64]. Благодаря низкой стоимости оборудования и простоте исследования, инклинометрия позвоночника в ряде клиник стала рутинным методом исследования [65].

Однако простые механические устройства не только не позволяют оценивать тонкие характеристики двигательной функции позвоночника (например, особенности сочетанных движений), но и отличаются низкой достоверностью.

*Методы визуализации. Рентгенография.* Для исследования двигательной функции шейного и поясничного отделов позвоночника используются рентгенограммы, выполненные в нейтральном положении и положениях максимального сгибания и разгибания. При обследовании пациентов с дегенеративными поражениями позвоночника функциональная рентгенография используется для выявления сегментарной нестабильности.

При обследовании пациентов со сколиотической болезнью выполняют рентгенограммы в переднезадней проекции и в положениях боковых наклонов.

Попытки объективизировать параметры формы позвоночника привели к разработке различных методик расчерчивания рентгенограмм. [1, 7, 8, 20, 28]. Некоторые из перечисленных методик нашли свое применение в клинической практике, хотя наиболее информативные из них не используются врачами из-за трудоемкости.

Нами [3, 4] разработана методика математического описания пространственного расположения и формы всего позвоночника для использования в клинической практике.

Для ее осуществления производится спондилография в положении пациента стоя. Этот вид спондилографии мы относим к разряду функциональной, так как при данной методике получаем информацию о позвоночнике при выполнении им одной из главных своих функций – сохранение ортостатического положения туловища. Спондилограммы отделов позвоночника монтируют воедино, в чем помогает линия отвеса на пленке и контуры тел позвонков. На рентгенограммах отмечают точки углов тела каждого позвонка, координаты которых в дальнейшем считывают с помощью дигитайзера и вводят в компьютер.

Специально разработанная нами программа позволяет рассчитать ряд унифицированных показателей формы и пространственного положения позвоночника как в исходном положении, так и после выполнения различных видов движения, и сравнить полученные результаты.

Преимуществом функциональной рентгенографии является возможность достаточно точного определения амплитуды сегментарных движений на основании измерения перемещений тел позвонков.

Функциональная рентгенография позволяет получить информацию о положении позвонков после завершения движения, но не о том, каким образом это движение совершается. Вследствие этого становится невозможным выявить ряд двигательных аномалий [58].

*Видеорентгенография.* Для преодоления указанных ограничений рядом авторов был использован метод видеорентгенографии. Эта методика в настоящее время является единственным неинвазивным методом, позволяющим оценивать биомеханические свойства позвоночника *in vivo* на сегментарном уровне [53]. Одним из существенных ее недостатков является высокая лучевая нагрузка [58]. Однако современная аппаратура позволяет использовать низкодозовое облучение и сразу записывать изображение в цифровом виде с электронно-оптического преобразователя.

Вторая проблема заключается в сложности обработки полученных изображений. Поскольку кинематические данные рассчитываются по координатам точек анатомических ориентиров, то для достижения поставленной задачи необходимо анализировать большое количество кадров. С уменьшением числа кадров ценность исследования приближается к ценности обычной функциональной рентгенографии, а с увеличением обработки данных все больше затрудняется из-за лавинообразного нарастания объема информации. Эта часть исследования обычно выполняется вручную, поэтому работа становится весьма трудоемкой. Частично указанные проблемы могут быть решены при помощи компьютерной обработки изображений – современные технические средства позволяют определять положение тел позвонков в автоматическом режиме [15, 53]. Следует отметить, что кинематический рентгеноскопический анализ, как и обычное рентгенографическое обследование, позволяет получить информацию о

движении только в одной плоскости. Тем не менее этот метод является весьма перспективным.

*Томография.* Возможности проведения функциональных исследований с использованием обычных рентгеновских или магнитно-резонансных томографов весьма ограничены. Для выявления динамических протрузий дисков в Новосибирском НИИТО А.В. Черепановым разработано и внедрено в практику специальное устройство, которое позволяет в условиях стандартного магнитно-резонансного исследования (в положении лежа) моделировать вертикальные нагрузки на позвоночник.

Компьютерная рентгеновская томография может быть использована для исследования ротационных движений в шейном отделе позвоночника [74]. В последние годы с появлением открытых магнитно-резонансных томографов расширились возможности для исследования функции позвоночника. Появились сообщения об исследовании функции поясничного и шейного отделов позвоночника, краниовертебрального сочленения [37, 44].

*Инвазивные методы.* С целью исследования сегментарной подвижности позвонков рядом авторов была использована инвазивная методика, основанная на регистрации перемещений игл или датчиков, жестко прикрепленных к костным структурам позвоночника. Как правило, задача решается путем введения игл в остистые отростки [2, 34, 35, 42]. Фактически это единственная методика, позволяющая с высокой точностью оценивать двигательную функцию позвоночника на сегментарном уровне [11]. Однако ее инвазивный характер в значительной мере ограничивает область ее применения. Кроме того, исследование весьма трудоемко, продолжительно по времени, требует строгого соблюдения правил асептики, применения местного обезболивания и плохо переносится пациентами [11, 51]. Поскольку опыт подобных исследований незначительный и не существует алгоритма интерпретации получаемых данных, то клинического применения эта методика не нашла. Остальные авторы отводят ей роль экспериментального метода.

*Динамометрия.* Динамометрические методы исследования функции позвоночника развиваются с 60-х годов XX столетия и широко используются в настоящее время [66, 67]. Все устройства можно разделить на три основные группы, в зависимости от того, какой принцип используется для тестирования – изокинетический (СУВЕХ), изодинамический (Isostation В-200) или изометрический (MEDX). Из-за лучшей стабилизации туловища и отсутствия динамического компонента тестирования наиболее высокая повторяемость у изометрических исследований.

Наиболее часто в литературе упоминается изодинамический динамометр Isostation В-200 [32], который позволяет одновременно в трех плоскостях измерять позицию туловища, развиваемое усилие и скорость движения в зависимости от времени.

Несмотря на возможности динамометрических методов исследовать силу мышц спины, они все же обладают рядом недостатков. При высокой толерантности к болевому синдрому и наличии спортивной подготовки пациент с болями в спине может развить значительно большее усилие, чем здоровый, но не тренированный субъект. Наличие большого числа мышечных групп, которые могут компенсировать недостаточность функции друг друга, также может приводить к маскированию патологических изменений [29]. Немаловажным является тот факт, что динамометрические исследования небезвредны, поскольку требуют развития значительных усилий и приводят к повышенной нагрузке на позвоночник [14].

*Специализированные программно-аппаратные комплексы для оценки статических положений.* Поскольку незначительная суммарная амплитуда движения позвоночника может существенно изменять его форму и положение в пространстве, то игнорирование этих характеристик может привести к получению ложной информации. При различных технических решениях устройства, способные решать указанную проблему, позволяют определять перемещение не только отдельных позвонков, но и изучать форму позвоночника и его ориентацию в пространстве. В ка-

честве примера можно привести системы CMS20SPI и CMS70P фирмы «Zebris» [62]. Исследование заключается в определении координат надплечий, таза и всех остистых отростков позвоночника ультразвуковым датчиком, для чего датчик последовательно устанавливается на перечисленные анатомические ориентиры. Компьютерная программа обеспечивает автоматическое определение угла грудного кифоза, поясничного лордоза и наклона туловища, вычисляется наклон таза, наклон туловища и кривизна дуги во фронтальной плоскости при наличии сколиотической деформации. Исследование проводится в нейтральном положении, при выполнении боковых наклонов, наклонов вперед и назад. Функция позвоночника оценивается на основании перемещения каждого остистого отростка в линейных величинах.

Сканер позвоночника, разработанный фирмой МБН совместно с лабораторией биомеханики НИИТО, представляет собой три металлических штанги, соединенные при помощи подвижных узлов [5]. Один из подвижных узлов на первой штанге жестко крепится на какой-либо поверхности. Свободная штанга имеет закругленный конец и представляет собой щуп, которым исследователь отмечает точки акромиально-ключичных сочленений, передневерхние и задневерхние ости подвздошных костей, проводит вдоль позвоночника по линии остистых отростков шейного, грудного и поясничного отделов позвоночника, дополнительно отмечая границы отделов позвоночника. На основании показаний датчиков, размещенных в подвижных узлах, при помощи компьютерной программы определяется положение окончания щупа и высчитываются координаты точек, описывающих дугу позвоночника. В соответствии с разработанной нами методикой оценка формы туловища производится при помощи специальных параметров: величины центрального угла, наклона хорды, радиуса дуги и длины хорды каждого отдела позвоночника. Исследование повторяется в положении максимальных сгибания, разгибания, наклонов в стороны и ротации.

Оценка формы позвоночника производится отдельно в трех плоскостях – фронтальной, сагиттальной и горизонтальной. Оценивается наклон таза в сагиттальной и фронтальной плоскостях, наклон надплечий во фронтальной плоскости. Соотношение тазового и плечевого пояса оценивается во фронтальной и горизонтальной плоскостях. Кроме того, во фронтальной плоскости оценивается наклон надплечий относительно таза, а в горизонтальной – разворот надплечий относительно таза. Все полученные величины представляются в трех таблицах, каждая из которых соответствует одной из трех плоскостей. Функция позвоночника оценивается на основании изменения основных показателей (центрального угла, наклона хорды, радиуса дуги), что позволяет более точно характеризовать изменения формы позвоночника.

Для количественного оценивания формы дорсальной поверхности туловища в 1994 г. в Новосибирском НИИТО разработан компьютерный оптический топограф. Устройство предназначено для объективной оценки характера течения сколиотической болезни и позволяет значительно снизить лучевую нагрузку на пациента, с минимальными затратами проводить скрининговые исследования, однако возможность собственно функционального исследования позвоночника приоритетной для данного устройства не является [9].

*Специализированные программно-аппаратные комплексы для оценки процесса движения.* Наиболее распространенные современные устройства, относящиеся к этой категории, основаны на использовании трехосевых гониометрических датчиков [48], связанных с компьютером, которые различными способами крепятся на теле пациента, что позволяет исследовать движения позвоночника в динамике одновременно в трех плоскостях и, помимо амплитуды, определять характер производимого движения, его скорость и ряд других параметров.

Наиболее яркими примерами являются две серийно производимые зарубежные разработки, которые получили

широкое распространение: CA-6000 Spine Motion Analyser [24, 25] и Lumbar Motion Monitor [48].

OSI CA 6000 Spine Motion Analyzer (SMA) разработан в конце 80-х г. в США и представляет собой электронный гониометр, состоящий из четырех потенциометров с шестью степенями свободы, соединенных с легкими переходными штангами, которые могут быть при помощи ремней закреплены на пациенте для исследования любого отдела позвоночника [27, 69].

Lumbar motion monitor представляет собой трехосевую электрогониометр, который располагается на спине пациента по средней линии и при помощи ремней закрепляется в области таза и грудной клетки. Информация снимается с трехосевого гониометрического датчика «гибкий скелет», разбивается по плоскостям, в рамках которых оценивается диапазон движения, скорость и ускорение. Потенциометры обеспечивают постоянное определение положения позвоночника в трехмерном пространстве по отношению к тазу [49, 75].

Существует несколько вариантов выпускаемого устройства. Клиническая модель предусматривает возможность выполнения в режиме реального времени простых и сложных двигательных упражнений, воспроизводящих реальные жизненные ситуации для более точной оценки состояния поясничного отдела позвоночника. Из отечественных приборов наиболее близким по конструкции является диагностический комплекс «МБН – биомеханика». В его состав входит комплект гониометрических датчиков, обеспечивающих измерение угловых движений в трех плоскостях [10]. Метод обеспечивает изучение не только амплитуд движений, но и таких характеристик, как равномерность движения, угловая скорость, ускорение. Следует однако отметить, что точность измерения подвижности позвоночника до настоящего времени исследована не была, а в поставку комплекса не входит программное обеспечение, облегчающее анализ двигательной функции позвоночника. Работы по созданию нормативной базы и выработке диагностиче-

ских критериев ведутся в настоящее время в Новосибирском НИИТО.

Общим недостатком всех гониометрических методов является относительная громоздкость оборудования, которое должно крепиться непосредственно к телу пациента.

Дальнейшее развитие методов исследования подвижности позвоночника привело к появлению целого ряда бесконтактных методик, которые основаны на дистанционном определении пространственного положения контрольных точек на теле пациента. Для исследования подвижности позвоночника используются разнообразные технические решения. Как правило, на пациенте закрепляются только небольшие по размерам датчики или маркеры, которые не ограничивают свободу движения, что выгодно отличает описываемые методы. Относительное смещение датчиков, закрепленных на теле пациента, позволяет судить о движениях, совершаемых позвоночником.

Широкое распространение получили оптические системы Elite, CODA-3 optical scanner и другие, основанные на определении положения в пространстве специальных маркеров при помощи компьютерной обработки видеозображения пациента [36, 63, 54, 55]. Альтернативой оптическим системам являются ультразвуковые системы, наиболее популярна из которых Zebris [45]. Для изучения подвижности позвоночника в научных целях широко применяется система электромагнитных датчиков Polhemus 3SPACE в различных модификациях [21, 61, 72].

Высокий уровень достоверности подобных систем делает их очень эффективными при изучении подвижности позвоночника. Они позволяют оценивать не только амплитуды движений в отделах позвоночника, но и в динамике характеризовать сложные трехмерные перемещения [13, 23, 47, 70]. Точность измерения амплитуды движений сравнима с рентгенографическими методиками [73] и существенно выше, чем при использовании инклинометров [57].

Дальнейшее совершенствование методов клинической биомеханики и широкое их использование в повседневной практике вертебролога должно идти по пути повышения точности регистрации параметров, автоматизации способов по-

лучения информации, стандартизации методов исследования, создания экспертных систем, разработки адекватных, предметно-ориентированных математических моделей позвоночника и снижения стоимости оборудования.

Создание сложной многофункциональной модели позвоночника может идти по пути моделирования отдельных функций каждого двигательного сегмента позвоночника. Решение этих задач может продвигаться вперед только по мере накопления клинических и экспериментальных данных, а так же появления новых возможностей в области программирования.

Эти модели должны давать ясное представление о дальнейшем прогрессировании деформации и прогнозировать реальные результаты корригирующих воздействий. Создаваемые модели позвоночника должны быть максимально приближены к реальному объекту за счет воссоздания особенностей строения отдельных элементов позвонков и их связей между собой.

В этом направлении уже делаются определенные шаги, в частности фирмой «Argos» предпринимаются попытки создания трехмерной модели позвоночника на основе визуализации рентгенографического изображения позвоночника конкретного пациента, которая позволит прогнозировать результаты корригирующих воздействий.

Несмотря на большое разнообразие используемых технических решений, большинство методов исследования биомеханических свойств позвоночника обеспечивают изучение одних и тех же

показателей. Поэтому все методы исследования биомеханических свойств позвоночника можно разделить на несколько больших групп в соответствии с типом информации, которую они позволяют получить – косвенные, статические и функциональные.

*Косвенные методы.* К этим методам можно отнести клинические тесты, которые не обеспечивают получение количественных показателей, а лишь позволяют косвенным образом качественно оценить, имеется ли нарушение функции позвоночника. Эти методы характеризуются значительной субъективностью и малой информативностью, вследствие чего роль их в клинической практике весьма ограничена.

*Статические методы.* Это достаточно разнородная группа, общей характеристикой которой является отсутствие возможности исследования динамических характеристик движения. Информация о конечных положениях позволяет определить только амплитуду движений и не позволяет судить о том, каким же образом движение совершается. В качестве примера можно привести инклинометрию, функциональную рентгенографию.

*Функциональные методы.* Эта группа включает достаточно сложные и дорогостоящие методики, которые предполагают использование современных технических достижений: различного рода датчиков для регистрации угловых и линейных перемещений, компьютерной техники для накопления информации и, наконец, математического аппарата для обработки вводимой информации. С одной стороны, эти методы становятся более дорого-

стоящими и сложными в применении, с другой – позволяют получить гораздо более полную и разностороннюю информацию о двигательной функции позвоночника.

Несмотря на то, что подобное разделение достаточно условно, оно полезно с практической точки зрения, поскольку позволяет яснее представить себе эволюцию подходов к исследованию функциональных возможностей позвоночника. Кроме того, предложенное разделение одновременно демонстрирует наиболее важные принципиальные отличия существующих методов биомеханического исследования. Следует также отметить, что практически все описываемые методы основаны на определении перемещения контрольных точек. Лишь незначительная часть из них позволяет оценить не только угловые и линейные перемещения, но и изменение формы позвоночника в целом. С другой стороны, методы оценки формы позвоночника обладают ограниченными возможностями в изучении двигательной функции позвоночника, поскольку не позволяют изучать процесс движения в динамике и представляют лишь статическую информацию о форме позвоночника в конечных положениях.

В представленном обзоре кратко охарактеризованы основные современные биомеханические методы исследования двигательной функции позвоночника. Обсуждение вопросов значимости тех или иных методов для клинической практики является темой для отдельной статьи, поэтому мы сочли возможным не включать его в предлагаемый обзор.

## Литература

1. Абальмасова Е.А. // Ортопедия и травматология. 1964. № 5. С. 49.
2. Атаманенко М.Т., Цивьян Я.Л., Райхинштейн В.Е. // Тр. Рижского НИИТО. 1975. Вып. 13. С. 239–241.
3. Гладков А.В. // Биохимия на защите жизни и здоровья человека: Тез. докл. Всеросс. конфер.-ярмарки 9–12 ноября 1992. Н. Новгород, 1992. Т. 1. С. 52.
4. Гладков А.В., Пронских И.В. Актуальные вопросы вертебрологии.: Сб. науч. тр. Ленинградского НИИТО. Л., 1988.
5. Гладков А.В., Черепанов Е.А., Скворцов Д.В. // Материалы международной научно-технической конференции «Информационные системы и технологии». Новосибирск, 2003. С. 31.
6. Маркс В.О. Ортопедическая диагностика. Минск, 1978.
7. Масловский Г.К. // Тр. Ленинградского НИИТО. 1958. Т. 7. С. 316.
8. Нейман И.З. Идиопатические и диспластические сколиозы. Материалы к патогенезу и оперативному лечению: Дис. ... д-ра мед. наук. Саратов, 1969.
9. Сарнадский В.Н., Фомичев Н.Г. Мониторинг деформации позвоночника методом компьютерной оптической топографии. Новосибирск, 2001.
10. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений: Анализ походки. Иваново, 1996.
11. Aebi M. // Spine. 1997. Vol. 22. N 2. P.156–166.
12. Arvidsson I. // Man Ther. 2000. Vol. 5. N 2. P. 97–101.
13. Barrett C.J., Singer K.P., Day R. // Man

- Ther. 1999. Vol. 4. N 2. P. 94–99.
14. Batti'e M.C., Bigos S.J., Fisher L.D. et al. // Spine. 1989. Vol. 14. N 8. P. 851–856.
  15. Bifulco P., Cesarelli M., Allen R. et al. // Med. Biol. Eng. Comput. 2001. Vol. 39. N 1. P. 65–75.
  16. Boden S.D., Davis D.O., Dina T.S. et al. // J. Bone Jt Surg. Am. 1990. Vol. 72. P. 403–408.
  17. Boline P.D., Keating J.C. Jr, Haas M. et al. // Spine. 1992. Vol. 17. N 3. P. 335–338.
  18. Boos N., Rieder R., Schade V. et al. // Spine. 1995. Vol. 20. P. 2613–2625.
  19. Borge J.A., Leboeuf-Yde C., Lothe J. // J. Manipulative Physiol. Ther. 2001. Vol. 24. N 4. P. 292–295.
  20. Cobb J.R. // J. Bone Jt Surg. Am. 1958. Vol. 40, N 3. P. 507–510.
  21. Culham E. // Spine. 1996. Vol. 21. N 21. P. 2435–2442.
  22. Currey H.L., Greenwood R.M., Lloyd G.G. et al. // Rheumatol Rehabil. 1979. Vol. 18. P. 94–104.
  23. Dawes P.T. // Rheumatology (Oxford). 2000. Vol. 39. N 4. P. 382–388.
  24. Dopf C.A., Mandel S.S., Geiger D.F. et al. // Spine. 1994. Vol. 19. N 5. P. 586–595.
  25. Dvorak J., Vajda E.G., Grob D. et al. // Eur. Spine J. 1995. Vol. 4. N 1. P. 18–23.
  26. Ensink F.B., Saur P.M., Frese K. et al. // Spine. 1996. Vol. 21. N 11. P. 1339–1343.
  27. Feipel V., De Mesmaeker T., Klein P. et al. // Eur. Spine J. 2001. Vol. 10. N 1. P. 16–22.
  28. Fergusson A.B. // Sth. med. J. 1930. Vol. 23. P. 116.
  29. Gagnon D., Lariviere C., Loisel P. // Clin. Biomech (Bristol, Avon). 2001. Vol. 16. N 5. P. 359–372.
  30. Gatchel R.J. // Spine. 1993. Vol. 18. N 15. P. 2191–2195.
  31. Gautier J., Morillon P., Marcelli C. // Rev. Rhum. Engl. Ed. 1999. Vol. 66. N 1. P. 29–34.
  32. Gomez T., Beach G., Cooke C. et al. // Spine. 1991. Vol. 16. N 1. P. 15–21.
  33. Greenberg J.O., Schnell R.G. // J. Neuroimaging. 1991. Vol. 1. P. 2–7.
  34. Gunzburg R., Hutton W., Fraser R. // Spine. 1991. Vol. 16. N 1. P. 22–28.
  35. Hansson T. // J. Biomech. 1992. Vol. 25. N 4. P. 451–456.
  36. Harris J.D. // Spine. 1983. Vol. 8. N 2. P. 199–205.
  37. Harvey S.B., Smith F.W., Hukins D.W. // Invest. Radiol. 1998. N 8. P. 439–443.
  38. Hsieh C.Y., Pringle R.K. // J. Manipulative Physiol. Ther. 1994. Vol. 17. N 6. P. 353–358.
  39. Jacobs G.E. // J. Manipulative Physiol. Ther. 1989. Vol. 12. N 6. P. 440–445.
  40. Jarvik J.G., Deyo R.A. // Ann. Intern. Med. 2002. Vol. 137. N 7. P. 586–597.
  41. Jensen M.C., Brant-Zawadzki M.N., Obuchowski N. et al. // N. Engl. J. Med. 1994. Vol. 331. P. 69–73.
  42. Jonsson E., Ljungkvist I., Hamberg J. // Ups. J. Med. Sci. 1990. Vol. 95. N 1. P. 75–86.
  43. Kaigle A.M., Wessberg P., Hansson T.H. // J. Spinal Disord. 1998. Vol. 11. N 2. P. 163–74.
  44. Kosinka E., Fait M. // Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech. 1962. Vol. 29. P. 472.
  45. Koskinen S.K. // Spine. 1999. Vol. 24. N 19. P. 2046–2056.
  46. Lanz C. // Eur. Spine J. 2000. Vol. 9. N 5. P. 379–385.
  47. Lowery W.D. Jr, Horn T.J., Boden S.D. et al. // J. Spinal Disord. 1992. Vol. 5. N 4. P. 398–402.
  48. Mannion A., Troke M. // Clin. Biomech. (Bristol, Avon). 1999. Vol. 14. N 9. P. 612–619.
  49. Marras W.S., Lavender S.A., Leurgans S.E. et al. // Spine. 1993. Vol. 18. N 5. P. 617–628.
  50. Marras W.S., Parnianpour M., Ferguson S.A. et al. // Spine. 1995. Vol. 20. N 23. P. 2531–2546.
  51. Mayer T.G., Tencer A.F., Kristoferson S. et al. // Spine. 1984. Vol. 9. N 6. P. 588–595.
  52. McGregor A.H., McCarthy I.D., Hughes S.P. // Spine. 1995. Vol. 20. N 22. P. 2421–2428.
  53. Miller S.A., Mayer T., Cox R. et al. // Spine. 1992. Vol. 17. N 3. P. 345–348.
  54. Muggleton J.M., Allen R. // Med. Eng. Phys. 1997. Vol. 19. N 1. P. 77–89.
  55. Nappi G. // Clin. Exp. Rheumatol. 2000. Vol. 18. (2 Suppl 19) P. S45–S52.
  56. Newman N., Gracovetsky S., Itoi M. et al. // Clin. Biomech. (Bristol, Avon). 1996. Vol. 11. N 8. P. 466–473.
  57. Newman N. // J. Biomed. Eng. 1993. Vol. 15. N 1. P. 5–12.
  58. Ordway N.R., Seymour R., Donelson R.G. et al. // Spine. 1997. Vol. 22. N 5. P. 501–8.
  59. Panjabi M.M. // J. Biomech. 1982. Vol. 15. N 12. P. 959–969.
  60. Pope M.H., DeVocht J.W. // Neurol. Clin. 1999. Vol. 17. N 1. P. 17–41.
  61. Rondinelli R., Murphy J., Esler A. et al. // Am. J. Phys. Med. Rehabil. 1992. Vol. 71. N 4. P. 219–224.
  62. Russell P., Pearcy M.J., Unsworth A. // Br. J. Rheumatol. 1993. Vol. 32. N 6. P. 490–497.
  63. Sautmann M. // Spine. 2000. Vol. 25. N 4. P. 443–449.
  64. Schipplein O.D., Reinsel T., Andersson G.B. et al. // Spine. 1995. Vol. 20. N 17. P. 1895–1898.
  65. Shirley F.R., O'Connor P., Robinson M.E. et al. // Spine. 1994. Vol. 19. N 7. P. 779–783.
  66. Sullivan M.S., Shoaf L.D., Riddle D.L. // Phys. Ther. 2000. Vol. 80. N 3. P. 240–250.
  67. Szpalski M., Michel F., Hayez J.P. // Eur. Spine J. 1996. Vol. 5. N 5. P. 332–337.
  68. Tawfik B. // Clin. Biomech (Bristol, Avon). 2001. Vol. 16. N 2. P. 114–120.
  69. Tillotson K.M., Burton A.K. // Spine. 1991. Vol. 16. N 1. P. 29–33.
  70. Troke M., Moore A.P. // Man Ther. 2000. Vol. 1. N 1. P. 43–46.
  71. Trott P.H., Pearcy M.J., Ruston S.A. et al. // Clin. Biomech (Bristol, Avon). 1996. Vol. 11. N 4. P. 201–206.
  72. Tully E.A., Stillman B.C. // Arch. Phys. Med. Rehabil. 1997. Vol. 78. N 7. P. 759–766.
  73. Unsworth A. // Br. J. Rheumatol. 1992. Vol. 31. N 5. P. 329–332.
  74. Van Herp G., Rowe P., Salter P. et al. // Rheumatology (Oxford). 2000. Vol. 39. N 12. P. 1337–1340.
  75. Wilmlink J.T. // Spine, 1987. Vol. 12. N 8. P. 732–738.
  76. Wongsam P.E. // Arch. Phys. Med. Rehabil. 1986. Vol. 67. N 4. P. 213–217.
  77. Youdas J.W., Suman V.J., Garrett T.R. // J. Orthop. Sports Phys. Ther. 1995. Vol. 21(1). P. 13–20.

Адрес для переписки:  
 Гладков Александр Вячеславович  
 630091, Новосибирск,  
 ул. Фрунзе, 17, НИИТО,  
 A.Gladkov@niito.ru