

АНАЛИЗ КИНЕМАТИКИ ТУЛОВИЩА И ПОЗВОНОЧНИКА В ПРОЦЕССЕ ХОДЬБЫ МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОПОГРАФИИ. ПИЛОТНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

В. Н. Сарнадский, С. Я. Вильбергер, Н. Г. Фомичев

*НИИТО МЗ РФ, Россия, г. Новосибирск, ул. Фрунзе, 17, тел/факс (383 2)111-552,
E-mail: metos@online.nsk.su*

Введение

Ходьба является наиболее естественным процессом двигательной активности человека. Начиная с конца XIX века, анализом походки человека занималось большое число исследователей из различных стран: первые публикации по этому вопросу относятся к 1872 - 1873 г.г. [1]. К настоящему времени вышли тысячи статей, посвященные биомеханике нормальной и патологической походки (подробная библиография имеется в работах [1,2]) с использованием многофакторных исследований, включающих кинематику, динамику и электромиографию. Для изучения кинематики походки сегодня применяются различные анализаторы движения и наиболее современными из них являются оптикоэлектронные компьютеризированные системы, такие как: Selspot и McReflex (Sweden), Elite (Italy), VICON-370 и Coda (UK) и др. Такие системы обеспечивают определение в динамике с высокой точностью трехмерных координат пассивных светоотражательных маркеров, размещаемых на различных анатомических точках тела, что позволяет решать многие задачи анализа кинематики походки. Однако, основная масса исследований по кинематике походки ограничивается изучением, в основном, движения нижних конечностей, а за редким исключением - таза [1,2], оставляя, при этом, вне поля зрения состояние позвоночного столба. Хотя, по мнению ряда авторов [3,4], существует определенная связь между асимметрией походки и развитием такого тяжелого детского ортопедического заболевания, как сколиоз. Среди единичных работ, посвященных изучению состояния позвоночника в процессе ходьбы, можно привести исследования Беленького В. Е. [4] и Amico M. D. [5].

Беленький В. Е. решал эту задачу с помощью прикрепленных к телу гироскопов, позволяющих в любой фазе шага определить угол наклона таза и верхнегрудного сегмента позвоночника в стороны, вперед, назад и поворот вокруг вертикальной оси. К недостаткам метода можно отнести отсутствие возможности получения линейных перемещений интересующих сегментов туловища, а также существенные размер и массу гироскопов, что снижало точность и достоверность результатов. В пилотных исследованиях Amico M. D. была использована оптико-электронная система AUSCAN, созданная на базе Elite с адаптированным для задач оценки деформации позвоночника ПО. В ней с помощью двух пар CCD IR камер измерялись трехмерные координаты 27 пассивных светоотражательных маркеров, размещенных на анатомических точках туловища, в том числе по линии остистых отростков от С7 до S3. Это позволило определять изменение формы позвоночника в процессе движения во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Помимо очень высокой стоимости системы AUSCAN, основным недостатком этого метода является получение данных о форме туловища и позвоночника только в ограниченном числе точек с маркерами, что ограничивает его информативность и затрудняет интерпретацию результатов.

Указанного недостатка лишены методы оптической топографии, позволяющие получить описание рельефа в каждой точке поверхности. Первыми оптическую топографию для анализа походки использовали Asazuma Т. и др., применив метод муара для обследования пациента в процессе его ходьбы на месте [6]. Муаровая топограмма дорсальной поверхности пациента записывалась на видеоманитофон.

Полученная запись просматривалась на экране ТВ монитора, с которого осуществлялось фотографирование отдельных интересующих фаз движения в режиме стоп кадра. Фотографии оцифровывались и для обработки вводились в компьютер. Однако, методу муара присущ общий серьезный недостаток - невозможность осуществления полной автоматизации обработки муаровых топограмм и, в силу этого, большая трудоемкость процесса обработки. Поэтому авторы были вынуждены использовать для количественного анализа только два параметра: поворот плечевого пояса и таза в горизонтальной плоскости, а также ограниченное число фаз шага, соответствующее только амплитудным состояниям движения ног и рук, что не позволило в полной мере использовать возможности топографии.

Метод

В Новосибирском НИИТО в 1994 году разработан метод компьютерной оптической топографии на основе проекции полос и пространственного детектирования фазы [7], который обеспечил полную автоматизацию процесса обработки измерительной информации. Для диагностики деформации позвоночника с обследованием пациентов в статических позах на основе этого метода создана первая отечественная топографическая оптикоэлектронная система ТОДП к настоящему времени используется в более чем 24 медицинских учреждениях РФ.

ТОДП обеспечивает бесконтактно и дистанционно определение формы поверхности туловища обследуемого пациента. Принцип действия ТОДП состоит в следующем. При обследовании на тело пациента с помощью проектора проецируется изображение прямолинейных эквидистантных полос, форма которых деформируется в соответствии с рельефом обследуемой поверхности. С помощью ТВ камеры производится съемка этого изображения и ввод его в компьютер в цифровом виде. Путем специальной программной обработки восстанавливается форма дорсальной поверхности пациента в каждой точке введенного изображения. По цифровой модели поверхности и выделяемым на ней анатомическим ориентирам костных структур рассчитываются многочисленные топографические параметры, описывающие количественно форму поверхности и оценивающие деформацию позвоночника в трех плоскостях: фронтальной, горизонтальной и сагиттальной.

Существенное увеличение в последние годы возможностей вычислительной техники, в том числе запись "живого" видео на компьютер без сжатия и потери информации, позволили кроме статических перейти к решению динамических задач. С этой целью на базе ТОДП создана экспериментальная установка. Помимо оптической схемы ТОДП, она включает компьютер Pentium 533 с объемом оперативной памяти не менее 128 Мб, специальную карту ввода изображений в компьютер с частотой 25 кадр/сек без сжатия видеоинформации, CCD ТВ камеру с электронным затвором не более 1/1000 сек и электромеханическую бегущую дорожку с управляемой скоростью перемещения от 0 до 16 км/час. Использование специальной карты ввода изображений позволило записывать в оперативную память ЭВМ непрерывную последовательность телевизионных кадров без пропусков отдельных кадров, а электронный затвор ТВ камеры обеспечил ввод динамических изображений без смаза. Электромеханическая бегущая дорожка создала условия для продолжительной съемки пациента в процессе ходьбы без его перемещения относительно оптической схемы, у которой объем рабочего пространства по глубине принципиально ограничен возможностями оптического метода. Дополнительно дорожка позволила управлять ритмом ходьбы.

Перед обследованием на спине пациента маркировались анатомические ориентиры, включающие линию остистых отростков от С7 до S3, левую и правую подвздошные ости, две симметричных паравертебральных точки на уровне границы поясничного и грудного отдела и две симметричные точки на уровне плечевого пояса.

Для этого использовались маркеры из светоотражательной пленки размером 4×4 мм и дополнительный источник освещения, расположенный вблизи объектива ТВ камеры.

Перед обследованием пациент обучался ходьбе на дорожке, так как это требует от него определенных навыков. Обученный пациент первоначально обследовался в естественной ортостатической позе, затем включалась дорожка на заданной скорости и, после определенного периода ходьбы по дорожке производилась его съемка в течение заданного временного интервала. Вся снятая информация в виде последовательности телевизионных кадров записывалась сначала в оперативную память, затем на жесткий диск, после чего она была готова для последующей обработки.

Результаты

На рис. 1 - 6 приведен пример результатов обследования на экспериментальной установке динамической топографии пациента в возрасте 10 лет. На рис. 1 показаны серия последовательных по времени оцифрованных телевизионных кадров (с частотой 25 кадров/сек), соответствующая половине полного цикла шага, начиная с одноопорного состояния на левой ноге и, заканчивая одноопорным состоянием на правой ноге. После обработки снимков для каждого из них возможно восстановление цифровой модели всей поверхности, что дает полную информацию об изменении формы поверхности и положения туловища в трехмерном пространстве в процессе ходьбы. На рис. 2 приведены топограммы дорсальной поверхности пациента, полученные по восстановленной цифровой модели и соответствующие серии снимков рис. 1. Топограммы описывают рельеф поверхности в виде линий равного уровня (шаг одной полосы соответствует 5 мм) и позволяют графически детально представить поверхность для качественного анализа. На рис. 3 - 5 для этой же серии снимков показаны другие графические представления формы поверхности в трех плоскостях: фронтальной, горизонтальной и сагиттальной, позволяющие наиболее наглядно отобразить состояние формы туловища и позвоночника в процессе ходьбы. Эти графические представления поверхности предназначены для детального и углубленного анализа вызвавшего интерес кадра.

Для интерпретации данных всего интервала наблюдения могут быть построены графики любого топографического параметра, описывающего состояние поверхности, как показано на рис. 6. Например, графики, показанные на рис. 6а - 6в описывают общую ориентацию туловища в пространстве. Для фронтальной плоскости на рис. 6а приведен график параметра FSN, соответствующего углу наклона туловища в этой плоскости (угловое положение C7 относительно крестца на уровне S3) и FP, описывающий перекос таза, оцениваемый по линии, соединяющей задние подвздошные ости (на этом и других графиках рис. 6 прерывистые вертикальные линии обозначают временной интервал, соответствующий серии снимков рис. 1). Для горизонтальной плоскости на рис. 6б построены графики параметра GH, описывающего поворот плечевого пояса и GP - поворот таза. Для сагиттальной плоскости на рис. 6в построены графики параметра SNAN, задающего наклон туловища (угловое положение C7 относительно крестца на уровне S3) и ANS - наклон таза.

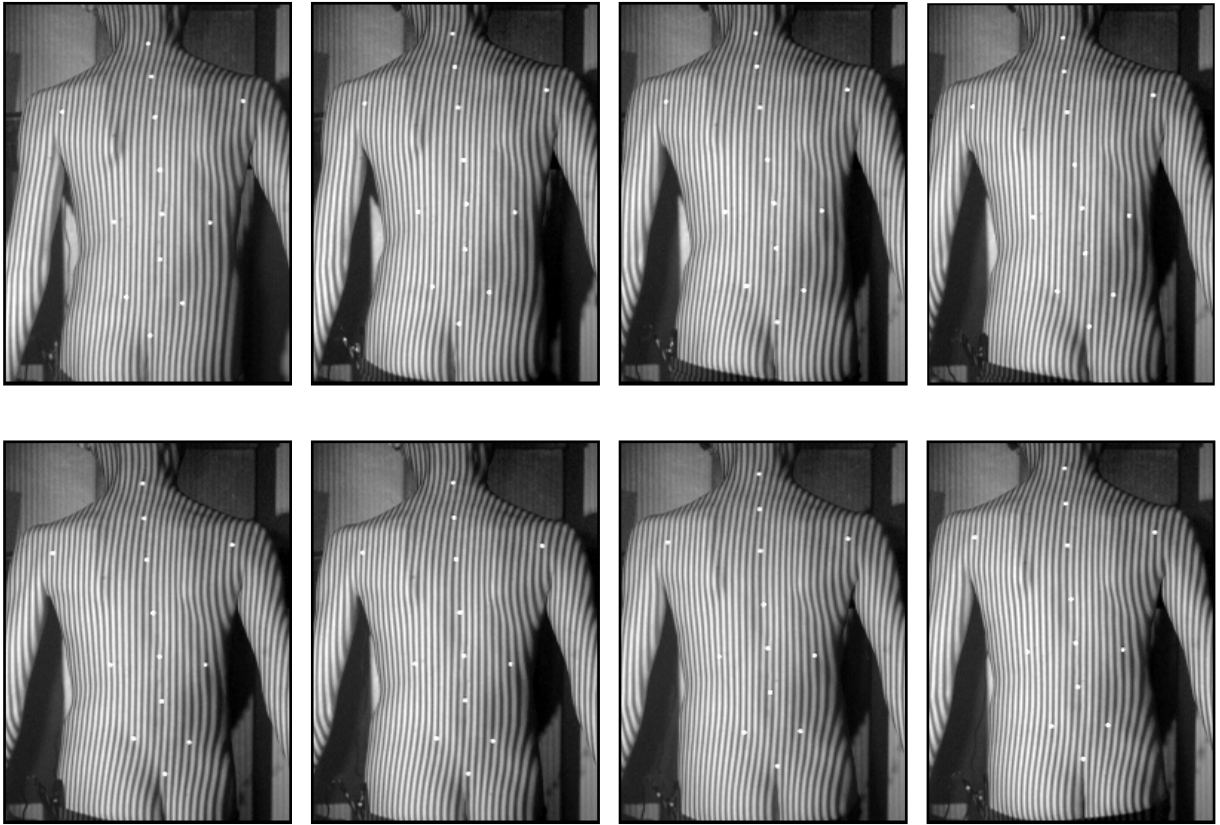


Рис. 1. Серия последовательных телевизионных кадров, соответствующая переходу от одноопорного состояния на левой ноге к одноопорному состоянию на правой.

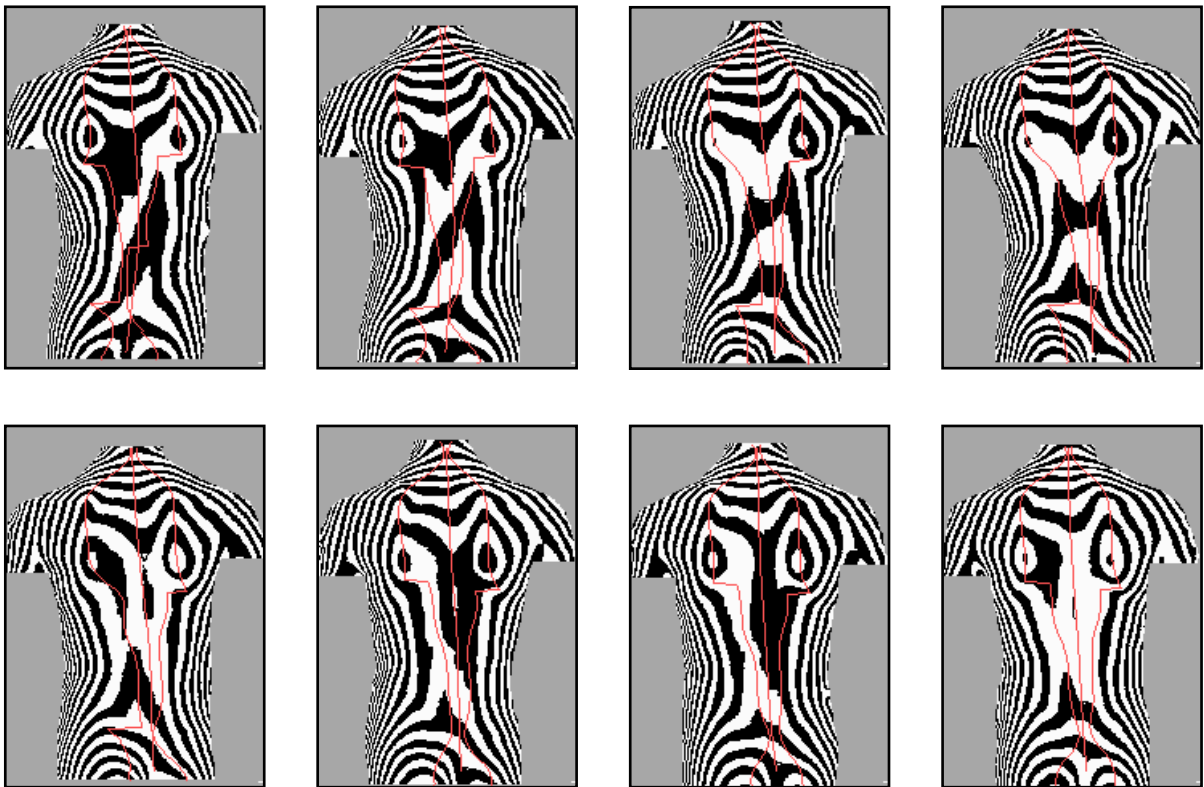


Рис. 2. Топограммы дорсальной поверхности пациента.

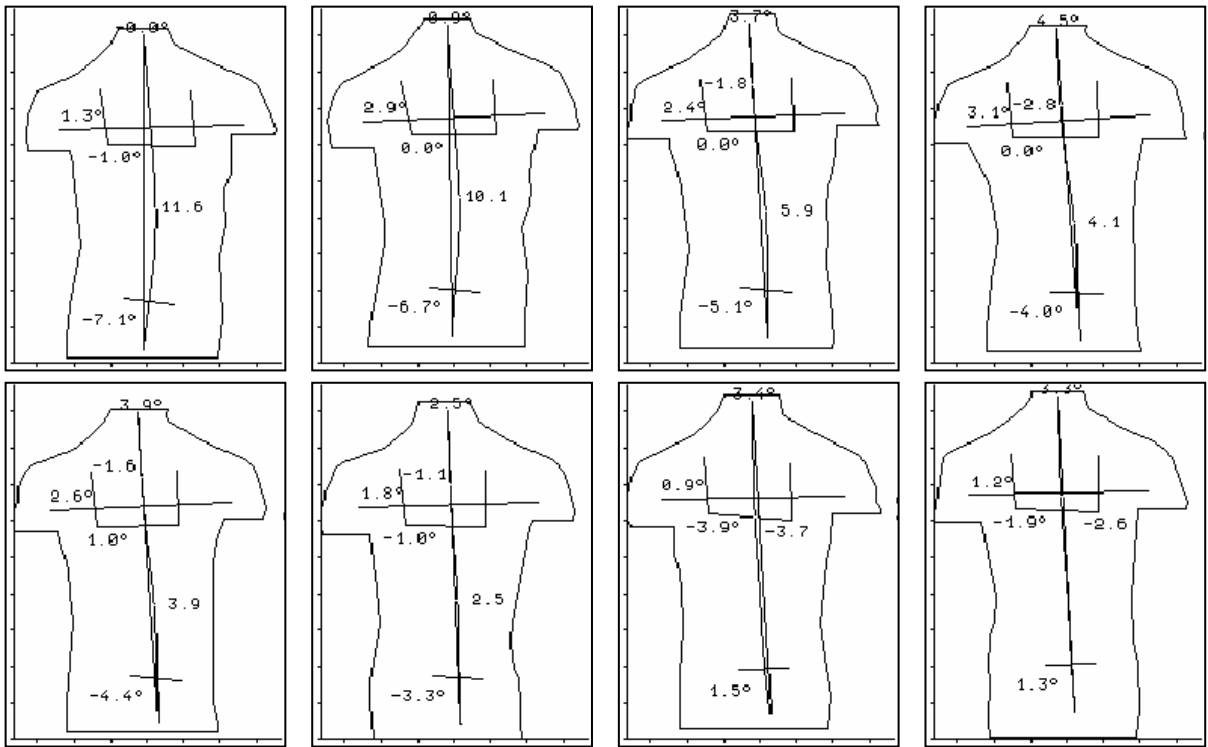


Рис. 3. Фронтальные проекции дорсальной поверхности пациента.

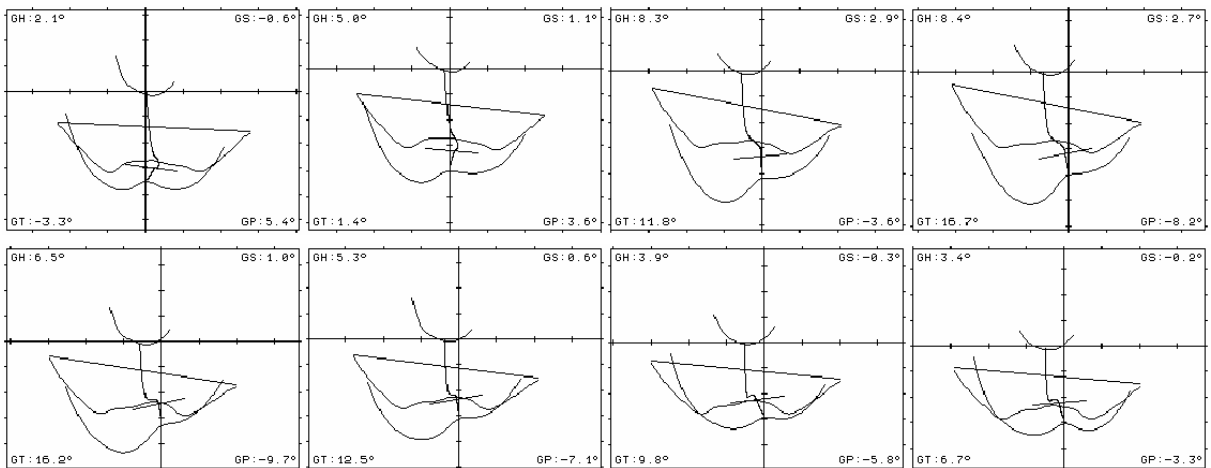


Рис. 4. Горизонтальные проекции дорсальной поверхности пациента.

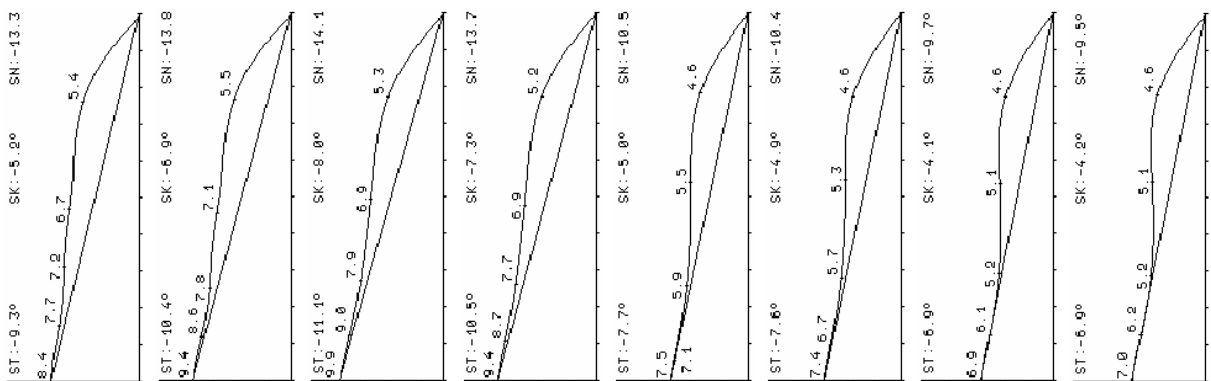


Рис. 5. Сагитальные проекции линии остистых отростков пациента.

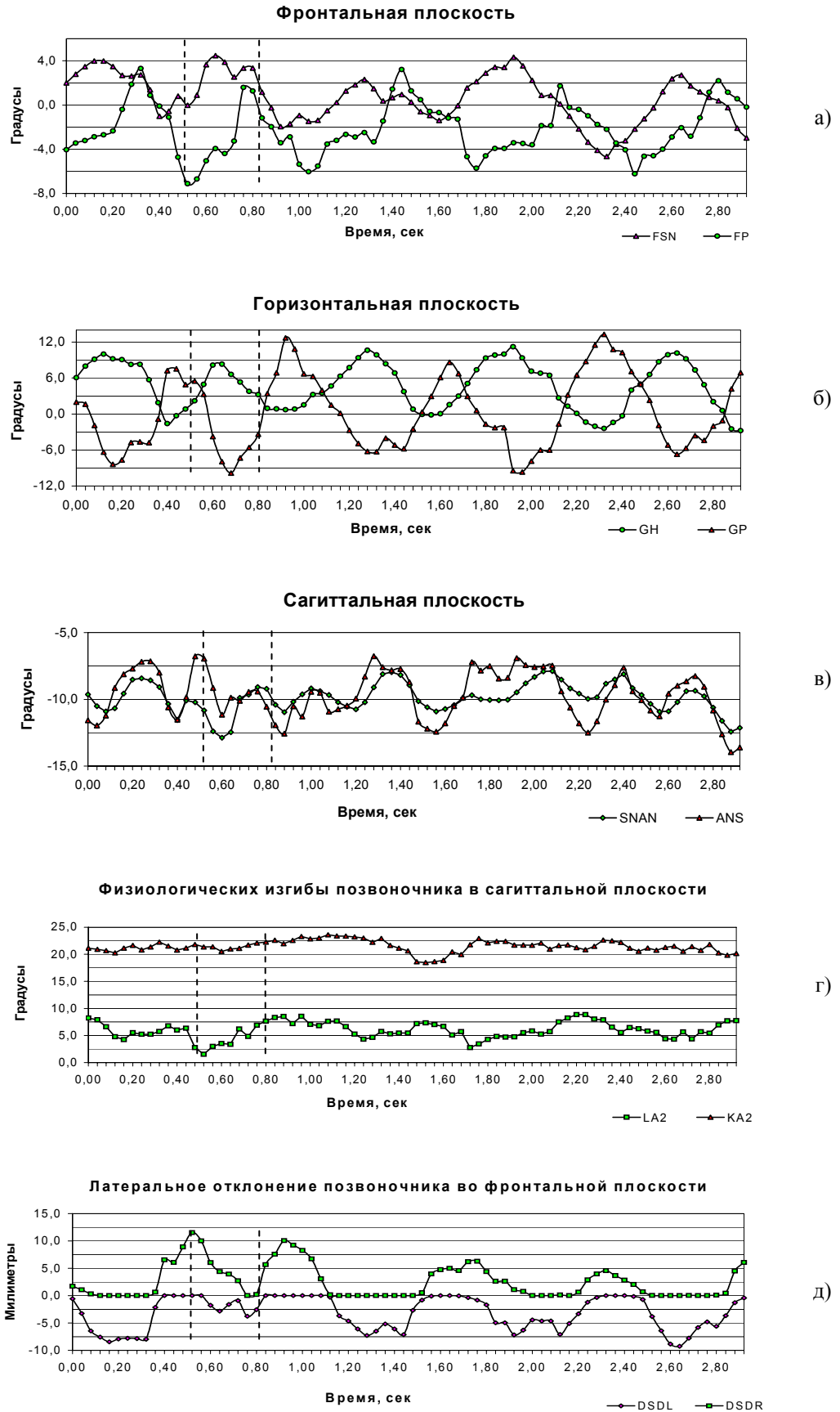


Рис. 6. Движение туловища пациента в трех плоскостях и изменение формы позвоночника при ходьбе.

Последние два графика, показанные на рис. 6г и 6д, описывают параметры формы позвоночника в сагиттальной и фронтальной плоскостях соответственно. График параметра LA2 задает вписанный угол поясничного лордоза, KA2 - грудного кифоза, а графики параметров DSDL, DSDR - боковое отклонение позвоночника во фронтальной плоскости влево и вправо соответственно.

Приведенный пример достаточно наглядно иллюстрирует существенное преимущество метода динамической топографии по сравнению с другими системами анализа движений, обусловленное наиболее полной регистрацией состояния поверхности туловища в процессе движения и возможностью определения трехмерных координат в любой точке этой поверхности для каждого кадра. В сочетании с современными компьютерными технологиями обработки изображений это позволит реализовать анализ кинематики походки на качественно новом уровне - обеспечит возможность визуализации процесса движения в его естественном виде (а не в виде абстрактных представлений и форм) с получением вызывающей интерес количественной информации в любом объеме.

Заключение

Проведенные пилотные исследования показали, что предложенный метод динамической топографии открывает новые уникальные возможности для анализа походки, предоставляя высокоточную и детальную информацию о состоянии позвоночника и туловища в процессе ходьбы. Использование этого метода в комплексе с другими методами анализа походки позволит, на наш взгляд, глубже изучить биомеханику позвоночника и ответить на многие актуальные вопросы вертебродологии, в том числе - оценить влияние асимметрии походки на развитие сколиоза.

ЛИТЕРАТУРА

1. Скворцов Д. В. Клинический анализ движений. Анализ походки: Издательство НППЦ - "Стимул", Иваново, 1996.
2. Harris G. F., Smith P. A. Human motion analysis. IEEE press, 1996.
3. Dangerfield P. et al., Gait Analysis of Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis, in (M. D'Amico, A. Merolli, G.C. Santambrogio Eds.) Three Dimensional Spinal Deformity Proc. Of the 2nd Int. Sym. On 3D Scoliotic Deformities Pescara Sep. 1995 IOS Press pp. 297-301.
4. Казьмин А. И., Кон И. И., Беленький В. Е. Сколиоз. - М.: Медицина. 1981.
5. Amico M. D., Roncoletta P. Biomechanical Analysis of the Spine During Walking. A pilot Study. In: Sevastic J. A. and Diab (Eds.) IOS Press - Technology and Informatics: Research into Spinal Deformities 1., Vol. 37 ISSN: 0926-9630, 1997, pp. 161-164.
6. Asazuma T., Suzuki N., Hirabayashi K.. Analysis of human dynamic posture in normal and scoliotic patients. Proc. of III Int. Sym. Surface Topography and Spinal Deformity, Gustav Fisher Verlag, Stuttgart, New York, 1986.
7. Сарнадский В. Н., Садовой М. А., Фомичев Н. Г. Способ компьютерной оптической топографии тела человека и устройство для его осуществления. Евразийский патент № 000111., 1996.