

**ГЛАВА 22 из книги**  
**Сколиоз: история болезни /Михайловский М.В., Дюбуссе Ж.Ф.**  
**-Новосибирск :Костюкова, 2020. -422с. :ил.**

**Инструментальные безлучевые методы исследования позвоночника по данным рельефа туловища человека**

В.Н. Сарнадский

Считается, что первым использованным для исследования позвоночника инструментальным методом было обследование посредством X-лучей. Эти лучи в 1895г. открыл Röntgen и в его честь они были названы рентгеновскими. Через три года после этого открытия в 1898г. Mouchet провел рентгенологическое исследование врожденного сколиоза (Фридлан, 1954). Рентгенологическое обследование до сих пор остается общепризнанным «золотым стандартом» оценки деформации позвоночника и служит наиболее объективным и достоверным методом, позволяющим на рентгеновских снимках «увидеть» позвоночник, изучить его морфологию и получить количественную оценку тяжести деформаций.

**Контактные методы.** Между тем, мало кому даже среди специалистов известно, что еще за 10 лет до открытия X-лучей швейцарский ортопед Schultess изобрел первый безлучевой инструментальный метод исследования сколиоза и создал трехкоординатный контактный сколиозометр, позволявший с помощью щупа и механических тяг регистрировать графические изображения формы туловища и позвоночника в трех плоскостях: фронтальной, сагиттальной и горизонтальной, как показано на рис. 1.

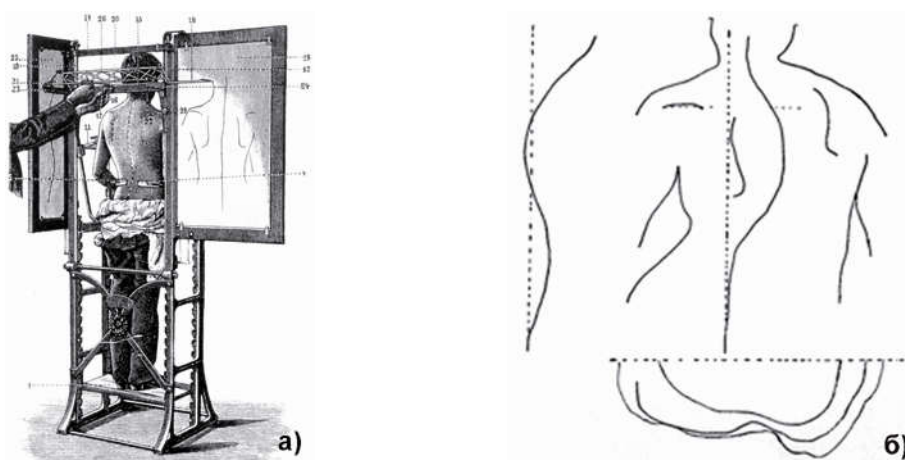


Рис.1

*Сколиозометр Schultess (1885): а) внешний вид; б) графические представления формы туловища в сагиттальной, фронтальной и горизонтальной плоскостях (Albert, 1902).*

Schultess не только первым показал трехмерную природу деформаций позвоночника при сколиозе, но и он же, используя данные 15-летних обследований больных сколиозом на этом приборе, создал в 1905г. первую из известных классификацию сколиозов, в которой выделил шейно-грудные, грудные, грудопоясничные, поясничные и комбинированные (с двумя дугами) сколиозы, тотальные сколиозы с единичной дугой (неструктуральные), а также с учетом состояния физиологических изгибов выделил кифо- и лордосколиозы (Schulthess, 1905).

В начале 20 века разработка безлучевых методов на какое-то время продолжилась. Так по данным исследования (D’Osualdo, 2002) в этот период были созданы еще

несколько контактных приборов: Kirtometer (Beeli, 1910), Inclinomert (Schulthess, 1902); Pantoscoliometer (Lavemicocca, 1913). В последующие годы работы в этом направлении прекратились вплоть до 2-ой половины 20 века и в первую очередь это случилось из-за повсеместного внедрения в медицинскую практику рентгенологических обследований. Однако, впоследствии появились данные о биологических рисках и вреде здоровью, связанных с ионизирующим излучением, что заставило ограничивать частоту рентгенологических обследований пациентов. Вместе с этим у врачей возникла необходимость помимо рентгена иметь объективные данные в дополнение к простому клиническому осмотру, что вновь возродило интерес к неинвазивным методам оценки формы позвоночника по внешним данным туловища.

С середины 60-х годов согласно D'Ossualdo было разработано большое разнообразие простых контактных устройств и приспособлений: Gibbometr (Vinchon, 1965), Hydrogoniometer (Ripstein, 1967), Ruckenmessgerat (Neugebauer, 1970), Cifometer (Debrunner, 1972), The rib hump measuring apparatus (Gortze, 1973), Spinal pantograph (Willner, 1983), The formulator body tracer (Burwell, 1983), Scoliometer (Bunnell, 1984), Flexible curve (Pun, 1987). Среди этих устройств наибольшую популярность (благодаря своей простоте и удобству в работе) приобрел предложенный Bunnell Scoliometer, который позволял измерять угол ATR (угол поворота поверхности туловища в позе Адамса) и используется до сих пор во многих странах для повышения объективности результатов скрининга сколиоза у школьников.

С развитием компьютерных технологий на рубеже 20 и 21 веков были созданы компьютерные аналоги сколиозометра Schulthess по типу механической руки со щупом: BACES system (D'Ossualdo, 2002), Сканер позвоночника (Гладков, 2004), DTP-2 (Krejčič, 2007), а также измерители 3D координат с использованием ультразвука - Zebris CMS10 (<https://www.zebris.de>) и магнитных полей - Orteliou 800 (Parisini, 2006). Среди появившихся контактных компьютерных устройств следует также упомянуть Spinal Mouse (<http://spinalmouse.ro/en>), предназначенное для измерения формы линии остистых отростков позвоночника в сагиттальной и фронтальной плоскостях посредством трассировки (прокатывания по этой линии колесиком устройства) с регистрацией локальных углов наклона с помощью встроенных инклинометров.

Основные недостатки общие для всех выше перечисленных безлучевых контактных методов (и компьютерных в том числе) состоят, в том, что с их помощью проводятся измерения на живом человеке (пациенте) и живым человеком (врачом) с касанием мягких тканей человека. При этом обмеры проводятся достаточно медленно - от одной до несколько минут в зависимости от объема измеряемых данных. В течение обмера пациент должен удерживать неподвижную позу, что получается не всегда (например, при повышенной тактильной чувствительности пациента). Точность таких измерений зависит от квалификации и состояния врача, что вносит определенный субъективизм в получаемые результаты. При этом корректность измерений можно проверить только повторным измерением. По объему, детальности и достоверности данные контактных методов существенно уступают бесконтактным и в первую очередь оптическим методам.

**Бесконтактный оптический метод - фотометрический метод ВАЛЕ.** Первым известным из литературы оптическим методом примененным в Институте физического воспитания Университета Vale был фотометрический метод ВАЛЕ (Phelps, 1936). Полностью обнаженный обследуемый с наклеенными на определенные части тела маркерами в виде алюминиевых пластин для фотографирования помещался в специальное помещение среди зеркал (6 зеркал), установленных таким образом, что при соответствующем освещении фотоаппарат на один кадр мог регистрировать обследуемого одновременно с четырех направлений: спереди, сзади, сбоку и сверху. По снимку изготавливали диапозитив, который проецировался на экран и по изображению на экране производилось измерение осей отдельных частей тела и углов их пересечения.

Увеличение при проецировании изображение было достаточно большим (составляло половину реального размера), что позволяло проводить измерения легко и точно. Данный метод по двумерным фотографическим изображениям, полученным с разных ракурсов, позволил анализировать форму тела человека в трехмерном пространстве и был предтечей появления во второй половине 20 века 3D методов оптической топографии тела человека (Surface topography, ST).

**Первые методы оптической топографии тела человека (фотографические).** Пионерами в области оптической топографии можно считать российского ученого Беленького, который первым описал свой метод растерстериографии (Беленький, 1969) и японского ученого Takasaki, впервые применившего метод муара для обследования живых людей (Takasaki, 1970). Метод муара был изобретен за сто лет до этого британцем Rayleigh в 1874г. с целью контроля оптических решеток и в дальнейшем использовался для технических задач, в частности для контроля оптики и задач экспериментальной механики. Оба метода Беленького и Takasaki, для регистрации изображений использовали фотоаппарат, как показано на рис.2.

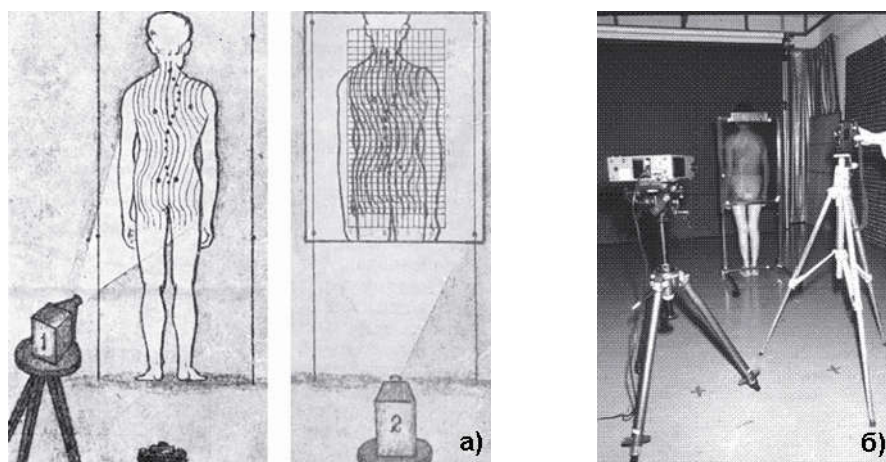


Рис.2

*Первые методы оптической топографии для обследования человека: а) метод растерстериографии Беленького (Беленький, 1969); б) метод муаровой топографии (Takasaki, 1970).*

У Беленького пациент с размеченной маркерами спиной устанавливался у стены между двух отвесов, на его спину сбоку проецировалось проектором 1 изображение вертикальных линий, которые деформировались в соответствии с рельефом поверхности туловища и снимались фотоаппаратом, размещенным горизонтально и перпендикулярно стене. После проявки снимок пациента вставлялся в проектор 2, установленный на месте фотоаппарата, и проецировался на специальный экран с метрической сеткой, вертикально вывешенный на стене по отвесам. Далее для точек, используемых для анализа, производились измерения бокового смещения спроецированных линий относительно вертикальных линий метрической сетки и определялась высота рельефа в этих точках. Для удобства измерений угол проекции линий (проектор 1) составлял  $45^\circ$  и, за счет этого, высота рельефа была равна боковому смещению линий. С помощью своего метода Беленький сумел построить проекции линии остистых отростков (помеченную на рис.2а маркерами) на фронтальную, сагиттальную и горизонтальную плоскости и выполнить ряд исследований. Однако из-за большой трудоемкости этот метод не получил дальнейшего развития и не нашел применения в клинической практике.

У Takasaki пациент устанавливался за специальный экран в виде натянутых вертикальных струн, освещался размещенным сбоку источником света и снимался

фотоаппаратом помещенным горизонтально перед экраном и перпендикулярно ему. На снимок регистрировались одновременно изображение тени от струн на теле пациента и самих струн, в результате чего за счет механической интерференции (эффекта муара) искривленных в соответствии с рельефом туловища линий тени и прямых линий изображения струн появлялась муаровая топограмма, полосы которой являлись подобно контурной карте линиями уровня рельефа туловища пациента. У здоровых пациентов муаровая топограмма спины имела симметричный вид, а при структуральном сколиозе возникала асимметрия полос, позволяющая выявлять сколиоз на ранних стадиях. Работа Takasaki привлекла внимание большого числа специалистов и послужила мощным толчком для начала широких исследований в области оптической топографии. Метод муаровой топографии оказался оптимальным для скрининга сколиоза: он был технически не сложным в реализации, позволял быстро снимать большие массивы детей, проводить визуальный анализ топограмм в их отсутствии и обладал высокой чувствительностью к сколиозу. Поэтому в эти годы для задач скрининга школьников во многих странах были разработаны многочисленные муаровые топографы.

Для обобщения опыта и координации усилий в области разработки и применения муаровой топографии в 1980г. была проведена 1-я международная конференция «Moire Fringe Topography and Spinal Deformity» и в дальнейшем эти конференции стали проводить каждые два года, а в 1994г. было организовано общество «International Research Society of Spinal Deformities» (IRSSD), которое проводит свои конференции и по сей день. Кроме скрининга основными вопросами, изучаемыми специалистами на начальном этапе было исследование возможности применения муаровой топографии для косвенной оценки формы позвоночника. Однако, при многих своих достоинствах, метод муаровой топографии имел главный недостаток, состоящий только в качественной (визуальной) интерпретации рельефа поверхности туловища человеком, так как отсутствовала возможность построения цифровой 3D модели поверхности туловища. С появлением компьютеров в начале 80-х годов были предприняты попытки с их помощью автоматизировать обработку муаровых топограмм (Yatagai, 1982), (Pekelsky, 1985). Для этого были разработаны специальные системы для ввода в компьютер изображений муаровых топограмм и алгоритмы их автоматизированной обработки в интерактивном режиме. Однако эти попытки не привели к созданию технологий, способных в приемлемое время и без помощи человека восстанавливать детальную 3D модель тела человека, пригодную для дальнейшего анализа. Основной трудностью на этом пути оказалась невозможность создания полностью автоматических алгоритмов обработки муаровых топограмм из-за сложности геометрии полос, отсутствия высокого контраста и качества для полос для всей обследуемой поверхности туловища.

Это заставило специалистов уже в начале 80-х годов начать разрабатывать альтернативные муару компьютерно-ориентированные методы. Этому помог технический прогресс (появление достаточно мощных персональных компьютеров и твердотельных видео камер с высоким разрешением), а также приобретенное при работе с муаром понимание о том, что всю информацию о рельефе поверхности несет в себе геометрия деформированных световых структур, спроецированных на тело человека. Эффект муара в этом деле не главный, а лишь позволяет визуализировать эти деформации в удобном для восприятия человеком виде. Следовательно, если зарегистрировать сами деформированные световые структуры более удобные для компьютерной обработки, то при помощи компьютера можно извлечь информацию о рельефе и по ней построить цифровую 3D модель тела человека.

#### **Принцип действия методов фотограмметрии и структурированной подсветки.**

Для разработки компьютерно-ориентированных методов были применены две группы методов, работающих на основе оптической триангуляции: методы фотограмметрии и методы структурированной подсветки. Принцип их действия показан на рис.3.

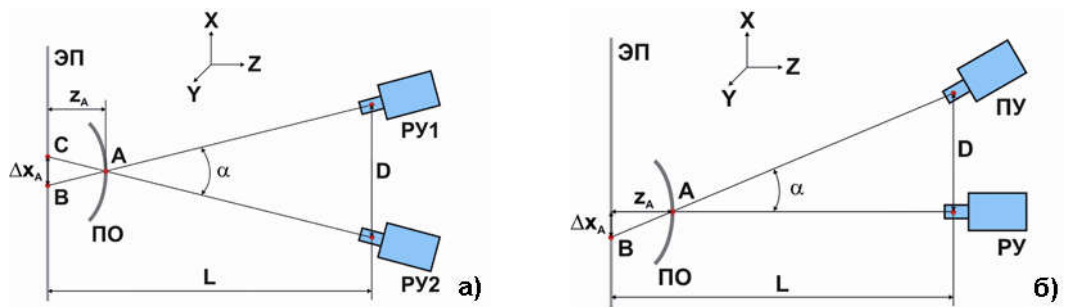


Рис.3

Принцип действия двух основных оптических методов для определения 3D рельефа, работающих на основе оптической триангуляции: а) фотограмметрия (стереорегистрация); б) структурированная подсветка; ПУ - регистрирующее устройство (фотоаппарат или видеокамера) ПУ - проекционное устройство; ЭП - эталонная (базовая) плоскость; ПО - поверхность объекта обследования; D, L - стереобаза и дистанция съемки;  $\Delta X_A$  - смещение ( $X_B - X_C$ ) вследствие эффекта параллакса;  $Z_A$  - высота рельефа.

Метод фотограмметрии был изобретен даже раньше муара французским военным А. Laussedat, который в 1852г. впервые использовал фотокамеру для составления топографических планов местности. Этот метод получил свое развитие в прошлом веке при решении задач картографирования земной поверхности по аэрофотоснимкам. При обследовании человека он стал применяться для спорта в системах анализа движения (например, Vicon Motion Systems). Принцип его действия (рис.2а) основан на стереорегистрации объекта как минимум двумя камерами с разных направлений, благодаря чему точка А на поверхности объекта для двух снимков (называемых стереопарами) будет иметь смещение  $\Delta X_A$ , величина которого называется параллаксом и зависит от высоты рельефа в этой точке  $Z_A$  и параметров оптической схемы (L и D). С учетом этих параметров (оптической схемы рис.3а) высота рельефа  $Z_A$  легко рассчитывается по значению  $\Delta X_A$ .

В методах структурированной подсветки (к которым можно отнести и метод Беленького) одна камера заменяется проектором, который проецирует сбоку на поверхность объекта определенного вида картину (у Беленького это вертикальные линии), а вторая камера (у Беленького - фотоаппарат) расположена по нормали к эталонной поверхности (базовая плоская поверхность для задания рельефа). Для упрощения объяснения принципа действия предположим, что проектор проецирует только одну точку, расположенную по центру слайда, которая попадет на объекте в точку А, а без объекта - в точку В на эталонной плоскости. Смещение  $\Delta X_A$  зависит от высоты рельефа  $Z_A$  и параметров оптической схемы (L и D). Точно также зная эти параметры, высота рельефа  $Z_A$  легко рассчитывается по значению  $\Delta X_A$ .

**Компьютерно-ориентированные методы оптической топографии.** С начала 80-х годов благодаря усилиям специалистов общества IRSSD эти методы получили развитие, постепенно замещая муаровую топографию. В таблице приведены известные из литературы компьютерные оптические топографы, разработанные для обследования туловища человека и решения задач косвенной оценки формы позвоночника. В этой таблице указаны: название топографа (Б/Н - без названия); год публикации о его изобретении; авторы; страна происхождения; обозначение используемого оптического метода; качество получаемой 3D модели поверхности (Н - низкое, С - среднее, В - высокое, «-» 3D модель не формируется); для коммерчески доступных топографов указана фирма производитель, страна и год начала выпуска. Топографы представлены в порядке года их появления, что позволяет проследить за ходом 35-ти летней истории развития компьютерной топографии. Если вначале эти технологии разрабатывались только в

нескольких странах так, как Великобритания, Италия, США, Россия и Германия, то впоследствии их география была расширена до 14 стран, включая и такие небольшие страны, как Кипр и Хорватия.

Таблица

Компьютерные оптические топографы для обследования туловища человека

№	Название	Год изобретения	Автор(ы)	Страна	Оптический метод	Качество 3D	Производитель, страна	Год выпуска
1	ISIS	1982	Turner-Smith	UK	СЛ	Н	Oxford Metric, UK	1986
2	AUSCAN	1987	Assente	Italy	ФП-М	-	-	-
3	PMP	1990	Halioua	USA	ПП-ВФ-СП	С	-	-
4	ТОДП1	1990	Сарнадский	Россия	ПП-ПФ-ЦКФ	В	Метос, Россия	1994
5	Star system	1990	Merolli	Italy	ПМТ	Н	-	-
6	CRS	1990	Helwed	Denmark	ФП-М	-	-	-
7	Jenoptik Formetric	1991	Frobin, Drerup, Hierholzer	Germany	ПЛ-ВК	С	Jenoptik Technogie, Germany	1994
8	Б/Н	1992	Hil, Raso	Canada	ФА-МТ	Н	-	-
9	Б/Н	1992	Pearson	UK	ПП-ВК	Н	-	-
10	Quantec	1994	Sakka, Wojcik	UK	ПП-ВК	Н	Quantec Image Processing, UK	1995
11	Mora 4G	1995	Patorski	Poland	ПМ-ВФ-СП	С	CQ Electronic System, Poland	2004
12	Surfacer	1997	Kozlowski	Italy	ПП-ПФ-КТФ	С	Ailun, Italy	2001
13	ТОДП2	2001	Сарнадский	Россия	ПП-ПФ-ЦКФ	В	Метос, Россия	2001
14	Inspeck	2001	Song	Canada	ПП-ВФ-ВП	С	Creaform, Canada	2001
15	Diers Formetric	2003	Diers	Germany	ПЛ-ВК	С	Diers Intrenational Germany	2003
16	ISIS 2	2004	Berryman	UK	ПП-ПФ-КФФ	С	-	-
17	Б/Н	2006	Minguez	Spain	ПС-ВК	Н	-	-
18	Б/Н	2006	Patias	Cyprus	ФП-ТК	Н	-	-
19	Minolta VI 900	2007	Twumasi	UK	ЛС	С	Konica Minolta, Jp	2001
20	3D Ortoscreen	2009	Glinkowski, Sitnik	Poland	ПП-ВФ-ВП	С	-	-
21	BIOMOD-L	2009	Koell	France	ПП-ВФ-ВП	С	AXS Medical, Fra	2009
22	ABW-Mapper	2010	Wolf	Germany	ПП-ВФ-СП	**В	ABW, Germany	2010
23	Vert 3D	2010	-	Brazil	ПЛ-ВК	Н	Miotec, Brazil	2010
24	ТОДП3	2012	Сарнадский	Россия	ПП-ПФ-ЦКФ	В	Метос, Россия	2012
25	Kinect	2012	Shannon	UK	ПИКТ	Н	*Microsoft, USA	2010
26	MTS	2013	Liu	USA	РЛС	В	*Polhemus, USA	2010
27	Б/Н	2014	Pino	Spain	ПЦЛ-ВК	Н	-	-
28	Б/Н	2018	Donlić	Croatia	ФА-ЦТ	Н	-	-

Примечание: используемые в таблице сокращения разъяснены в тексте.

\* - приведен производитель сканера.

\*\* - для пациентов, способных удерживать свое положение неподвижно на протяжении 0,5 с).

Для дальнейшего рассмотрения топографов, приведенных в таблице, и сравнения их возможностей по решению наиболее актуальной задачи косвенной оценки формы позвоночника по топографическим данным мы разделили топографы на 3 группы и для этого ввели обобщенный критерий «Качество 3D модели», имеющий соответственно 3 уровня:

- 1) низкий - 3D модель поверхности восстанавливается грубо и с плохим пространственным разрешением, из-за чего нельзя рассчитать кривизну поверхности (2-ую производную), пригодную для автоматического выделения линии остистых отростков позвоночника и поэтому требуется маркировка этой линии;
- 2) средний - 3D модель поверхности восстанавливается с существенным понижением разрешения вводимого снимка (т.е. не во всех его точках) или (и) кривизна 3D модели не имеет достаточной точности и пространственного разрешения для корректного автоматического выделения линии остистых отростков позвоночника, а так же не обеспечивается выделение всех анатомических точек поверхности, необходимых для оценки состояния осанки в 3-х плоскостях;
- 3) высокий - 3D модель поверхности восстанавливается во всех точках вводимого изображения и кривизна 3D модели поверхности рассчитывается с достаточно высокой точностью и пространственным разрешением.

Использование нами критерия «Качества 3D модели» обусловлено тем, что технические характеристики топографов зачастую не приводятся в литературе, а если и приводятся, то являются завышенными и достаточно противоречивыми, а путем визуального анализа публикуемых представлений 3D модели поверхности их вполне можно разделить на три градации по качеству.

**Первый компьютерный оптический топограф тела человека.** Первую строчку в таблице занимает английская топографическая система ISIS (Integrated Shape Imaging System), созданная на основе структурированной подсветки в виде Сканирующей белой Линии (оптический метод СЛ в таблице). ISIS можно считать первой компьютерной системой для определения формы тела человека, известной из литературных источников (Turner-Smith, 1983). Эта система включала миникомпьютер (PDP11) и оптический сканер, состоящий из проектора и ТВ камеры с зафиксированной взаимной ориентацией, так что их оптические оси образовывали некоторый угол в вертикальной плоскости. Сканер имел механизм, позволяющий ему поворачиваться в вертикальной плоскости вокруг горизонтальной оси. Обследуемый пациент с наклеенными на спину маркерами (маркировалась линия остистых отростков и задние подвздошные ости) устанавливался на определенной дистанции спиной к сканеру и на него проецировалось изображение горизонтальной прямой линии. При этом линия принимала форму профиля горизонтального сечения поверхности спины. Изображение деформированной линии с помощью ТВ камеры вводилось в компьютер, который выделял эту линию и с учетом известной ориентации сканера рассчитывал трехмерные координаты точек поверхности, на которые попала линия. Последовательно меняя угол наклона сканера, вводилась серия изображений (50-100 в зависимости от роста пациента), по найденным точкам путем интерполяции восстанавливалась вся поверхность в целом и по ней рассчитывались необходимые количественные характеристики. Фирма Oxford Metric, UK освоила в 1986г. производство ISIS в доработанном виде и выпустила около 60-ти таких аппаратов. Внешний вид системы показан на рис.4а.



Рис.4

Первые коммерчески доступные компьютерные оптические топографы: а) ISIS (проспект фирмы Oxford Metric, 1988); б) Jenoptik Formetric (проспект фирмы Jenoptik, 1995); в) ТОДПІ (проспект фирмы МЕТОС, 1995); г) Quantec (Sakka, 1995).

ISIS до середины 90-х оставалась единственным коммерчески доступным компьютерным топографом и была широко использована в крупных медицинских центрах развитых стран, занимавшихся лечением сколиоза. ISIS имела следующие технические характеристики: время сканирования - 2 с, время обработки на компьютере - 10 мин. и точность восстановления модели поверхности -  $\pm 3$  мм, что существенно уступает современным топографам, приведенным на рис.5, но это ни сколько не умаляет заслуг ISIS в развитии компьютерной оптической топографии.



Рис.5

Современные коммерчески доступные компьютерные оптические топографы: а) Diers Formetric4D (проспект фирмы Diers, 2012); б) ТОДПЗ (проспект фирмы МЕТОС, 2013); в) ABW Mapper (<http://www.abw-3d.de>); г) BIOMOG -L (<http://www.biomod.fr>); д) Minolta VI-900 (Twumasi, 2007).

Важно также отметить, что топограф ISIS является пионером не только для задач ортопедии, но и для всех других областей, где используется определение 3D формы тела человека. Многим это не известно и считается, что впервые задачу восстановления 3D рельефа тела человека решила фирма Cyberware inc (<http://www.cyberware.com>), создав в 1985г. лазерный сканер «Head Scanner» для определения формы головы, а в 1994г. фирма 3D Scanners выпустила сканер названный 3D-сканер REPLICА. Хотя на ряду с развитием лазерных сканеров впоследствии стали появляться и другие технологии, позволяющие без сканирования определять 3D рельеф (описанные выше фотограмметрия и структурированная подсветка), но для всех таких устройств прижилось название 3D сканер (3D body scanners). Это направление техники получило в 21 веке быстрое развитие и 3D сканеры стали применять в киноиндустрии, производстве одежды, фитнесе и в медицине в области пластической хирургии лица и грудных желез (<https://www.aniwaa.com/best-3d-body-scanners>). Однако, в области ортопедии среди специалистов IRSSD сохранилось сложившееся у них название этого направления, как поверхностная топография (Surface Topography), а для устройств - компьютерные оптические топографы.

**Компьютерные оптические топографы на основе фотограмметрии.** Первым таким устройством, работающим на основе классической фотограмметрии (без



дополнительной подсветки), как показано на рис.3.б была итальянская система AUSCAN (Assente, 1987), и несколько позже датская CRS (Helwed, 1990). Их оптический метод в таблице обозначен, как **ФП-М**, что означает **Фотограмметрия Пассивная** с использованием **Маркеров**, наклеенных на кожу по линии остистых отростков позвоночника и, если необходимо в других анатомических точках туловища. В AUSCAN и CRS по введенным в компьютер стереопарам определились 3D координаты только для маркеров без восстановления 3D модели всей поверхности, поэтому отнесение этих устройств к топографам является весьма условным. Также данный подход не позволял построить модель оси позвоночника, так как по результатам обследования имелась только линия остистых, и отсутствовала осевая ротация.

Другой вариант пассивной фотограмметрии **ФП-ТК** был реализован в кипрском топографе (Patiás, 2006), который без маркировки обеспечивал восстановление 3D модели поверхности спины на регулярной сетке с шагом 1 см. По введенным в компьютер двумя камерами (рис.3б) стереопарам изображения спины пациента для каждого узла сетки выделялись единичные точки путем максимизации корреляции локальной **Текстуры Кож** между стереопарами. Топограф отнесен по критерию «Качество 3D модели» к низкому уровню из-за плохого пространственного разрешения (1 см и по вертикали и по горизонтали). Выбор большого шага сетки был вынужденным и обусловленным слабым контрастом текстуры кожи человека, что требовало расчета корреляции по большой площади.

Для преодоления ограничений из-за слабого контраста текстуры кожи появилась **Активная Фотограмметрия** с использованием дополнительной подсветки кожи (с помощью проектора, помещаемого посередине между камер на Рис.3а.). Вид такой подсветки может иметь разные варианты. В таблице приводятся два таких варианта: подсветка в виде **Матрицы Точек (ФА-МТ)** в таблице) и в виде **Цветной псевдослучайной Текстуры (ФА-ЦТ)** в таблице). Канадский топограф с использованием матрицы точек относится к начальному этапу разработок компьютерных топографов (Hil, Raso, 1992) и был не самым удачным из-за низкого разрешения. Причина этого состояла в том, что между точками матрицы требовался большой интервал, иначе можно было перепутать идентичные точки на стереопаре с точками из соседних строк или столбцов матрицы.

В хорватском топографе, опубликованном совсем недавно (Donlić, 2018), для устранения этой причины использована цветная псевдослучайная текстура в виде разноцветных пятен, как показано на рис.6ж. Такой подход улучшил ситуацию с разрешением (рис.7.28) по сравнению с канадским топографом (у которого все было очень плохо), но не настолько, чтобы этот топограф (**ФА-ЦТ**) был отнесен к среднему уровню качества 3D модели. Если вернуться к изображению цветной текстуры на рис.6ж, то можно заметить, что число контрастных цветных пятен на нем (по которым можно рассчитать высоту рельефа) много меньше общего числа точек на изображении, т.е. пространственное разрешение восстановленной на таком топографе 3D модели поверхности существенно понижается относительно вводимого снимка.

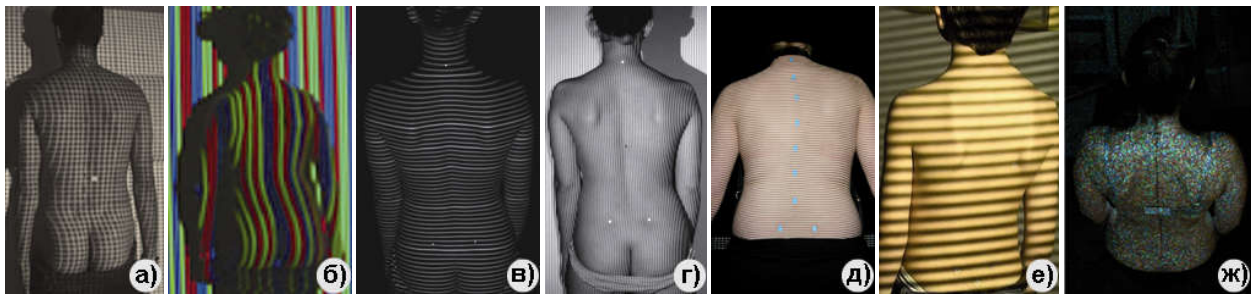


Рис.6

Используемые в компьютерных оптических топографрах виды структурированной подсветки: а) проекция сетки (Minguez, 2006); б) проекция цветных линий (Pino, 2014); в) проекция линий, Diers Formetric 4D; г) проекция полос, ТОДП2; д) проекция полос, ISIS2 (Berrueta, 2004); е) проекция полос, AWB mapper (<http://www.abw-3d.de>); ж) проекция для ФА цветной текстуры (Donlić, 2018); рис. в) и г) получены автором совместно с Гайдуком А.А. в СПбГПУ (С-Петербург, 2011) при сравнении топографов ТОДП2 и Diers Formetric 4D.

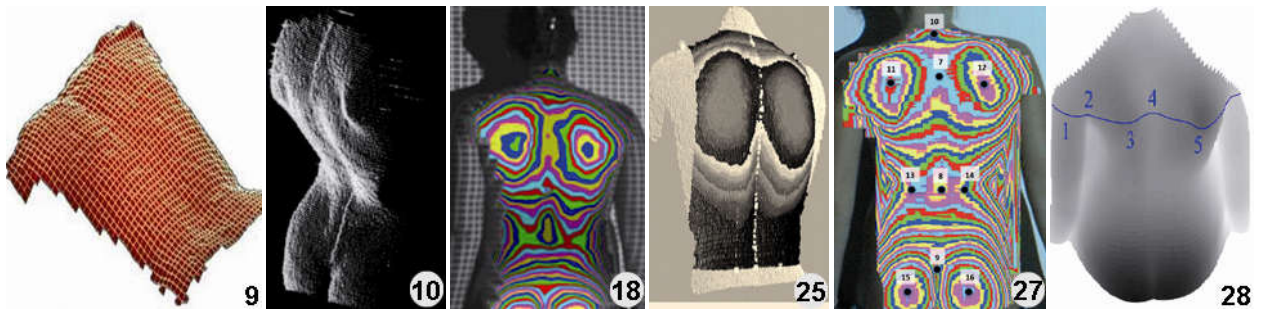


Рис.7

Примеры восстановления 3D моделей поверхности низкого качества для топографов с номерами, взятыми из таблицы: 9 (Twimasi, 2007); 10 (Oxborrow, 2000); 17 (Minguez, 2006); 25 (Shannon T., 2007); 27 (Pino, 2014); 28 (Donlić, 2018).

**Компьютерные оптические топографы на основе структурированной подсветки.** Это наиболее многочисленные в нашей таблице топографы и они используют одинаковую оптическую схему, приведенную на рис.3б, но с двумя вариантами стереобазы: вертикальным (рис.4б, 4г и рис.5а, 5в, 5г) и горизонтальным (рис.4в и рис.5б), которые имеют соответственно горизонтальную (рис.6в, 6д, 6е) и вертикальную ориентацию структурированной подсветки (рис.6б, 6в). Хотя данные топографы отличаются большим разнообразием, но у них имеются два основных признака, по которым их можно разделить по точности и пространственному разрешению на более или менее однородные группы. Первый признак - это вид структурированной подсветки (изображения, которое проецируется на объект). Второй - это способ извлечения информации о рельефе, т.е. каким образом по спроецированному изображению, деформированному в соответствии с формой объекта, выделяются данные для преобразования этой деформации в высоту рельефа. По первому признаку имеется большой выбор вариантов: **Проекция Матрицы Точек (ПМТ** в таблице); **Проекция Сетки (ПС** в таблице); **Проекция Линий (ПЛ** в таблице); **Проекция Цветных Линий (ПЦЛ** в таблице) и наконец **Проекция Полос (ПП** в таблице). Часть из выше перечисленных видов подсветки приведена на рис.6, а еще большее разнообразие вариантов подсветки можно найти в литературе по обзору 3D сканеров (Salvi J., 2004, Geng J., 2011). По второму признаку можно выделить два основных способа: **Выделение Координат элементов**

структурированной подсветки (**ВК** таблице). Этот способ применим для подсветки любого вида, но уступает по точности и пространственному разрешению другому способу - **Фазометрии**, имеющему 2 типа обработки: **Пространственной** и **Временной фазометрии** (**ПФ** и **ВФ** в таблице). Для фазометрии в качестве структурированной подсветки используется проекция полос, имеющих равную ширину светлых и темных полос. При проекции линий промежуток между ними должен быть больше, чем ширина самих линий. Метод фазометрии обеспечивает оценку рельефа в каждой точке вводимого изображения полос, т.е. разрешение для восстановленной 3D модели поверхности соответствует разрешению исходного снимка. Точность фазометрии (для современных малошумящих видео камер) при обследовании тела человека в основном определяется качеством спроецированных полос (при отсутствии на коже оптически контрастных артефактов).

**Компьютерные оптические топографы с выделением координат.** Итальянский экспериментальный топограф Star system (Merolli, 1990), использовал **Проекцию Матрицы Точек** и **Выделение Координат (ПМТ-ВК** в таблице) относится к начальному этапу разработок компьютерных топографов. Он включал стандартный слайд проектор (250W), CCD камеру и физическую эталонную плоскость. При обследовании на нем сначала изображение точек проецировалось на тело пациента (устанавливаемого без всякой фиксации) и вводилось в компьютер, а затем то же самое выполнялось для эталонной плоскости. Точки матрицы автоматически выделялись на обоих изображениях, разбивались на пары идентичных точек, и для них рассчитывалось смещение  $\Delta X$  (рис.3б), а по нему высота рельефа туловища пациента  $\Delta Z$  относительно эталонной плоскости. Star system подобно топографу ФА-МТ (Hil, Raso, 1992) не обеспечила желаемой точности, а главное пространственного разрешения и поэтому после проведенных с ней исследований не получила дальнейшего развития.

Прототип немецкого топографа Jenoptik Formetric, работающего с использованием **Проекции Линий** и **Выделения их Координат (ПЛ-ВК** в таблице) был разработан группой авторов из Мюнхенского университета (Frobin, Drerup, Hierholzer, 1991), которые с конца 70-х годов начали заниматься фотографическими методами топографии: растерстереографией (Frobin and Hierholzer, 1978) и муаровой топографией (Drerup, 1980). В 1994г. фирма Jenoptik Technologie, Germany освоила серийное производство этого топографа (рис.4б), затем права на производство были переданы в немецкую фирму Diers International, которая переработала конструкцию топографа и с 2003г. (Bergman, 2004) стала его производить под маркой Diers Formetric (рис.5а). Благодаря активной политике Diers по продвижению Formetric на рынок не только в Германии, но и во многих других странах он стал первым среди коммерчески доступных по объему выпуска (по нашим, но не вполне достоверным, данным всего произведено более 1 тыс. штук).

При обследовании на Formetric на спину пациента проецируются горизонтальные линии, как показано на рис.6в. Обработка изображения этих линий, введенных в компьютер, производится путем их отслеживания и определения X,Y координаты этих линий. По полученным координатам на основе триангуляции рассчитывается Z координата тех точек поверхности, куда попали линии. С учетом расстояния в 10 мм между линиями на теле пациента получается от 10 до 15 тыс. точек с измеренной высотой рельефа. Остальные точки 3D модели поверхности достраиваются путем интерполяции. Понижение разрешения по сравнению с исходным изображением, вводимым в компьютер, является общим недостатком для топографов, использующих выделение координат элементов структурированной подсветки. При этом для проекции матрицы точек понижение разрешения происходит по обеим координатам, а при проекции линий или полос - только по координате, ориентированной поперек элементов подсветки. На рис.8.15 приведена кривизна 3D модели поверхности, построенная на Diers Formetric 4D и нами отнесенная к среднему уровню качества. Однако, следует отметить, что топограф Formetric, пожалуй, вышел на предел возможностей оптического метода **ПЛ-ВК**. Но этот

метод, выросший из фотографической растрестереографии, уступает по пространственному разрешению и точности более современному методу фазометрии.

В 2010г. в Бразилии фирма Miotec создала свой топограф Vert 3D, который является клоном Formetric, но более низкого качества, если судить по полученным на этом топографе 3D моделям, доступным в интернете (<http://www.miotec.com.br/Vert3D>).

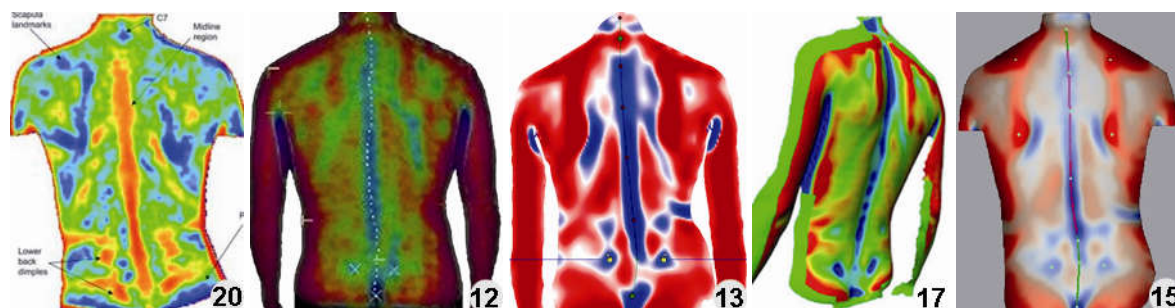


Рис.8

*Примеры кривизны 3D моделей поверхности среднего и высокого качества для топографов с номерами, взятыми из таблицы: 20 (Twumasi, 2007); 12 (рекламный материал, Kozlowski, 2002); 17 (<http://www.abw-3d.de>); 13 и 15 получены автором совместно с Гайдуком А.А. в СПбГПМУ (С-Петербург, 2011) на топографах ТОДП2 и Diers Formetric 4D при обследовании одного и того же пациента.*

Английский экспериментальный топограф (Pearson, 1992) был первым, который использовал **Проекцию Полос** и **Выделение Координат (ПП-ВК** в таблице). Он имел вертикальную стереобазу, как и у Formetric, но существенно уступал по точности, как это видно на 3D модели поверхности спины, приведенной на рис.7.9, который удалось найти в диссертации (Twumasi, 2007).

Несколько позже в Англии был разработан подобный топограф - Quantec (Sakka и Wojcik, 1994), который был освоен в производстве и выпущен в небольшом количестве фирмой Quantec Image Processing, UK, благодаря чему стал известен более широкому кругу специалистов и в литературе опубликованы результаты исследований, выполненные на этом топографе. Внешний топографа приведен на рис.4г, а полученная на нем 3D модель поверхности показана на рис.7.10. Эта модель лучше, чем на рис.7.9, но отнесена к низкому уровню качества. При этом следует отметить, что используя маркировку линии остистых отростков позвоночника, авторам удалось получить неплохую корреляцию угла по Коббу с предложенным ими для оценки сколиоза угла Quantec. Для повышения точности такой оценки было предложено вводить 5 снимков пациента и усреднять их результат.

В Испании уже в нашем веке были разработаны еще два топографа на основе **Выделения Координат**: один (Minguez, 2006) с использованием **Проекции Сетки (ПС-ВК** в таблице) и второй (Pino, 2014) - **Проекции Цветных Линий (ПЦЛ-ВК** в таблице). На рис.6а и рис.6б показан вид проецируемой структурированной подсветки для первого и второго топографа соответственно, а на рис.7.17 и рис.7.27 их 3D модели поверхности спины, которые отнесены к качеству низкого уровня и даже уступают Quantec из прошлого века. Разработка топографов такого низкого качества при современном уровне техники свидетельствует о недостаточной научной квалификации авторов. Во-первых непонятно, зачем было использовать проекцию сетки, когда известно, что деформируются только линии перпендикулярные стереобазе (в нашем случае вертикальные линии). Использование сетки было оправдано у фотографических топографов для того, чтобы при ручной обработке узлы сетки служили, как точки для измерений. Во-вторых, непонятно

зачем надо было использовать проекцию цветных линий при обследовании туловища, форма поверхности которого достаточно гладкая. Цветовая кодировка нужна для более сложных объектов, имеющих скачки или разрывы рельефа, таких как лицо человека с носом, глазами и ушами. При этом сравнивая рис.7.18 и рис.7.27 можно заметить, что качество при использовании цветных линий стало даже хуже.

**Компьютерные оптические топографы на основе пространственной фазометрии.** Для ПФ на объект проецируется одно изображение в виде полос, которое в компьютере обрабатывается строка за строкой, как пространственный фазомодулированный гармонический сигнал. ПФ топографы, представленные в таблице, отличаются методом обработки полосатых картин: ЦКФ - цифровая комплексная фильтрация, КТФ - комплексная трассировка фазы и КФФ - комплексная Фурье фильтрация.

Прототип первого ПФ топографа (**ПП-ПФ-ЦКФ** в таблице) был создан автором (Сарнадский, 1990) при работе над кандидатской диссертацией, в рамках которой был разработан оптимальный для обработки изображений полос метод **Цифровой Комплексной Фильтрации**. Успешная апробация этого метода была проведена на экспериментальной установке, созданной для обследования рельефа тела человека. Результаты этих исследований в 1993г. попали в Новосибирский НИИТО и вызвали большой интерес. Созданный вскоре после этого макет топографа был испытан на больных сколиозом. Результат оказался много обещающим и в НИИТО была создана во главе с Сарнадским В.Н функциональная группа для разработки автоматизированной топографической системы, предназначенной для скрининга школьников. В 1994г. первый коммерческий образец топографа, приведенный на рис.4в, был поставлен в Магнитогорскую школу-интернат для детей больных сколиозом, а в 1996г. МЗ РФ разрешил топограф к применению в медицинской практике под названием ТОДП (топограф оптический деформации позвоночника). Топограф ТОДП 1-го поколения имел в своем составе эталонную плоскость, перемещаемую по рельсам для съемки на 5-ти дистанциях в зависимости от роста (это требовалось из-за небольшого разрешения ТВ камеры того времени) и весил около 250 кг, что делало его малоприспособным для выезда на скрининг в школы. В 2001г. был создан мобильный вариант топографа ТОДП2, а 2012г. - ТОДП3, показанный на рис.5б. На всех 3-х поколениях ТОДП для проекции полос использовались прецизионные стеклянные слайды растров (решеток) и высокоточная оптика в проекторах, что позволяло проецировать на пациента полосы с высоким контрастом, большой глубиной резкости и оптимальным периодом (5-6 мм), как показано на рис.6г. Все это в совокупности с методом ЦКФ обеспечивает самое высокое качество восстанавливаемой 3D модели поверхности, в чем можно убедиться на рис.8.13, где представлена кривизна 3D модели дорсальной поверхности туловища пациента, полученная на ТОДП2. Следует обратить внимание, что на рис.8.15 представлена кривизна того же самого пациента, снятого в один день, на Diers Formetric 4D. Их сравнение свидетельствует не в пользу топографа Formetric, кривизна для которого более грубая, имеет меньше градаций и у нее совершенно не проработана область подмышечных складок, анатомические точки для которых выделяются на ТОДП и используются для оценки ориентации плечевого пояса. Но выигрывая в одном ТОДП, пока проигрывает в другом - только 300 топографов ТОДП поставлены в России, Беларуси и Казахстане, что соответствует второму результату после Formetric с его 1000-ю по всему миру.

Второй, представленный в таблице ПФ топограф Surfacer (**ПП-ПФ-КТФ** в таблице), был создан в Италии представителем польской школы топографии (Kozlowski, 1997) с использованием разработанного им же метода **Комплексной Трассировки Фазы**. На рис 8.12 представлена полученная на этом топографе кривизна 3D модели поверхности, которая демонстрирует «шероховатость», не свойственную кожному покрову спины человека, из-за нее топограф отнесен к среднему уровню. Эта

«шероховатость» обусловлена погрешностями из-за более низкой по сравнению ТОДП чувствительность оптической схемы топографа, которая определяется отношением величины стереобазы  $D$  к дистанции съемки  $L$  (рис.36). У ТОДП это отношение равно  $1/4$ , а у Surfacer -  $1/10$ , т.е. чувствительность Surfacer в 2,5 раза меньше, чем у ТОДП. Можно предположить, что такая пониженная чувствительность, при которой полосы меньше искривляются, была выбрана исходя из-за ограничений метода комплексной трассировки фазы.

Третий, представленный в таблице ПФ топограф ISIS2 (**ПП-ПФ-КФФ** в таблице), был создан с использованием **Комплексной Фурье Фильтрации** на методическом материале топографа ISIS и как его продолжение, но с переходом на более современный топографический метод на основе проекции полос и пространственной фазометрии (Bergman, 2004).

Разработка выполнена в рамках диссертационной работы автора, в которой проведен анализ существующих методов пространственной фазометрии и был с обоснованием автора выбран метод комплексной Фурье фильтрации, являющийся, на наш взгляд, не самым удачным для задачи определения рельефа спины человека. Этот метод широко применяется в технических приложениях для объектов не столь сложной формы, как тело человека. Так же неправильным оказался выбор горизонтальной ориентации проецируемых полос (рис.6д) из-за чего выполнять Фурье фильтрацию вдоль туловища, создав более сложные граничные условия, чем при фильтрации поперек туловища. Все это привело к необходимости обрезания рук при обработке и к большим погрешностям по внешнему контуру туловища. В центре туловища погрешность составила 1 мм. В публикациях автора не найдены примеры полученной на топографе кривизны поверхности и по качеству 3D модели поверхности топограф отнесен к среднему уровню. Судя по публикациям автора было создано два опытных образца, которые используются для научных исследований.

**Компьютерные оптические топографы на основе временной фазометрии** Для ВФ на объект последовательно проецируется и вводится в компьютер серия снимков (как минимум 3) изображений полос с синусоидальным профилем интенсивности и сдвигом положения (фазы) полос. В компьютере эта серия снимков обрабатывается по точечно, как квази-временной сигнал, т.е. для каждой точки изображения обработка проводится отдельно и не зависимо от других точек с определением высоты в каждой точке изображения. ВФ идеально подходит для неподвижных объектов, но может давать большую погрешность определения рельефа, если в момент ввода серии снимков происходит движения объекта. Поэтому при использовании ВФ для обследования живых людей в ортостатическом положении очень критично общее время ввода серии изображений. Чем больше время съемки всей серии, тем больше вероятность получить некорректный результат. Это время определяется возможностями проекторов, которые можно разделить на **Специальные Проекторы (СП** в таблице) и **Видео Проекторы (ВП** в таблице).

Американский экспериментальный топограф РМР (Halioua, 1990) был вторым после ISIS компьютерным топографом и первым, работающим по способу ВФ и использующий **Специальный Проектор** с механическим перемещением (сдвигом) слайда. (**ПП-ВФ-СП** в таблице). Он обеспечивал съемку за 1 с в пределах области  $60 \times 80$  см на дистанции 2 м, обрабатывал данные на компьютере 386 АТ за 8 с и восстанавливал 3D модель поверхности на матрице  $80 \times 240$  с точностью 0,6 мм. По качеству 3D модели поверхности из-за недостаточного разрешения этот топограф отнесен к среднему уровню, что для того времени было не плохим результатом. Судя по отсутствию последующих публикаций по этому топографу, дальнейшего развития он не получил.

На 5 лет позже был разработан прототип (Patorski, 1995) польского топографа Moga 4G (CQ Elektronik System, Poland) с использованием **Временной Фазометрии** и метода **Проекционного Муара (ПМ-ВФ** в таблице). В отличие от теневого муара Takasaki вместо

экрана со струнами для получения топограммы в нем применялась оптическая схема, аналогичная рис.3б. При этом проектор с рабочего растра (слайд с решеткой) проецировал на пациента полосы, которые вводились в компьютер видеокамерой через контрольный растр (слайд такой же решеткой), что позволяло сразу при вводе в компьютер получать муаровую топограмму. Растр, установленный перед камерой, сдвигался шаговым двигателем и в компьютер вводились 4 сдвинутые по фазе муаровые топограммы, которые обрабатывались по способу ФМ. Топограф обеспечивал съемку за 1,5 с в пределах области 120×80 см на дистанции 5 м и восстановление 3D модели поверхности на матрице 256×256 с точностью 1,25 мм. С нашей точки зрения, использование проекционного муара (по-видимому, это последствия опыта работы с фотографическим муаром) было не совсем оправдано, так как это усложняло оптическую схему, а сдвигать ровно также можно было и слайд, установленный в проекторе, работая по методу проекции полос. По качеству 3D модели этот топограф отнесен к среднему уровню.

С появлением на рынке Видео Проекторов, позволяющих генерировать с помощью компьютера любые картинки открылись новые возможности для создания ФМ топографов (ПП-ВФ-ВП в таблице). Первым таким топографом (для ортопедии) был канадский Inspeck (Song, 2001). За ним последовали польский 3D Ortoscreen (Glinkowski, Sitnik, 2009) и французский BIOMOD-L (Koell, 2009), показанный на рис.5г. При чем два первых за счет съемки пациентов с разных направлений несколькими оптическими головками (включающими видеопроектор и видеокамеру) позволяли получать полнообъемную 3D модель туловища (360°, 3D Full Body). Однако, при кратном увеличении стоимости аппаратных средств и размеров помещения для съемки они не дали для диагностики сколиоза достаточное количество новой клинически значимой информации, чтобы можно было оправдать дополнительные затраты. По нашим данным вся информация о позвоночнике сосредоточена на дорсальной поверхности туловища, а по вентральной поверхности вряд ли можно что-то сказать о сколиозе и его локализации. Видео проекторы обладая безграничными возможностями по созданию любой структуральной подсветки по качеству проецируемой картины полос уступают слайд проекторам. Поэтому у всех трех топографов точность составляет 1мм и хуже и они относятся к среднему уровню качества 3D модели.

В 2010г. появился ВФ топограф ABW-Mapper (Wolf, 2010), внешний вид которого показан на рис.5в (ПП-ВФ-СП в таблице). Фирма ABW с 1989г. занимается 3D сканерами для разных технических приложений и разработала для этой цели линейку специальных проекторов LCD-320, 640, 1280, предназначенных для генерации высококачественных изображений полос с разным периодом и сдвигом фазы полос. При этом сдвиг полос осуществляется не механическим перемещением слайда, а при помощи жидкокристаллического слайда, состоящего из узких полосок, прозрачность которых управляется компьютером. Используя такой проектор, фирма создала медицинский топограф ABW-Mapper, превосходящий по точности все другие рассмотренные ФМ топографы и обеспечивающий время ввода серии снимков равное 0,5 с. Картина проецируемых полос для ABW-Mapper показана на рис.6е, а кривизна 3D модели поверхности - на рис.8.22. Приведенная кривизна не уступает по качеству рис.8.13 (топограф ТОДП2) и соответствует топографу с высоким уровнем качества 3D модели, но с оговоркой, что такое качество может достигаться для пациентов, способных в ортостатическом позе удерживать неподвижное положение в течении 0,5 с - времени ввода серии снимков у этого топографа. Следует также отметить, что из-за отсутствия на стадии разработки собственного клинического опыта применения топографии для медицины в топографе ABW-Mapper большинство топографических параметров заимствованы у топографа Formetric.

**Компьютерные оптические топографы на основе универсальных сканеров.** К этой группе мы отнесли разработанные для ортопедии топографы, у которых для получение 3D модели туловища использовались коммерчески доступные универсальные

сканеры, а задачи по косвенной оценке формы позвоночника решались за счет разработки специального программного обеспечения. Один такой топограф создан в Англии в рамках диссертационной работы «Automated shape analysis and visualization of the human back» (Twumasi, 2007), в которой был применен широко известный Лазерный Сканер (ЛС в таблице) Minolta VI-900 японской фирмы Konica Minolta. На рис.5д. показаны внешний вид сканера и его оптическая схема с принципом работы аналогичным ISIS (сканирование прямой горизонтальной линией). Сканер имел следующие технические характеристики (от производителя, в режиме fine mode): время сканирования 2,5 с, точность  $\pm 0,4$  мм, число измеряемых точек - 80000. Однако, несмотря на достаточно высокую точность сканера, подтвержденную Twumasi при его тестировании на неподвижных объектах, рассчитанная по данным сканера кривизна поверхности спины человека, показанная на рис.8.19, уступает по качеству другим топографам, приведенным на рисунке. Множество имеющихся на кривизне пятен разного размера и цвета (желто-красный цвет соответствует углублениям, а синий - выпуклостям) не могут быть отнесены к особенностям рельефа спины, а являются не чем иным, как следствием погрешности в измерениях.

Другой медицинский топограф, названный Milwaukee Topographic System (MTS), создан в США (Liu, 2013) на основе опыта работы с системой Quantec и применения Ручного Лазерного Сканера (РЛС в таблице) FASTScan фирмы Polhemus и программного пакета «FastScan for Scoliosis» (ARANZ, Christchurch, New Zealand). Подобные ручные сканеры (лазерные и со структурированной подсветкой) не так давно появились на рынке и выпускаются рядом фирм: Artec 3D (Россия), 3D Systems (США), Creaform (Германия) и Shining 3D (Китай). Они обладают достаточно высокой точностью и пространственным разрешением (0,1-0,5 мм), но не являются дешевыми (15-50 тыс. \$). Съемка пациента с помощью ручные сканеров выполняется «обмахиванием» сканером тела пациента с разных сторон и требует продолжительного времени сканирования (30 с и более). Для того, чтобы помочь пациентам сохранять вертикальное положение и компенсировать движения туловища, в топографе MTS при съемке используется специальная рама для позиционирования пациента, на которую помещен электромагнитный маркер (задающий нулевую координату системы измерений), а другой такой же маркер размещается на лопатке пациента (для учета его движения при сканировании). На спину пациента прикрепляются полусферические объемные маркеры (5 мм в диаметре) по линии остистых отростков от T1 до L5, на акромиальные точки и задние подвздошные ости. По результатам обследования рассчитывается Quantec угол для оценки угла сколиоза и еще 11 топографических параметров. Из доступной литературы пока не нашлось примеров построения кривизны 3D модели поверхности, полученной по данным MTS, но исходя из технических характеристик современных ручных сканеров, качество восстанавливаемой 3D модели может быть отнесено к высокому при условии тщательного сканирования.

Попытка создать максимально дешевый медицинский топограф предпринята в 2012г. Shannon, который имея опыт работы в области топографии (Shannon, 2010), воспользовался 3D сенсором Kinect<sup>TM</sup> - игровой приставкой, выпущенной на рынок в ноябре 2010г. фирмой Microsoft Corporation с ценой 120\$ и по его данным к январю 2012г. было продано 18 миллионов таких устройств по всему миру. Kinect<sup>TM</sup> Проецирует на объект невидимое глазом ИК изображение Текстуры в виде псевдо-случайного резко контрастного поля точек (ПИКТ в таблице), регистрирует ИК и RGB изображения (ИК и цветной камерами) и создает в пределах совмещенного для камер поля зрения карту глубины (рельеф) физической сцены и цветное изображение в 50 тыс. точек за 1/30 с. При этом точность восстановления рельефа составляет только 5-10 мм, что хорошо видно на 3D модели поверхности, восстановленной для пластикового манекена и приведенной рис.7.25. Из-за большой погрешности «Качество 3D модели» по нашим критериям находится на самом нижнем уровне среди других представленных на рис.7 топографов. Однако теоретически, используя контрастную по цвету с кожей (например, синюю)



маркировку линии остистых отростков позвоночника, можно благодаря наличию RGB канала выделять эту линию по цветному изображению, а для расчета ротации вдоль позвоночника разработать алгоритм, устойчивый к большому уровню погрешности рельефа, и тогда можно будет использовать предложенный Turner-Smith способ оценки сколиоза. Но правильнее, на наш взгляд, подождать пока появятся 3D сенсоры, подобные Kinect™, но обладающие большей точностью.

**Сравнительный анализ способов топографической оценки угла Кобба.** Для широкого внедрения в практическую медицину оптической топографии наиболее важной является задача добиться по топографическим данным максимально точной оценки угла Кобба, который был и пока остается золотым стандартом для оценки сколиоза. Еще в эпоху до компьютерной (фотографической) топографии Stokes в 1989г. исследовал возможность определения угла Кобба по данным муаровой топографии и метода растр-стереофотографии (Stokes, 1989). Для получения оценки угла Кобба он использовал метод линейной регрессии для муара с углом, расчерчиваемым по касательной к полосам муаровой топограммы, а для растр-стереофотографии с углом ротации поверхности туловища. Оба этих подхода использовали только ротационный компонент сколиотической деформации и не учитывали боковое искривление позвоночника, и поэтому Stokes получил не очень высокую точность такой оценки: расхождение с углом Кобба в пределах  $\pm 5^\circ$  оказалось для муара только в 24% случаев, а для метода растр-стереофотографии - в 27%. Подобный метод оценки угла Кобба был применен Jaremko в 2002г. для канадского топографа Inspect, который обеспечивает получение полнообъемной ( $360^\circ$ ) 3D модели туловища. Для 48 больных сколиозом (угол Кобба составлял от  $10$  до  $71^\circ$ ) Jaremko исследовал корреляцию угла Кобба с топографическими параметрами и для его оценки применил ступенчатую регрессию для параметров, имеющих с углом Кобба высокий коэффициент корреляции. Jaremko получил по сравнению с Stokes существенно более высокую точность: расхождение с углом Кобба в пределах  $\pm 5^\circ$  для 65% случаев, а в пределах  $\pm 10^\circ$  - для 88%. При этом корреляция угла Jaremko с углом Кобба составила 0,91. а стандартная ошибка –  $6,1^\circ$ . Однако не большой объем обучающей выборки (48 человек) позволяет усомниться в возможности получения такой же точности для больных не из этой выборки.

Более совершенный и элегантный способ оценки угла сколиоза по данным топографии в 1988г. предложил Turner-Smith для первого компьютерного оптического топографа ISIS (Turner-Smith, 1988). В соответствии с способом выделялась линия остистых отростков позвоночника (по наклеенным на кожу маркерам), рассчитывалась ротация поверхности (в горизонтальной плоскости), по линии остистых отростков с учетом ротации восстанавливалась модель оси позвоночного столба и по ее фронтальной проекции расчерчивался угол латеральной асимметрии (ЛА) - топографический аналога угла Кобба. Это способ имел понятный физический смысл и давал хорошую корреляцию с данными рентгена. Так по результатам обследования на ISIS 52 больных сколиозом была получена корреляция для углов ЛА и Кобб равная 0,82. Способ оказался весьма перспективным и используется с определенными модификациями в большинстве современных топографов.

Dreger и Hierholzer для топографа Formetric в 1994г. предложили отказаться от маркировки линии остистых отростков, а вместо этого автоматически выделять линию симметрии дорсальной поверхности туловища (Dreger, Hierholzer, 1994). Эта линия разделяет каждое горизонтальное сечение на левую и правую половину по критерию минимальной суммарной разности кривизны поверхности для левой и правой сторон. Для проверки предложенного подхода было проведено исследование на 25-ти больных сколиозом (угол Кобба от  $12$  до  $52^\circ$ ) и получена для отклонения между линией симметрии и построенной по маркерам линии стандартная ошибка равная 4,9 мм, что, по мнению авторов, соответствует ошибке пальпации. Однако, на наш взгляд, такой подход может хорошо работать только для здоровых пациентов или для начальных форм сколиоза, но

ошибочен для сколиозов средней и большой тяжести, так как не понятно чему может соответствовать линия симметрии для больных с сильно деформированным туловищем и имеющим большой реберный горб. Drerup и Hierholzer по результатам обследования на Formetric 113 больных сколиозом (угол Кобба до 52°) получили стандартную ошибку разности угла Кобба и топографического угла равную 7,9°. В 2012г. американские специалисты (Frerich, 2012) провели исследование сопоставимости данных рентгена и топографии на современной версии топографа Diers Formetric 4D. Было обследовано 64 больных сколиозом (угол Кобба от 10 до 50°), по результатам обследования получено, что среднее значение разности между углом Кобба и топографическим углом для грудных дуг составило 7,0°, а для поясничных - 9,4° (т.е. топографическая оценка оказалась существенно заниженной). Диапазон ошибки для грудных дуг составил от 0 до 19°, а для поясничных - от 0 до 22°. При этом корреляция для грудных дуг составила 0,872, а для поясничных - 0,758.

На начальном этапе разработки топографа ТОДП для оценки угла Кобба нами был использован метод Turner-Smith с маркировкой линии остистых отростков светоотражающими маркерами 4×4 мм. Однако, при начале проведения скрининга от маркировки мы отказались, так как это затягивало процесс подготовки пациентов к обследованию, а главные медсестры, выезжавшие в школы на скрининг и проводящие обследования, не смогли обеспечить корректную маркировку. Что потребовало решить задачу автоматического выделения линии остистых отростков позвоночника и других анатомических точек дорсальной поверхности туловища, включающих: задние подвздошные ости, вершины подмышечных складок и нижних углов и медиальных краев лопаток. Для выделения линии остистых отростков, в отличие от Drerup и Hierholzer, нами был применен иной подход - выделение этой линии по локальным топографическим признакам - центральной борозде спины и выступающим (не у многих пациентов) вдоль нее вершин остистых отростков. Следует отметить, что такой подход реализуем только при высоком уровне качества восстанавливаемой 3D модели поверхности. Однако, даже при самом высоком качестве 3D модели существует одно «но» - не все спины у пациентов имеют хорошо выраженные топографические признаки. Поэтому в настоящее время для любого топографа существуют ошибки автоматической обработки, и требуется контроль со стороны подготовленного врача-интерпретатора и возможность коррекции этих ошибок. Эффективность оптического метода и алгоритмов обработки, используемых в том или ином топографе, может быть оценена процентом ошибок, требующих вмешательства человека. Благодаря большому накопленному при скрининге объему обследований (более 450 тыс. пациентов), высокому качеству данных и разработанным алгоритмам обработки в современной версии WTOP05.2 нам удалось достичь корректной обработки при скрининге в 97% случаев. В топографе Diers Formetric по данным, приведенным в руководстве пользователя («3D/4D анализ позвоночника и осанки», <https://www.diers.ru>) автоматически корректно обрабатываются 70-90% обследований, при ручной обработке могут быть проанализированы правильно 80-94%, а для остальных требуется использование светоотражающих маркеров, так как на восстановленной 3D модели поверхности не хватает информации для визуального поиска и выделения анатомических ориентиров.

Следует отдельно отметить, что все современные топографы не могут точно оценить угол Кобба для сколиозов более 70°, что связано с тем, что в способе Turner-Smith и его модификациях для построения модели оси позвоночника используются среднестатистические константы, одинаковые для всех пациентов не зависимо от их соматотипа и в модели заложен линейный характер зависимости внешней деформации туловища от искривления позвоночника. Наши исследования показали, что эта зависимость нелинейна - при запущенных формах сколиоза деформации туловища «не успевают» за сколиозом. Для расширения диапазона точной оценки автором в 2015г. была разработана новая нелинейная модель построения оси позвоночника по топографическим



кифоз оба соответствуют норме). Снизу выведен угол наклона туловища (баланс) в сагиттальной плоскости ( $-1,11^\circ$  - минус означает наклон кпереди).

В разделе «**Физиологические изгибы позвоночника**» выведены четыре первичных параметра для оценки Кифоза и Лордоза (слева на право: В - высота дуги, УО - описанный угол дуги, УВ - вписанный угол дуги, УП - проекционный угол дуги) и интегральная нормированная высота дуг, рассчитанная по 4-ем первичным (норма для Кифоза 25 мм, для Лордоза 20 мм). В строке «Индекс» выведены индексы сбалансированности Кифоза и Лордоза («+» соответствует кифозированной, «-» - лордозированной осанке, величина индекса 0,6 соответствует сбалансированной осанке).

В разделе «**Горизонтальная плоскость**» выведен вид на пациента сверху: шея (белая) - сечение на уровне С7, плечевой пояс (белый), таз (синий) – сечение на уровне вершины межъягодичной складки. Здесь же выведены углы ориентации в горизонтальной плоскости: GH - поворот плечевого пояса ( $1,99^\circ$ , «+» соответствует повороту по часовой стрелке, «-» - против часовой стрелки); GS - поворот нижних углов лопаток; GP - поворот таза, GT - разворот плечевого пояса относительно таза.

В разделе «**Графики паравертебральной асимметрии**» выведены 3 первичных графика ПВ Угл, Объем, Крив, оценивающие ротацию поверхности в горизонтальной плоскости разными способами и график RotУг - усредненный по этим трем графикам (используется для расчета модели оси позвоночника). Форма графиков при структуральном сколиозе соответствует форме бокового искривления позвоночника, как это можно увидеть, сравнив эти графики с моделью позвоночника, приведенной в разделе «Фронтальная плоскость».

В разделе «**Горизонтальные сечения**» представлены 21 горизонтальное сечение от уровня вершины межъягодичной складки до уровня С7 через каждые 5%. Здесь же выведена линия остистых отростков для контроля корректности ее выделения с раскраской в соответствии с типом выявленных дуг и их величиной (красный цвет соответствует структуральным дугам большим  $15^\circ$ ).

В разделе «**3D визуализация**» представлена 3D модель туловища, раскрашенная суммарной кривизной поверхности (красный цвет соответствует выпуклостям, синий вогнутостям). Эта модель может иметь и другую раскраску, выбираемую пользователем. Здесь же выведена линия остистых отростков и анатомические точки - ориентиры костных структур для контроля корректности их выделения.

В разделе «**Осанка**» представлены интегральные индексы РТИ, оценивающие величину отклонения состояния осанки от нормы (гармоничной осанки) в целом и по трем плоскостям в отдельности. Слева на право: РТИ (1,0) - общий интегральный индекс; РТИ-F (1,0) - интегральный индекс для фронтальной плоскости; РТИ-G (1,3) - интегральный индекс для горизонтальной плоскости, желтый цвет соответствует умеренным отклонениям; РТИ-S (1,0) - интегральный индекс для сагиттальной плоскости.

В разделе «**Диагноз**» приводится устанавливаемый по результатам топографического обследования формализованный диагноз по состоянию осанки в трех плоскостях фронтальной, горизонтальной и сагиттальной: ФП (ДП-СС2 - структуральный сколиоз 2 степени), ГП (ЗН - осанка близкая к гармоничной), СП (ЗН - осанка близкая к гармоничной), а также по состоянию вентральной поверхности грудной клетки ГК (ЗН - состояние близкое к гармоничному). По выявленным максимальным отклонениям состояния осанки и грудной клетки устанавливается группа здоровья по осанке (I-IV группа здоровья по заболеваниям костно-мышечной системы) ГЗ (III-ДП - третья группа здоровья, поставленная по сколиозу 2 степени). Дополнительно оценивается соматотип СТ (Г0 - умеренный гиперстеник). Диагноз подтверждается врачом после проверки корректности автоматической обработки.

**Заключение.** Рассмотренная история развития оптической топографии тела человека позволяет утверждать, что специалисты IRSSD, объединившие свои усилия с начала 80-х годов, смогли создать новое направление диагностики деформаций

позвоночника, и внесли при этом весомый вклад в общее развитие 3D технологий - области бурно развивающейся в 21 веке на ряду и благодаря компьютерам.

Компьютерная оптическая топография, как неинвазивная альтернатива рентгену, имеет большое клиническое будущее и прежде всего, на наш взгляд, для создания системы профилактики сколиоза и других нарушений осанки за счет охвата всего населения топографическим скринингом. Это перспектива и задача, которую надо начинать решать уже сегодня.

## ЛИТЕРАТУРА

- Albert E.** Учебник частной хирургии, том I, СПб, Издание журнала “Практическая медицина”, 508.
- Беленький В.Е., Широкова Л.И.** Стереометрический способ определения изгибов позвоночника. Ортопедия травматология, №4, 57-60.
- Гладков А.В., Е.А. Черепанов.** Сканер позвоночника. Патент на изобретение № 2240727. Изобретения и полезные модели. Бюл. № 33, С. 416.
- Сарнадский В.Н.** Разработка методов и средств пространственной фазо- и частотометрии для интерференционно-оптических измерений. - Диссертация кандидата технических наук. - Новосибирск. -261с.
- Фридланд М.О.** Ортопедия. Пятое издание. МедГИЗ,М: 507.
- Assente R., Ferridno G et al.** Application of AUSCAN system for evaluation of postural changes induced by brace. Surface Topography and Spinal Deformity 4, 97-104.
- Berryman F.** Fourier transform profilometry for measuring back shape in scoliosis. Thesis (PhD), Nuffield Orthopaedic Centre, Oxford, UK, 238.
- Bunnell, W.P.** An objective criterion for scoliosis screening. J. Bone J Surg., V 66-A, N9, 1381-1387.
- Burwell R.G., James N.J., et al.** Standardised Trunk Asymmetry Scores. A study of Back Contour in Healthy Schoolchildren. J. Bone and Joint Surg., V65-B, N4, 452-463.
- Dangerfield P.H., Pearson J.D., et al.** Measurement of the angle of trunk inclination using a computerized imaging system. Surface Topography and Spinal Deformity 6, 17-21.
- Donlić M., Petković T. et al.** 3D sensing of back symmetry curve suited for dynamic analysis of spinal deformities. AUTOMATIKA, VOL.59, NO 2, 172-183.
- D’Osualdo F., Schierano S., Cisotti C.** The evaluation of the spine through the surface. The role of surface measurements in the evaluation and treatment of spine diseases in young patients. Europa Medicophysica. 38(3):147-152.
- Drerup B.** A procedure for the numerical analysis of Moire topograms. Int Arch. Photogramm, XXIII B5, 165-171.
- Drerup B., Hierholzer E.** First experiences with clinical application of video rasterstereography. Surface Topography and Spinal Deformity 6, 202-211.
- Frobin W, Hierholzer E.** Video rasterstereography: a method for on-line measurement of body surfaces. Photogrammetric Engineering and Remote Sensing, 57: 1341-1345.
- Frobin W. and Hierholzer E.** A stereophotogrammetric method for the measurement of body surface using a projected grid. SPIE 166, 39-44.
- Geng J.** Structured-light 3D surface imaging: a tutorial. Advances in Optics and Photonics 3. P. 128-160.
- Glinkowski W., Sitnik R., et al.** Method of pectus excavatum measurement based on structured light technique. J Biomed, 14(4):044041.
- Gortze H.G.** Der Rotationsindex bei idiopathischen Thorakalskoliosen, Z.f. Orthop., 111, 737-743.
- Halioua M., Liu H.C., et al.** Automated topography of human forms by phase measuring profilometry, Surface Topography and Spinal Deformity 5, 91-100.
- Helwed J.** Posture during pregnancy examined by stereophotogrammetry. Surface Topography and Spinal Deformity 5, 64-69.
- Hill D.L., Raso V.J., et al.** A video-based technique for trunk measurement. Surface Topography and Spinal Deformity 6, 52-56.
- Koell P.** Development of a biomechanical model of the spine based on internal-external 3D relationships: bi-planar radiography and Moiré fringes. Thesis (PhD), UNIVERSITY OF LYON, France, 122.
- Kozłowski J., Serra G.** New modified phase locked loop method for fringe pattern demodulation. Opt. Eng., 36(7). 2025-2030.
- Krejčí** System for diagnosing spinal shape in humans. Thesis (PhD). Palacký University in Olomouc, Czech, 133.
- Liu X.C., Tasson J.C., et al.** Development of a 3-Dimensional Back Contour Imaging System for Monitoring Scoliosis Progression in Children. Spine Deformity 1 (2013) 102-107.
- Miinguez M.F., Buendira M.** Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their

- usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. Eur Spine J. 16: 73–82.
- Merolli A., Tranquillini Leali P.** Preliminary clinical experience with a back surface topography automated recorder surface topography (STAR). Surface Topography and Spinal Deformity 5, 101-105.
- Miotec.** Vert 3D: Manual do usuário da Miotec Equipamentos Biomédicos. Revisão B. Porto Alegre: Miotec Equipamentos Médicos Ltda; 35.
- Patias P., Stylianidis E., et al.** 3D DIGITAL PHOTOGRAMMETRIC RECONSTRUCTIONS FOR SCOLIOSIS SCREENING. Proceeding of the ISPRS Com. V Symposium, <http://www.geoimaging.com.cy/scoliosis/index.htm>.
- Parisini P., Lolli F., et al.** An Innovative Diagnostic Procedure of Vertebral Deformities without Exposure to X-Ray. Research into Spinal Deformities 5, 527-532.
- Patorski. K.** Medical applications of photogrammetric methods with structural illumination. Optica Applicata, Vol XXV, No. 2, 133-140.
- Pazoc V., Cheriet F., Labelle, Danserreau J.** 3D Reconstruction and Analysis of the Whole Trunk Surface for Non – Invasive Follow-Up of Scoliotic Deformities. Research into Spinal Deformities 4, 296-299.
- Pekelsky J. R.** Automated contour ordering in moiré topograms for biostereometrics. Biostereometrics '85, Cannes France, SIPE, Vol. 602,8-17.
- Phelps W. M., Kiphuth R.J.H., Tomas C.C.** The Diagnosis and Treatment of Postural Defects. J. School Health, V 6, 3-18.
- Pino L.** Clinical application of surface topography back based on structured light in screening, diagnosis and monitoring of spinal deformities. Doctoral Thesis. Valencia: University of Valencia; Available from: <http://hdl.handle.net/10550/35206>.
- Pun W., Luk K.D., et al.(1987) A simple method to estimate rib hump in scoliosis. Spine, 12, 342 - 345.
- Oxborrow N.J.** Assessing the child with scoliosis: the role of surface topography. Arch Dis Child.83:453–455.
- Sakka S. A., Wojcik A.M.** Reproducibility and Reliability of the Quantec surface imaging system in the assessment of spinal deformity. Three dimensional Analysis of Spinal Deformities, 441-445.
- Salvi J., Pages J., Battle J.** Pattern codification strategies in structured light systems // Pattern Recognition, Vol. 37. 827-849.
- Schulthess W.** The pathology and treatment of the spine. Joachimsthal handbook of orthopedic surgery [in German]. Berlin: Gustav Fischer.
- Shannon T.** Dynamic Surface Topography And Its Application To The Evaluation of Adolescent Idiopathic Scoliosis. Thesis (PhD) Oxford Brookes University, Oxford, U.K. 250.
- Shannon T., Chockalingam N.** Investigation of a low cost method to quantify cosmetic defect. Research into Spinal Deformities 8, 282-285
- Song L., Lemelin G., Beauchamp D., et al.** 3D measuring and modeling using digitized data acquired with color optical 3D digitizers and related applications”, Proceedings of 12th Symposium on 3D technology, Yokohama, Japan. 59–77.
- Takasaki H.** Moire Topography. Appl.Opt.,V9, N6, 1467-1472.
- Turner-Smith A.R.** Television scanning technique for topographic body measurements, Biostereometrics'82, SPIE, 1983, 279-283.
- Twumasi B.O.** Automated shape analysis and visualization of the human back. Thesis PhD, Bournemouth University, UK, 225.
- Willner S.** Spinal pantograph-A non-invasive anthropometric device for describing postures and asymmetries of the trunk. J. Pediatr. Orthop.,V 3, 245-249.
- Wojcik A.S., Phillips G.F., et al.** Recording of the back surface and spinal shape by the Quantec imaging system - a new technique the scoliosis clinic. J. Bone Joint Surg., V 76-B (Supp.I),10-11.
- Yatagai T., Idesawa M., et al.** Interactive fringe analysis system: application to moiré contourgram and interferogram. Opt. Eng., Vol. 21, 901-906.

Сарнадский Владимир Николаевич

генеральный директор ООО «Медицинские топографические системы «МЕТОС», к.т.н., академик АМТН РФ, лауреат премии Правительства России за 2018г. в области науки и техники, [metos.org@gmail.com](mailto:metos.org@gmail.com)