

УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ
ФАКУЛТЕТ ИНЖЕЊЕРСКИХ НАУКА



Саша М. ЋУКОВИЋ, дипл. маш. инж.

**РЕГИСТРАЦИЈА ДЕФОРМАБИЛНИХ
СКУЛПТУРНИХ ПОВРШИ У ИНТЕРНЕТ
ОКРУЖЕЊУ**

- Докторска дисертација -

Крагујевац, 2015. године.

*I. Аутор*Име и презиме: **Саша Ћуковић, дипл. маш. инж.**Датум и место рођења: **04.03.1983., Крагујевац**Садашње запослење: **Универзитет у Крагујевцу, Факултет инжењерских наука***II. Докторска дисертација*Наслов: **РЕГИСТРАЦИЈА ДЕФОРМАБИЛНИХ СКУЛПТУРНИХ ПОВРШИ У ИНТЕРНЕТ ОКРУЖЕЊУ**

Број страница:

Број слика:

Број библиографских података:

Установа и место где је рад израђен: **Факултет инжењерских наука, Центар за интегрисани развој производа и процеса и интелигентне системе (ЦИРПИС)**Научна област (УДК): **001.65:616.711(043.3)**Ментор: **Проф. Др Горан Девецић***III. Оцена и одбрана*Датум пријаве теме: **22.09.2011.**Број одлуке и датум прихватања докторске дисертације: **01-1/3089-13 од 22.09.2011.**

Комисија за оцену подобности теме и кандидата:

1. **Др Горан Девецић**, редовни професор, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу
Уже научне области: Производно машинство и Индустијски инжењеринг
2. **Др Миодраг Манић**, редовни професор, Машински факултет у Нишу
Уже научне области: Производни системи и технологије
3. **Др Бранко Ристић**, ванредни професор, Факултет медицинских наука у Крагујевцу
Уже научне области: Хирургија
4. **Dr Nabil Anwer**, ванредни професор, IUT Saint Denis, Paris Nord University, Француска
Уже научне области: Координатна метрологија, Геометријско моделирање, Системи управљања животним циклусом производа
5. **Др Ненад Филиповић**, редовни професор, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу
Уже научне области: Примењена механика и Примењена информатика и рачунарско инжењерство

Комисија за оцену и одбрану докторске дисертације:

1. **Др Горан Девецић**, редовни професор, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу
Уже научне области: Производно машинство и Индустијски инжењеринг
2. **Др Миодраг Манић**, редовни професор, Машински факултет у Нишу
Уже научне области: Производни системи и технологије
3. **Др Бранко Ристић**, ванредни професор, Факултет медицинских наука у Крагујевцу
Уже научне области: Хирургија
4. **Dr Nabil Anwer**, ванредни професор, IUT Saint Denis, Paris Nord University, Француска
Уже научне области: Координатна метрологија, Геометријско моделирање, Системи управљања животним циклусом производа
5. **Др Ненад Филиповић**, редовни професор, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу
Уже научне области: Примењена механика и Примењена информатика и рачунарско инжењерство

Датум одбране дисертације:

ПРЕДГОВОР

Текст изложен у овој докторској дисертацији резултат је вишегодишњег истраживачког рада на моделирању деформитета кичменог стуба у оквиру националних пројеката „Онтолошко моделирање у биоинжењерингу“ (ТР-12002) и „Примена биомедицинског инжењеринга у претклиничкој и клиничкој пракси“ (ИИИ-41007) реализованих на Факултету инжењерских наука у Крагујевцу. Због комплексности проблематике коју разматра, докторска дисертација даје значајан допринос у развоју биомеханичког модела кичменог стуба и примени нових дијагностичких метода за детекцију и евалуацију адолесцентских деформитета путем Интернета.

Ова докторска дисертација круна је успешне сарадње са Проф. Гораном Девеџићем, коме се најискреније захваљујем за уложено време и труд у вођењу свих фаза израде докторске дисертације. Част ми је што сам његов асистент.

Захвалност за стручну помоћ и вишегодишњу сарадњу дугујем колегиници Мр Вањи Луковић (Технички Факултет, Чачак) на свакодневним консултацијама и заједничком раду на конципирању веб базиране платформе, част ми је и задовољство да са њом сарађујем. Значајније савете и сугестије дали су и Prof. Michele Fiorentino и Prof. Antonello Uva са Политехничког универзитета из Барија, Дарио Поздер (Apple, Хрватска), Prof. Subburaj Karupppasamy (Singapore University of Technology and Design (SUTD)), Ion Grozea и Dr. Ionuț Ghionea (University Politehnica of Bucharest, Romania). Стручну помоћ пружали су и професори Медицинског факултета у Крагујевцу и лекари Клиничког центра Крагујевац. Есенцијални допринос дали су: Доц. Др Тања Зечевић-Луковић из Центра за физикалну медицину и рехабилитацију, Проф. Др Бранко Ристић, начелник Клинике за ортопедију и трауматологију, и Др. Зоран Јовановић, ортопедски хирург. Захваљујем се Проф. Др Ненаду Филиповићу и Проф. Др Лозици Ивановић на помоћи и вишегодишњој сарадњи.

Захвалност за уступљене радиолошке снимке са нискојонизујућег ЕОС уређаја (EOS® 3D Technology) дугујем Prof. Jean Claude de Mauroy (Clinique du Parc, Lyon, France), за податке добијене ISIS2 методом Dr Josette Bettany-Saltikov (Teesside University Institute of Health and Social Care, United Kingdom) и Prof. Fiona Berryman (Royal Orthopaedic Hospital, Birmingham, United Kingdom). Захвалност за уступљене оптичке снимке са мерног уређаја FORMRTRIC (DIERS International GmbH) дугујем Др Бернаруду Никшићу и његовим сарадницима из Надоцентра здравља из Загреба, Хрватска.

У област регистрације деформабилних површи увели су ме супервизори Prof. Dr Nassir Navab (Technische Universität München, Fakultät für Informatik, München, Deutschland) и Проф. Др Слободан Илић (Computer Aided Medical Procedures & Augmented Reality). У току 2013. године провео сам два месеца у Аустрији и том приликом радио са два престижна тима чијим сам руководиоцима и члановима безрезервно захвалан. Допринос су дали Prof. Dr Gerhard Holzapfel (Technische Universität Graz, Zentrum für Biomedizinische Technik, Österreich) и његов сарадник Dr Pierce David (Departments of Mechanical Engineering/Biomedical Engineering/Mathematics, University of Connecticut, USA) као и Prof. Wolfgang Birkfellner (Medizinischen Universität, Medizinische Physik und Biomedizinische Technik, АKH- Allgemeines Krankenhaus der Stadt Wien, Österreich).

Велику захвалност дугујем и организацијама DAAD, OeAD-GmbH и надлежном Министарству просвете, науке и технолошког развоја Републике Србије, чији сам био стипендиста, на огромној подршци и финансирању свих мојих истраживачких активности у земљи и иностранству и свим појединцима који су на било који начин дали допринос овом раду.

На крају, огромну захвалност дугујем својој породици за безрезервну помоћ у животу и подршку током свих година студија. Ову докторску дисертацију посвећујем њима.

У Крагујевцу, март 2015. год.

Саша Ђуковић, дипл. маш. инж.

РЕЗИМЕ

РЕГИСТРАЦИЈА ДЕФОРМАБИЛНИХ СКУЛПТУРНИХ ПОВРШИ У ИНТЕРНЕТ ОКРУЖЕЊУ

Овај рад има за циљ да проучи феномен дигиталне реконструкције и препознавања спољашњих анатомских показатеља и упаривања истих са разним видовима деформитета кичменог стуба у циљу неинвазивне идентификације деформитета. Приступ је заснован на коришћењу дигитализованих дорзалних површи пацијената, добијених различитим модалитетима и сензорима. Анализом 3Д кривина и њених пројекција у сагиталној и фронталној равни детектује се степен деформитета, као и прогресија, чиме се стварају основе за неинвазивну дијагностику и праћење, тренда стања пацијента током спровођења терапије. Истраживање је усмерено ка свеобухватној процени тренда и заступљености идиопатских сколиоза и других деформитета, кроз развој нових 3Д система за визуелизацију и дијагностику деформитета. Очекује се да овакав приступ значајно унапреди постојеће методе у раду са пацијентима, као и да створи чврсту основу за креирање Web-оријентисаних база података, информационих система и релевантних апликација за праћење деформитета кичменог стуба.

Традиционална дијагностика деформитета кичменог стуба, која подразумева излагање пацијената штетном јонизујућем зрачењу, замењује се новим неинвазивним (безопасним) методама. Како би се избегле или значајно редуковале методе које су потенцијално опасне, примењују се и развијају нове на бази оптичких и ласерских уређаја за снимање топографије леђне површи. Резултат таквог снимања је облак тачака, односно дискретизована репрезентација сложене, деформабилне дорзалне површи. 3Д реконструкција и семантичка идентификација/анотација скулптурних и „free form” површи представља велики изазов у науци. То се посебно односи на приступе њиховој регистрацији (препознавању дискретизованих записа добијених различитим мулти-сензорским мерним системима за различите конфигурације), математичком опису, просторној и раванској анализи, параметарске описе деформабилности површи, идентификацију и опис осталих параметара којима се ближе дефинише деформитет и топологија (тип кривина, спољашњи и унутрашњи показатељи, аксијална ротација, и сл.).

Један од основних циљева рада на докторској дисертацији је развој нових алгоритама за 3Д регистрацију, моделирање и свеобухватну анализу дискретизованих деформабилних скулптурних дорзалних површи пацијената са деформитетима кичменог стуба. Примена тих алгоритама путем Интернет портала треба да допринесе бржем и прецизнијем дијагностиковању деформитета кичменог стуба, поузданој класификацији, перманентном мониторингу, као и креирању Web-оријентисаних база података за регионално праћење распрострањености, општих и специфичних карактеристика обољења. У том смислу, планирана је верификација резултата кроз клиничку имплементацију и тестирање Web-оријентисаног система за праћење деформитета кичменог стуба (сколиоза, кифоза, лордоза) позантијег под називом ScolioMedIS у Центру за физикалну медицину и рехабилитацију и Клиници за ортопедију и трауматологију Клиничког центра Крагујевац, али и у другим заинтересованим здравственим установама у региону.

ABSTRACT

NON-RIGID REGISTRATION OF SCULPTURED SURFACES IN INTERNET ENVIRONMENT

This dissertation aims in studying the phenomenon of digital (virtual) recognition of external anatomical parameters (indices) and matching them with various modalities of spinal deformities in order to provide noninvasive identification and classification of the deformities. The approach is based on the usage of digitized patients' back surface obtained by various modalities and sensors. Analysis of 3D curves and their projections in the sagittal and frontal planes the degree of deformity can be detected, as well as the deformity progression, thus creating the basis for noninvasive diagnosis and monitoring of the disease, its trend and dynamics during the therapy. This research is directed towards a comprehensive assessment of the trend and the presence of idiopathic scoliosis and other deformities, through the development of new 3D classification scheme for the deformity ranking. It is expected that this approach will significantly improve the existing methods of patient's treatment, and to create a sound basis for creation of Web-oriented databases, information systems and relevant applications for spinal deformity monitoring.

Traditional diagnosis methods of spinal deformities, which involve exposing the patients to harmful ionizing radiation, are replacing by a new non-invasive (harmless) methods. In order to avoid or significantly reduce the methods that are potentially dangerous and harmful, new ones are developing based on optical and laser devices for imaging of the surface topography of the back. The result of such scanning is a cloud of points, i.e. discretized representation of the complex, deformable (non-rigid, elastic) surfaces of the human back.

3D reconstruction and semantic identification/annotation of sculptured and "free form" surfaces emerge as a big scientific challenge. This especially holds for the approaches to their registration (recognition of discretized records obtained by various multi-sensor measurement systems at different configurations), spatial and planar analysis, parametric descriptions of the elastic deformation of the surfaces, and identification and description of other parameters that more closely define the deformity and its topology (type of curvature, translation, rotation, etc.).

One of the main goals of the Ph.D. thesis is the development of new algorithms for the registration and comprehensive analysis of the discretized deformable sculptured surface of a back and a chest of patients with spinal deformities. The application of these algorithms through the Internet portal should contribute to faster and more accurate diagnosis of spinal deformities, reliable classification, permanency of monitoring, as well as creating Web-oriented databases for regional monitoring of presence, general and specific disease characteristics. In that course, it is planned to verify the research results through the clinical implementation and validation of Web-oriented system for spinal deformities (scoliosis, kyphosis, lordosis) monitoring at the Center for Physical Medicine and Rehabilitation and the Clinic of Orthopedics and Traumatology, both units of Clinical Center Kragujevac (Serbia), as well as in other interested health care institutions in the region.

САДРЖАЈ

1. УВОД.....	1
1.1 ПРЕДМЕТ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ.....	1
1.1.1 Хипотезе докторске дисертације.....	1
1.1.2 Преглед стања у подручју истраживања.....	2
1.1.3 Значај и циљ истраживања са становишта актуелности у области истраживања.....	2
1.2 МЕТОДЕ У ИСТРАЖИВАЊУ.....	3
2. ДЕФОРМИТЕТИ КИЧМЕНОГ СТУБА.....	7
2.1 УВОД.....	7
2.2 ОСНОВЕ АНАТОМСКЕ ГРАЂЕ КИЧМЕНОГ СТУБА.....	8
2.2.1 Анатомске и физиолошке карактеристике цервикалног дела кичменог стуба.....	8
2.2.2 Анатомске и физиолошке карактеристике торакалног дела кичменог стуба.....	9
2.2.3 Анатомске и физиолошке карактеристике лумбалног дела кичменог стуба.....	10
2.2.4 Анатомске и физиолошке карактеристике сакралног дела кичменог стуба.....	11
2.3 КИНЕЗИМЕХАНИКА КИЧМЕНОГ СТУБА.....	12
2.4 ОСНОВНИ СТАВ ЧОВЕКА - НОМЕНКЛАТУРА АНАТОМСКИХ ПРАВАЦА И РАВНИ.....	13
2.4.1 Одступање од нормалног става.....	14
2.5 ТЕРАПИЈСКИ ПРОТОКОЛ ЗА КЛИНИЧКУ ДИЈАГНОЗУ СКОЛИОЗА.....	14
2.6 ОПШТА КЛАСИФИКАЦИЈА СКОЛИОЗА.....	15
2.6.1 Анатомска класификација сколиоза.....	16
2.6.2 Етиолошка класификација.....	16
2.6.2.1 Структуралне сколиозе.....	16
2.7 КЛИНИЧКИ ПРЕГЛЕД ПАЦИЈЕНТА.....	17
2.7.1 Радиографски преглед пацијената.....	17
2.7.2 Коштана зрелост.....	17
2.7.3 Сobb-ов угао.....	18
2.7.4 Визуелна клиничка дијагностика.....	19
2.7.4.1 Сколиометар.....	20
2.8 ЕВОЛУЦИЈА И ПРОГНОЗА СКОЛИОЗА.....	21
2.8.1 Корекција сколиоза.....	22
3. ЗД ДИЈАГНОСТИКА ДЕФОРМИТЕТА КИЧМЕНОГ СТУБА.....	23
3.1 ЈОНИЗУЈУЋЕ МЕТОДЕ.....	24
3.1.1 Радиографски уређај SterEOS® 2D/3D.....	24
3.1.2 СТ дијагностика.....	27

3.2	НЕЈОНИЗУЈУЋЕ МЕТОДЕ	27
3.2.1	Растрстереографске методе реконструкције.....	28
3.2.1.1	Линија спиналних процесуса	28
3.2.1.2	Ротација површи.....	29
3.2.1.3	Анатомска обележја.....	29
3.2.1.4	3Д реконструкција средње спиналне линије	30
3.2.2	Верификација дорзалних показатеља радиографским снимцима	32
3.2.3	Аксијална ротација пршљенова.....	34
3.2.4	Растрстереографски систем 3D DIERS Formetric 4D.....	36
3.2.4.1	Статичка анализа и процена деформитета.....	38
3.2.4.2	Реконструкција дорзалне површи и средње линије процесуса.....	40
3.2.4.3	Корекција и додавање анатомских обележја	41
3.2.4.4	Приказ модела површи и визуелизација деформитета.....	41
3.2.1	Систем ISIS	46
3.3	СТАНДАРДИЗАЦИЈА СКОЛОТИЧНЕ ПОСТУРЕ И СКОЛИОЗЕ	47
3.3.1	Растрстереографски параметри - препоруке.....	48
3.3.2	Педографија и стабилometriја	49
4.	ПАРАМЕТАРСКИ ОПИС И АНАЛИЗА ДЕФОРМАБИЛНИХ ПОВРШИ И ОБЛ.	51
4.1	ОСНОВЕ ТЕОРИЈЕ КРИВИХ И ПОВРШИ	51
4.2	КРИВЕ	51
4.2.1	Параметарска репрезентација кривих	51
4.2.2	Раванске криве.....	52
4.2.3	Диференцијална геометрија кривих - изводи и тангенте	53
4.2.4	Параметар дужине лука.....	54
4.2.5	Кривина и торзија	54
4.2.6	Оскулаторни круг и оскулаторна раван	55
4.2.7	Френеов 3-оквир.....	56
4.3	КРИВЕ СЛОБОДНОГ ОБЛИКА (FREEFORM)	57
4.3.1	Bézier-ове криве	57
4.3.2	B-Spline криве.....	60
4.3.3	Рационалне слободне криве, NURBS (Рационалне криве слободног облика).....	63
4.3.3.1	Рационалне Bézier-ове криве	65
4.3.3.2	Рационалне B-Spline криве, NURBS	65
4.4	ПОВРШИ	66
4.4.1	Параметарска репрезентација површи	66
4.4.2	Криве на површи	67
4.4.3	Изводи и тангентне равни на површ	67
4.4.4	Теорија кривине површи - Анализа површи	69
4.4.4.1	Нормална кривина површи	71

4.4.4.2	Гаусова и средња кривина површи.....	71
4.4.5	Математичка репрезентација површи.....	72
4.4.6	Алгебарске површи.....	72
4.4.7	Рационалне површи.....	73
4.5	ТЕНЗОРСКЕ СКУЛПТУРНЕ ПОВРШИ.....	73
4.5.1	Bézier-ове површи.....	74
4.5.2	B-Spline површи.....	75
4.5.2.1	Локална контрола мреже B-Spline површи.....	76
4.5.3	Рационални тензорски производ површи, NURBS површи.....	77
4.5.3.1	Рационалне Bézier-ове површи.....	78
4.5.3.2	Рационалне B-Spline површи, NURBS површи.....	79
4.6	ИНТЕРПОЛАЦИЈА КРИВАМА.....	79
4.6.1	Једнопараметарска интерполација.....	80
4.6.2	Интерполација кубним сегментима.....	81
4.7	ЈЕДНОПАРАМЕТАРСКА АПРОКСИМАЦИЈА КРИВАМА.....	81
4.7.1	Апроксимација кубним B-Spline линијама.....	82
5.	ЗД МОДЕЛИРАЊЕ И КИНЕМАТИКА КИЧМЕНОГ СТУБА.....	83
5.1	УВОД.....	83
5.1.1	Заштита од јонизујућег зрачења.....	84
5.2	ДИГИТАЛНИ РАДИОЛОШКИ СНИМЦИ.....	84
5.2.1	DICOM стандарди.....	86
5.3	ТРОДИМЕНЗИОНАЛНА РЕКОНСТРУКЦИЈА АНАТОМСКИХ СТРУКТУРА..	86
5.3.1	ЗД реконструкција у програму Materialise MIMICS.....	86
5.3.1.1	Увоз сета CT/MRI слајсова у DICOM формату.....	88
5.3.1.2	Подешавање контраста снимака.....	89
5.3.1.3	Сегментација анатомских структура.....	92
5.3.1.4	Генерисање 2Д контура и облака тачака.....	94
5.3.1.5	Генерисање 3Д изгледа.....	95
5.3.2	ЗД реконструкција облака тачака у програму Geomagic Studio.....	96
5.3.3	Параметризација 3Д модела пршљенова.....	97
5.4	ЗД МОДЕЛ КИЧМЕНОГ СТУБА.....	98
5.4.1	Кинематски модел кичменог стуба.....	99
5.4.2	Модел кичменог стуба за 3Д регистрацију са моделом дорзалне површи.....	100
5.4.3	Модел кичменог стуба за РТГ дијагностику.....	103
5.5	КИНЕМАТИКА КИЧМЕНОГ СТУБА.....	104
5.5.1	Покретљивост цервикалног дела кичменог стуба.....	105
5.5.2	Покретљивост торакалног дела кичменог стуба.....	106
5.5.3	Покретљивост лумбалног и лумбосакралног дела кичменог стуба.....	106
5.5.4	AnyBody Modeling System™.....	107

5.5.4.1	Симулација флексије/екстензије.....	108
5.5.4.1	Симулација латерофлексије.....	109
5.5.4.2	Симулација аксијалне ротације - торзије.....	110
5.5.4.3	Симулација комбиноване ротације око три осе.....	111
5.5.4.4	AnyScript језик.....	114
6.	ИНДЕКСИРАЊЕ ДЕФОРМИТЕТА И СТАТИСТИКА КЉУЧНИХ ПОКАЗАТЕЉА	115
6.1	УВОД.....	115
6.1.1	Визуелна процена и праћење деформитета.....	115
6.1.2	Индекси деформитета.....	117
6.1.2.1	POTSI индекс.....	118
6.1.2.2	SOSORT препоруке за избор анатомских обележја.....	118
6.2	ОПТИЧКА АКВИЗИЦИЈА ПОВРШИ ЉУДСКОГ ТЕЛА.....	120
6.2.1	Дигитализација површи торзоа.....	121
6.2.2	Дигитализација дорзалне површи.....	122
6.3	МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДЕ.....	122
6.3.1	Подаци о пацијентима.....	123
6.3.1.1	Узраст пацијената.....	123
6.3.2	3Д скенирање и реконструкција дорзалне површи.....	126
6.3.3	Увоз и анализа површи у PLM систему САТИА.....	126
6.3.3.1	Увоз модела површи.....	127
6.3.3.2	Анализа кривине дорзалне површи.....	128
6.3.4	Анатомска обележја дорзалне површи.....	129
6.4	ПРИМЕНА KNOWLEDGEWARE ТЕХНОЛОГИЈА И МАКРОА.....	130
6.4.1	Генерисање средње линије симетрије и средње спиналне линије.....	132
6.4.1.1	Генерисање барицентра пројекције средње спиналне линије.....	135
6.4.1.2	Мерење спољашњих линеарних и угловних анатомских мера дорзалне површи применом knowledgeware технологија.....	136
6.4.2	Спољашњи параметри деформитета и дорзалне површи.....	136
6.4.3	Унутрашњи параметри деформитета.....	140
6.4.3.1	Фактор скалирања кичменог стуба.....	140
6.4.3.2	Анализа кривине у фронталној и сагиталној равни.....	141
6.4.3.3	Сobb-ови углови у сагиталној и фронталној равни.....	142
6.4.3.4	Пршљенске и интервертебралне транспозиције.....	144
6.4.3.5	Препоруке SOSORT конзорцијума за мерење угла кривина.....	146
6.4.3.6	Аксијална ротација пршљенова.....	148
6.4.4	Регенерисање 3Д модела кичменог стуба и детекција апикалног и вршних пршљенова највеће кривине.....	148
6.4.4.1	„Patient-specific“ 3Д модел деформитета.....	150
6.4.4.2	Детекција вршних и апикалних пршљенова.....	152

6.4.5	Евалуација дорзалних показатеља деформитета.....	159
6.4.6	Евалуација унутрашњих параметара деформитета.....	161
6.4.6.1	Утицај степена B-Spline линије на квалитет апроксимације средње спиналне линије	161
6.5	СТАТИСТИКА ПОКАЗАТЕЉА ДЕФОРМИТЕТА.....	164
6.5.1	Основни статистички појмови.....	164
6.5.1.1	Нормална расподела.....	165
6.5.1.2	Регресија и корелација.....	165
6.5.1	Статистика дорзалних показатеља.....	166
6.5.1.1	Генерисање маркера просечне површи K-means кластер анализом.....	171
6.5.2	Статистика унутрашњих показатеља деформитета.....	175
6.5.2.1	Параметри средње спиналне линије и фактора скалирања.....	175
6.5.2.2	Статистика Cobb-ових углова.....	177
6.5.2.3	Статистика SOSORT углова.....	179
6.5.2.4	Статистика транспозиција центара пршљенских тела и интервертебралних дискуса	180
6.5.2.5	Статистика апикалних пршљенова и интервертебралних дискуса.....	182
6.5.2.6	Статистика аксијалних ротација пршљенова.....	183
6.5.3	Корелација спољашњих и унутрашњих показатеља деформитета.....	185
6.5.3.1	Корелација спољашњих и унутрашњих углова.....	189
6.5.3.2	Корелација сагиталних показатеља и Cobb-ових углова.....	190
6.5.3.3	Корелација фронталних показатеља и Cobb-ових углова.....	190
7.	ДЕФОРМАБИЛНА ЗД РЕГИСТРАЦИЈА.....	193
7.1	УВОД.....	193
7.2	ОСНОВНИ ПОЈМОВИ.....	195
7.2.1	2Д регистрација.....	195
7.2.1.1	Мера сличности две слике (метрика) – Merit function.....	196
7.2.2	3Д трансформације: ротација, транслација и скалирање.....	200
7.2.3	Оптимизација.....	201
7.2.4	Природа регистрације.....	201
7.2.4.1	„Intensity based“ регистрација - IBR.....	201
7.2.4.2	„Feature based“ регистрација - FBR.....	201
7.2.5	„ICP“ метода.....	202
7.2.6	2Д/3Д и 3Д/3Д регистрација.....	203
7.3	ЗД/ЗД РЕГИСТРАЦИЈА ОБЛАКА ТАЧАКА.....	203
7.3.1	Општа методологија.....	204
7.4	РИГИДНА И АФИНА РЕГИСТРАЦИЈА ТАЧАКА.....	205
7.4.1	Ригидна регистрација.....	205
7.4.2	Афина регистрација сета тачака.....	206

7.5	ДЕФОРМАБИЛНА РЕГИСТРАЦИЈА СЕТА ТАЧАКА	206
7.5.1	Глобална регистрација.....	208
7.5.2	Примена CPD алгоритма деформабилне регистрације на регенерисање облика пршљенова.....	208
7.5.2.1	Експеримент деформабилне 3Д/3Д регистрације применом CPD алгоритма.....	208
7.5.2.2	Конгениталне аномалије на пршљеновима	212
7.5.2.3	Регистрација дорзалних површи.....	212
8.	ИНФОРМАЦИОНИ СИСТЕМ ЗА ПРАЋЕЊЕ И ВИЗУЕЛИЗАЦИЈУ СКОЛИОЗА: ScolioMedIS.....	215
8.1	УВОД.....	215
8.1.1	Дефинисање захтева и учесника приликом конципирања и израде информационог система ScolioMedIS.....	216
8.1.1.1	Дефинисање учесника	216
8.1.1.2	Дефинисање случајева употребе	216
8.2	ИМПЛЕМЕНТАЦИЈА ОПТИЧКЕ ВИЗУЕЛИЗАЦИЈЕ И ДИЈАГНОСТИКЕ СКОЛИОЗЕ У ИНТЕРНЕТ ОКРУЖЕЊУ.....	217
8.2.1	Имплементација софтверског решења – ScolioMedIS.....	217
8.2.2	Израда базе података о пацијентима и за оптичку визуелизацију и дијагностику сколиозе.....	218
8.2.3	Израда корисничког интерфејса апликације ScolioMedIS	218
8.2.3.1	Веб странице LoginNew.aspx и Switchboard.aspx.....	219
8.2.3.2	Веб страница Pacijenti.aspx	220
8.2.3.3	Веб страница Pregledi.aspx	220
8.2.3.4	Веб страница 3DViz.aspx.....	222
8.2.3.5	Веб страница Opticko skeniranje - Matlab.....	223
8.2.4	Дефинисање мрежне архитектуре система ScolioMedIS за интернет базирану визуелизацију и неинвазивну дијагностику сколиозе.....	224
8.2.4.1	Интеракција система ScolioMedIS са базом података Microsoft SQL Servera – претрага података.....	225
8.2.4.2	Приказ 3Д визуелизација деформитета ScolioMedIS апликације.....	226
8.2.4.3	Интеграција CATIA V5 компоненте MMS модула за моделирање сколиозе у веб базирани информациони систем ScolioMedIS.....	226
8.2.4.4	Интеграција Matlab компоненте MMS модула за моделирање сколиозе у веб базирани информациони систем ScolioMedIS.....	228
8.2.4.5	Дефинисање мрежне архитектуре система за оптичку визуелизацију и дијагностику сколиозе - ScolioMedIS.....	232
8.2.4.6	Веб страница 3DReg test.aspx.....	233
8.3	ИНТЕРНЕТ БАЗИРАНА ДЕФОРМАБИЛНА РЕГИСТРАЦИЈА.....	234
9.	ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ РЕЗУЛТАТИ	235
10.	ЗАКЉУЧЦИ.....	249
11.	ЛИТЕРАТУРА.....	253

1.

1. УВОД

1.1 ПРЕДМЕТ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Предмет дисертације представља развој методологије и скупа алгоритама за неинвазивну дијагностику деформитета кичменог стуба, регистрацију деформибилних скулптурних површи добијених различитим модалитетима скенирања (растерстереографија, фотограметрија, ласерско скенирање, компјутерска томографија, магнетна резонанца и сл.) и Интернет платформе за евидентирање прегледа пацијената и визуелизацију модела деформитета.

У дисертацији се описује пројектовање генеричког (мастер) модела кичменог стуба и параметарско моделирање анатомских деформибилних дорзалних површи на бази спољашњих обележја, њихова 3Д анализа и анотација на основу података добијених оптичком аквизицијом (са више од 450 узорака, до сада прикупљених), као и модалитети за приказ у Интернет окружењу.

Посебан нагласак ставља се на специфичности методологије за квантификовање деформитета и моделирање облика средње спиналне линије и генерисање кључних показатеља деформитета, као и успостављање корелације дорзалних и унутрашњих параметара деформитета.

1.1.1 Хипотезе докторске дисертације

Основне хипотезе докторске дисертације произилазе из анализе тренутног стања у научним областима којима припада ово мултидисциплинарно истраживање, али и израженим клиничким потребама и трендовима развоја код нас и у свету. То су:

1. Процена деформитета кичменог стуба може се остварити применом нејонизујућих и неинвазивних метода применом оптичких и ласерских уређаја.
2. Радиографска дијагностика деформитета, односно последице штетног зрачења, могу се избећи анализом спољашњих обележја деформитета, односно анализом површи трупа пацијента.

3. Карактеристична обележја деформитета иста су без обзира на примењене сензоре (РТГ, MRI, оптички, ласерски, механички уређаји, ...). Услед разлике у координатним системима, тачности мерења, прецизности снимка и других поремећајних фактора, аутоматско препознавање је понекад немогуће или крајње отежано у традиционалним приступима. Развојем одговарајућих регистрационих алгоритама ови недостаци могу бити превазиђени.
4. Фидукални маркери су инвазивни, њихова употреба може бити неугодна за пацијенте и у случају пацијената са сколиозама могу се изоставити. Такође, њихово позиционирање изискује значајно искуство.
5. Cobb-ови углови не узимају у обзир екстерну асиметрију трупа и дорзалне површи, али се могу генерисати аналогни параметри.
6. Деформабилна природа анатомских структура људског тела, конкретно леђа и грудног коша, захтевају примену специјалног математичког апарата за опис, препознавање и контролу истих.
7. Интернет портал, који користи поменуте алгоритме, обезбеђује анализу дискретизованих записа деформитета кичменог стуба и спољашњих обележја, као и поновно коришћење креираног (дијагностичког) садржаја.
8. Могућност значајног смањивања баријера у пружању напредних медицинских (специјалистичких) услуга преко повезаних дигиталних извора, укључујући и скрининг, конверзију, удруживање и уређивање података и садржаја.
9. Време свеобухватне дијагностике деформитета може се значајно скратити и обезбедити прецизан мониторинг терапеутских третмана.

1.1.2 Преглед стања у подручју истраживања

Традиционална дијагностика деформитета кичменог стуба, која подразумева излагање пацијената штетном јонизујућем зрачењу, замењује се новим неинвазивним (безопасним) методама. У више од 80% случајева узрочник сколиоза није познат, те се такве сколиозе називају идиопатским. Површинска манифестација сколиозе подразумева асиметричну дорзалну површ, пад карлице и рамена, торзију трупа и сл., за чију се процену користе различите методе. Неке од тих метода су штетне, док су друге непоуздане и/или непрецизне или захтевају квалификовани кадар. Такође, не постоји консензус о броју параметара довољних за квантификовање и математички опис деформитета и даље праћење, посебно параметри којима се универзално описује облик дорзалне површи. Како би се избегле или значајно редуковале методе које су потенцијално опасне, примењују се и развијају алтернативне методе на бази оптичких и ласерских уређаја за снимање топографије дорзалне површи. Резултат таквог снимања је облак тачака, односно дискретизована репрезентација сложене, деформабилне дорзалне површи.

3Д реконструкција и семантичка идентификација/анотација скулптурних и „free form” површи представља велики изазов у науци. То се посебно односи на приступе њиховој регистрацији (препознавању дискретизованих записа добијених различитим мулти-сензорским мерним системима за различите конфигурације), просторној и раванској анализи, параметарске описе деформабилности површи, идентификацију и опис осталих параметара којима се ближе дефинише деформитет и топологија (тип кривина, трансляција, ротација, и сл.).

Последњих деценија развијају се бесконтактне 3Д методе дигитализације површи којима се врши објективна и прецизна дијагностика деформитета и погодне су за праћење прогреса деформитета и спровођење масовног скрининга.

1.1.3 Значај и циљ истраживања са становишта актуелности у области истраживања

Овај рад има за циљ да проучи феномен дигиталног (виртуелног) моделирања и карактеризације спољашњих анатомских показатеља и упаривања истих са разним видовима

деформитета кичменог стуба у циљу неинвазивне идентификације и квантификовања деформитета. Приступ је заснован на коришћењу дигитализованих дорзалних површи (леђа) пацијената, добијених различитим модалитетима и сензорима. Анализом 3Д кривина и њених пројекција у сагиталној и фронталној равни детектује се степен деформитета, као и прогресија, чиме се стварају основе за неинвазивну дијагностику и праћење тока болести, тренда и динамике понашања обољења током спровођења терапије. Истраживање је усмерено ка свеобухватној процени тренда и заступљености идиопатских сколиоза и других деформитета, кроз развој нових 3Д класификационих шема за рангирање деформитета. Очекује се да овакав приступ значајно унапреди постојеће методе у раду са пацијентима, као и да створи чврсту основу за креирање Web-оријентисаних база података, информационих система и релевантних апликација за праћење деформитета кичменог стуба.

1.2 МЕТОДЕ У ИСТРАЖИВАЊУ

У истраживању су коришћене следеће методе:

- Скенирање пацијената са деформитетима кичменог стуба применом нетактилног оптичког скенера DIERS Formetric 3D/4D;
- Дигитална постурална анализа (уместо стандардних клиничких мерења: Адамсовог теста претклона, мерења сколиометром, визуелне процене и квантификовања деформитета и прорачуна показатеља);
- 3Д реконструкција облака тачака применом нових алгоритама (Materialise MIMICS, Geomagic Studio, Dicom DIERS);
- Параметарско моделирање генеричког 3Д модела кичменог стуба и деформабилних површи (PLM system CATIA v5, AnyBody Technology);
- Методе анализе деформабилних површи (CATIA v);
- Примена Knowledgeware технологија уградње знања и макроа;
- Статистичке методе (SPSS);
- Методе web-оријентисаних информационих система (MS Visual Studio, SQL server, Internet Information Systems – IIS).

Један од основних циљева рада на докторској дисертацији је развој нових алгоритама за регистрацију и свеобухватну анализу дискретизованих деформабилних скулптурних дорзалних површи пацијената са деформитетима кичменог стуба. Примена тих алгоритама путем Интернет портала треба да допринесе бржој и прецизнијој дијагностици деформитета кичменог стуба, поузданој класификацији, перманентном мониторингу, као и креирању Web-оријентисаних база података за регионално праћење распрострањености, општих и специфичних карактеристика деформитета.

Дигитализоване површи пацијената са деформитетима кичменог стуба (сколиозе, кифозе и лордозе) дају основу за истраживања усмерена ка испитивању повезаности облика кичменог стуба и средње спиналне линије и асиметричности торзоа код пацијената са идиопатским сколиозама као и услове за даљи третман деформитета.

Након реконструкције 3Д површи пацијента добијених преко калибрисаних камера високе резолуције приступа се прецизном упаривању (поклапању, фузији, регистрацији) генеричког 3Д модела кичменог стуба са реконструисаном површи трупа.

У **2. поглављу** разматрају се основе анатомије кичменог стуба, терапијски протокол за клиничку дијагнозу деформитета кичменог стуба (сколиоза) и општа класификација сколиоза. У овом поглављу дат је и преглед медицинске литературе у којима се описују индикације сколиоза и других удружених деформитета кичменог стуба, преваленца, видљиве промене на телу, козметички и социјални ефекат на пацијента. Предности и недостаци радиографских испитивања, као и први истраживачки покушаји у минимизацији примене јонизујућих метода и развоја нових 3Д метода, такође су описани.

У **3. поглављу** дат је преглед 3Д дијагностичких метода за процену деформитета кичменог стуба, предности и недостаци постојећих дијагностичких метода и алгоритама за реконструкцију

биоинжењерских модела. Тренутно стање у области описа деформитета јонизујућим и нејонизујућим методама и преглед публикованих резултата у домаћој и светској литератури такође се анализирају у овом поглављу.

Имајући у виду тренд развоја неинвазивних и нејонизујућих метода за дигитализацију 3Д деформабилних анатомских структура, јавља се потреба за развојем нових инжењерских решења за убрзану и поуздану детекцију одступања, генерисање основних и допунских показатеља деформитета али и алата за њихово архивирање. Многи аутори сматрају да су растерстереографске методе адекватна алтернатива радиографским методама и да се њиховом комбинацијом може одредити средња спинална линија и утврдити аксијална ротација пршљена. Принцип рада система FORMETRIC 3D/4D, детекција основних анатомских обележја и анализа површи приказана је у поређењу са осталим оптичким методама (ISIS, Zebris 3D, QUANTEC, M^oire, COMOT, и сл.).

У 4. поглављу дат је математички параметарски опис кривих линија слободног облика, сложених површи вишег реда, са посебним нагласком на Bezier-ове и B-Spline криве и могућности за њихово моделирање и примене. Анализа површи и кривих у смислу одређивања Гаусове и средње кривине, као и тензорске скулптурне површи такође се разматрају. На крају овог поглавља приказане су основе интерполације и апроксимације 3Д линије B-Spline линијом вишег степена што је касније имплементирано на 3Д линију која описује средњу спиналну линију.

Текст 5. поглавља посвећен је 3Д моделирању кичменог стуба, односно креирању генеричког (мастер) деформабилног модела кичменог стуба на основу СТ снимака, у програму Materialise MIMICS. Применом софистицираних метода и алгоритама за процесирање медицинских слика, извршена је сегментација и дигитализација кичмених пршљенова и њихова 3Д реконструкција (Point clouds → Polygonal model → NURBS surface model → 3D feature-based parametric solid model). Креирањем генеричког модела кичменог стуба за регистрацију са моделом дорзалне површи створени су услови за потпуни опис и процену модела деформитета. Реч је заправо о инверзном кинематском моделу којим се одређују аксијалне ротације и позиције центроида пршљенских тела и ротација у односу на глобални и локални координатни систем односно описују биомеханичко-физичке аналогije. Јединични фактор скалирања одговара вредностима средњих кадаверских димензија пршљенова и средњих дебљина интервертебралних дискова према Ranjabi-у према коме је извршена нормализација свих анатомских мера пршљенова. На крају, дат је преглед покретљивости појединих сегмената кичменог стуба и могућности креирања кинематике и симулације кретања у програму AnyBody Modeling System.

У 6. поглављу доктората описани су индекси и обележја деформитета и неправилне постуре у односу на дорзалну површ пацијента, материјали и методе коришћени у истраживању. Укупан узорак обухвата 495 пацијената, од чега 372 припада адолесцентском узрасту. Технике реконструкције приказане у 3. и 5. поглављу примењене су на дорзалну површ и извршена је идентификација кључних анатомских обележја (примарних и секундарних). Кључни допринос овог доктората односи се на развој система за апроксимацију средње спиналне линије B-Spline линијом 5. степена, чијом се анализом у две равни одређују кључни унутрашњи параметри деформитета, а пре свега превојне тачке, места апикалних пршљенова и референтни елементи скелетног модела деформитета. Све ово реализовано је применом Knowledgeware технологија и PLM система CATIA v5. Имплементацијом макроа ScoliosisSimulator-3DSpinal registration.catvba се још врши крута регистрација генеричког 3Д модела кичменог стуба према улазном моделу дорзалне површи, мерење линеарних и угловних анатомских мера, пршљенске и интервертебралне транспозиције и утврђују места за постављање референтних Cobb-ових линија.

Последња фаза односи се на регенерисање генеричког 3Д модела кичменог стуба, визуелизацију најудаљенијег апикланог пршљена и вршних пршљенова уз одређивање вредности аксијалних ротација. Тиме су створени услови за креирање укупног модела деформитета (дорзална површ + регенерисани модел кичменог стуба), што уз низ генерисаних показатеља деформитета (15 спољашњих и преко 100 унутрашњих) даје основ за дубљу статистичку анализу и тестирање корелације међу унутрашњим и спољашњим показатељима деформитета.

Описује се и методологија верификације резултата добијених тестирањем у клиничким условима на већем броју екстремних случајева из узорака, која претходи имплементацији развијених алгоритама регистрације и укупног система.

У **7. поглављу** приказани су принципи деформабилне 3Д регистрације на нивоу пршљена уз могућности за примену регистрационих 3Д/3Д алгоритама на дорзалним површима и код конгениталних сколиоза. Методама регистрације деформабилне дорзалне површи врши се поклапање координатних система облака тачака/површи добијених различитим техникама или реконструкционим алгоритмима.

Концептуални модел Web оријентисаног система креиран је применом MS Visual Studio програма, ASP.NET односно ADO.NET технологије описан је у **8. поглављу** и доступан је на адреси www.scoliomedis.mfkg.rs. Кореспондентна база података деформабилних површи и параметара пацијената са деформитетима лоцирана је на SQL серверу односно на Интернет информационом серверу – ИИС на Факултету инжењерских наука у Крагујевцу. Применом 3dxml и сродних технологија за приказ и визуелизацију модела у Web окружењу регистрација и анализа деформабилних површи у потпуности је остварена. У том смислу у овом поглављу дају се прелиминарни резултати и други детаљи софтверске реализације Web оријентисаног система.

Последње, **9. поглавље** посвећено је приказу примера из експеримената у форми извештаја са прегледа. У том смислу извршене су бројне пробе и поређења података из различитих периода скенирања како би се утврдила/повећала прецизност и поузданост решења. Експериментални резултати демонстрирају ефикасност и робусност примењених метода и развијеног модела и система и могу се уз минималне хардверске и кадровске ресурсе применити у клиничким условима. Генерисани клинички показатељи од чијих вредности зависи процена стања пацијента и даља терапија довољни су и разумљиви.

Дискусија добијених резултата и закључци представљени су у **10. поглављу**. Такође, разматрају се могућности за надградњу укупне методологије и правци даљих истраживања.

2.

2. ДЕФОРМИТЕТИ КИЧМЕНОГ СТУБА

2.1 УВОД

У овом поглављу даје се преглед основе анатомије кичменог стуба и конвенционалне методе за оцену деформитета кичменог стуба, са посебним нагласком на опис сколиоза. Савремена литература показује да је сколиоза комплексно мускулоскелетно стање које карактерише просторни деформитет кичменог стуба и грудног коша. Док физиолошке кривине кичменог стуба у сагиталној равни дефинишу лумбалну и цервикалну лордозу и торакалну кифозу, сколиоза је деформитет кичменог стуба и грудног коша тродимензионалне природе [Sha14], [Rig11]. Упркос значајној распрострањености овог здравственог проблема [Alo13] и дугој историји превенције и скрининг процедура сколиоза [Bun05], широм света постоје бројне противуречности и дебате око начина и програма по коме се врши дијагностика, праћење и процена прогресије деформитета [The07], [Fon10], [Pla12], [Lin12] [Mar13], [Ali10].

Противници скрининга сколиоза истичу детаље о непрецизности процедура, штетности излагања пацијената јонизујућем зрачењу, неефикасности метода, односа цена/бенефити, непостојању прецизних података о ефективности корекционих метода (употреба мидера) и малог броја откривених пацијената за које је потребна хируршка корекција деформитета [Pla12]. Са друге стране, они који подржавају скрининг и рану дијагностику деформитета истичу низ бенефита као што су брига за здравље младих, ниска цена и време дијагностике, значајност у погледу процене распрострањености и статистике откривених сколиоза у раном периоду и сл. [Pla12]. Иако у земљама са високим стандардом у здравственом систему, као што су Аустралија, Сједињене Америчке Државе, Канада и Велика Британија, у којима је скрининг кичменог стуба обавезан код деце школског узраста [Lin12], и у многим другим земљама скрининг сколиоза и превенција значајни су и посвећује им се посебна пажња [Ric08].

Циљ скрининга сколиоза је детекција деформитета у раној фази и наставак праћења до регресије [Jac07]. Све ово треба да води ка успешном и не или мање инвазивном третману сколиоза. Стога је један од првих корака дефинисање разлике између појма патолошка и физиолошка кривина. Ово није лако, имајући у виду значајне индивидуалне разлике у

конституцији пацијената, димензијама пршљенских тела, могућих померања сегмената кичменог стуба итд. Проналажење одговора на ово питање смањило би трошкове третмана и посла. Да би се боље разумела природа деформитета (пре свега сколиоза), најпре се даје преглед основне анатомије кичменог стуба (Слика 2.1), пршљенских регија и опис веза кичмених пршљенова.

2.2 ОСНОВЕ АНАТОМСКЕ ГРАЂЕ КИЧМЕНОГ СТУБА

Кичмени стуб (лат. „Columna Vertebralis“, енгл. „Spine“, нем. „Wirbelsäule“, фран. „Rachis“) сачињавају кратке кости, пршљенови, чији укупан број износи 33-34 [Jon10]. Анатомски распоређени, пршљенови са зглобовима и везама дају специфичан облик кичменом стубу који, гледајући из профила личи на латинично слово S – образујући вратну лордозу, грудну кифозу, лумбалну лордозу и кокцигеалну кифозу [Nig12], [And05]. Кичмени стуб без деформитета је у фронталној равни вертикалан [Lyn06], [Lyn11].

Кичмени стуб, део је скелета и чини потпору целом организму, носи главу и подупире труп. Кичмени пршљенови припадају вратној, грудној, крсној, слабинској и репној регији. Постоје следеће групе пршљенова:

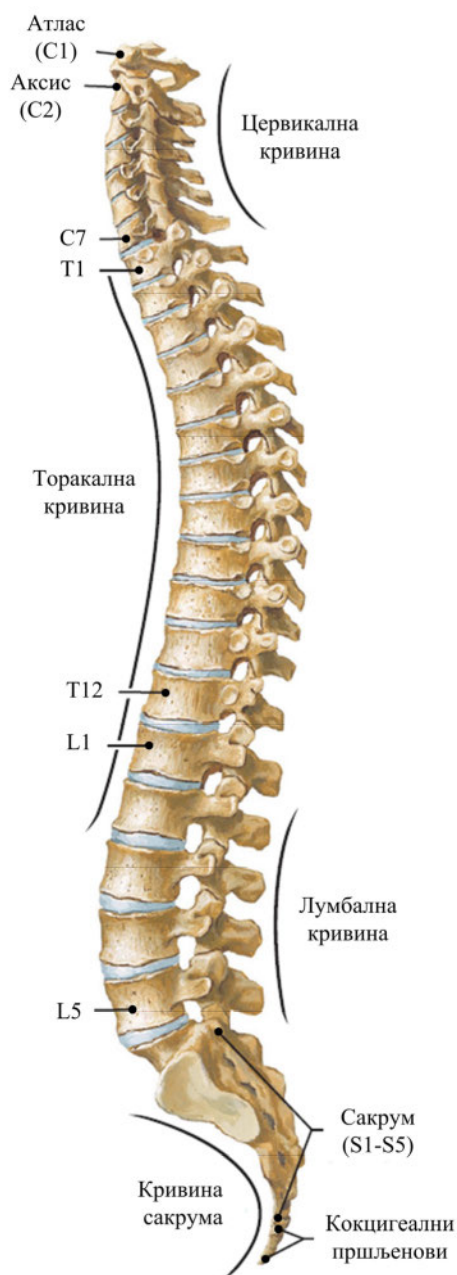
- 7 цервикалних;
- 12 торакалних;
- 5 лумбалних (слабинских);
- 5 сакралних и
- 4-5 кокцигеалних пршљенова.

Труп, глава и остали горњи делови тела захтевају стабилну потпору и пренос тежине и кретања на друге стабилне ослоњце или зглобове. Руке и ноге су повезане са кичменим стубом преко раменог, односно, карличног појаса, при томе кичма учествује посредно или непосредно у већини покрета тела и преноси оптерећење ка лумбалним пршљеновима и удовима. Кокцигеални део улази у састав карлице и чини непокретан део кичменог стуба. Кичмени пршљенови су различитих димензија у зависности од регије којој припадају. Идући у краниокаудалном правцу постају све масивнији. По комплексности веза и покретљивости, посебно је интересантан цервикални део кичменог стуба [Sol08].

Отвори свих кичмених пршљенова образују централни кичмени канал кроз који пролази кичмена мождина (енгл. „Spinal Core“) и простира се до другог слабинског пршљена. Кроз бочне отворе пролази систем нерава ка периферији који је одговоран за функционисање органа.

2.2.1 Анатомске и физиолошке карактеристике цервикалног дела кичменог стуба

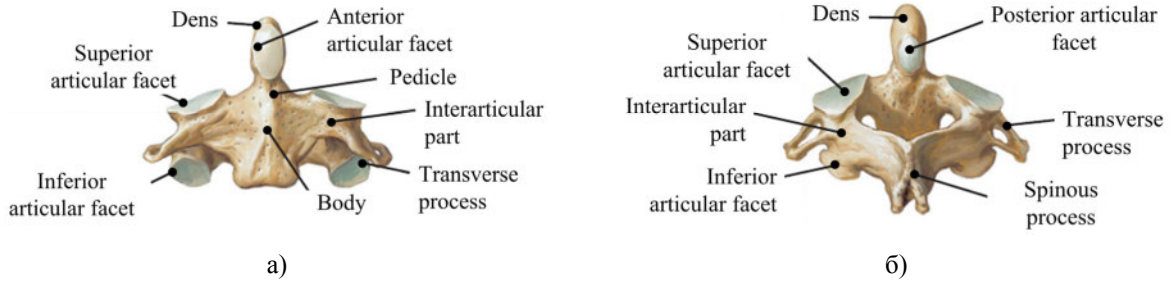
Пршљенови цервикалне регије разликују се по облику и димензијама од торакалних и лумбалних пршљенова. Прва два цервикална пршљена су C1 (лат. „Atlas“) и C2 (лат. „Axis“) и по морфологији разликују се од осталих пршљенова. Приказ прва два пршљена цервикалне регије и



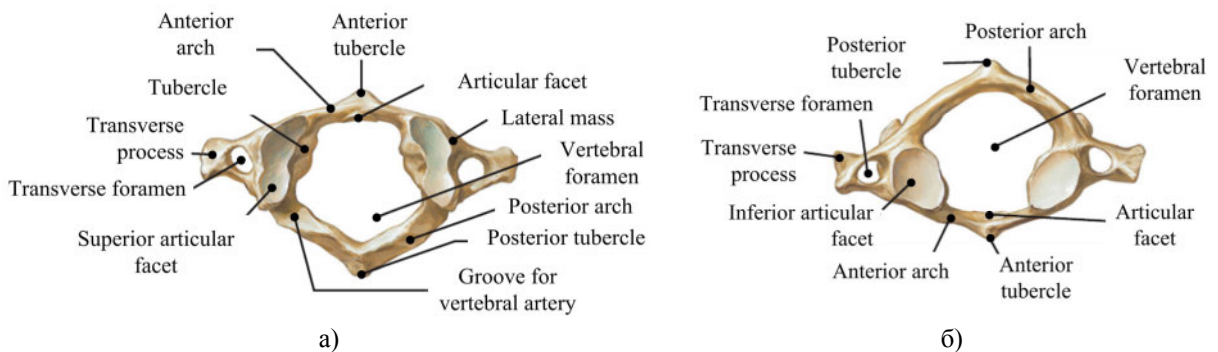
Слика 2.1 Кичмени стуб

њихова анатомска обележја дати су на следећим сликама (Слика 2.2, Слика 2.3). Са аспекта спољашњих показатеља, посебно је интересантна проминенција цервикалног пршљена C7.

Тела пршљенова испод C2 су напред нижа, а позади виша [Hei00]. На горњој страни су бочни наставци, који се зглобљавају са телом пршљена преко унковертебралног зглоба [Her00].



Слика 2.2 Анатомија цервикалног пршљена C2 а) предња и б) задња страна

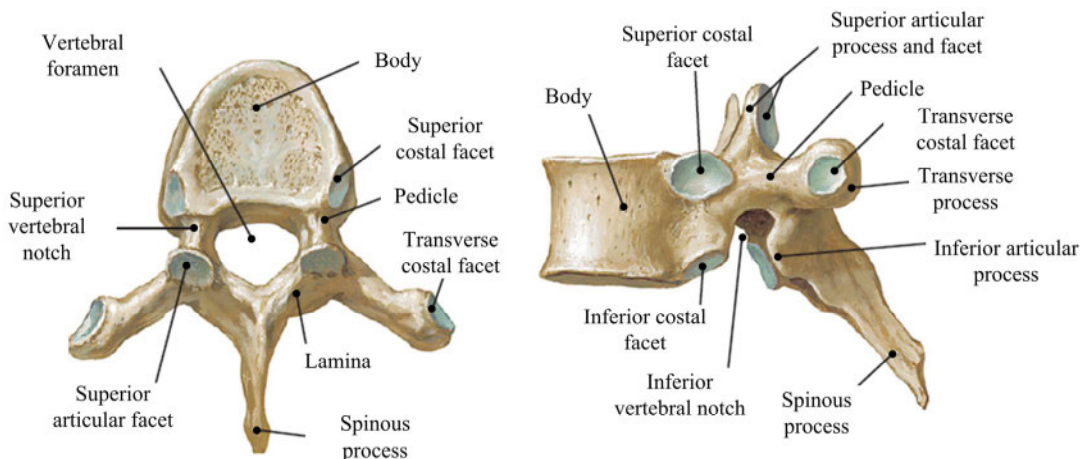


Слика 2.3 Анатомија цервикалног пршљена C1 а) горња и б) доња страна

Два суседна пршљена су међусобно повезана са 5 зглобова: два задња апофизарна, два бочна унковертебрална и дискусном творевином. Бочни делови механичка су заштита за нервне коренове од пролапса дискуса [Nig12].

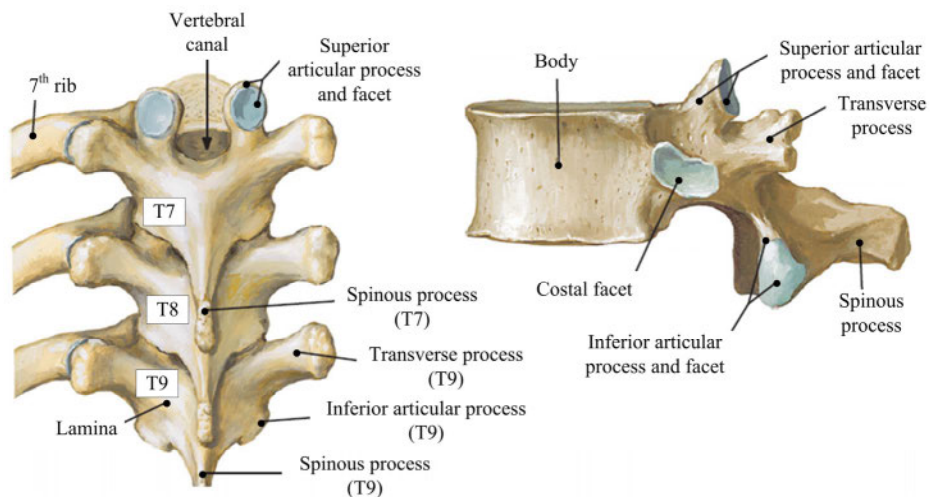
2.2.2 Анатомске и физиолошке карактеристике торакалног дела кичменог стуба

Торакални део кичменог стуба састоји се из 12 пршљенова који су по својој величини између вратних и слабинских пршљенова (Слика 2.4). Ови пршљенови специфични су због везе са ребрима. Типичан торакални пршљен састоји се од тела пршљена, лукова који подразумевају предњи део - педикулус, и задњи део - ламина [Ken09]. Између тела и лукова налази се отвор.



Слика 2.4 Анатомија торакалног пршљена T6

Кратки и широки, снажни лукови, граде спинозни наставак који иде скоро хоризонтално у дорзалном правцу [Her00]. Зглобни наставци и фасете налазе се у сагиталној равни при дну лукова. Горња зглобна површина је конкавна и усмерена медијално и уназад, док је доња зглобна површина конвексна, усмерена у страну и напред. Танак попречни наставак који настаје из корена лука лежи испред зглобних наставка [Nig12] (Слика 2.5).

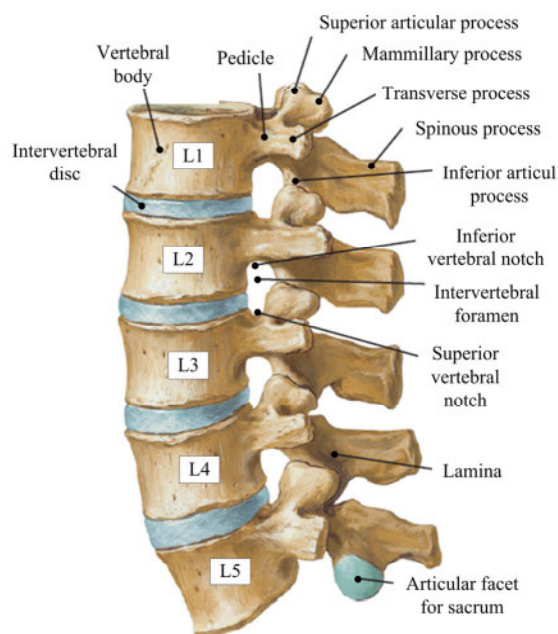


Слика 2.5 Облик и структура торакалних пршљенова

Сваки пршљен има отвор у средини, а сви ти отвори заједно стварају канал назван спинални (медуларни) канал [Nig12]. Кичмена мождина, сноп нерава окружен чврстом овојницом названом дура пролази кроз канал и простире се до сакрума и додатно се грана ка огранцима.

2.2.3 Анатомске и физиолошке карактеристике лумбалног дела кичменог стуба

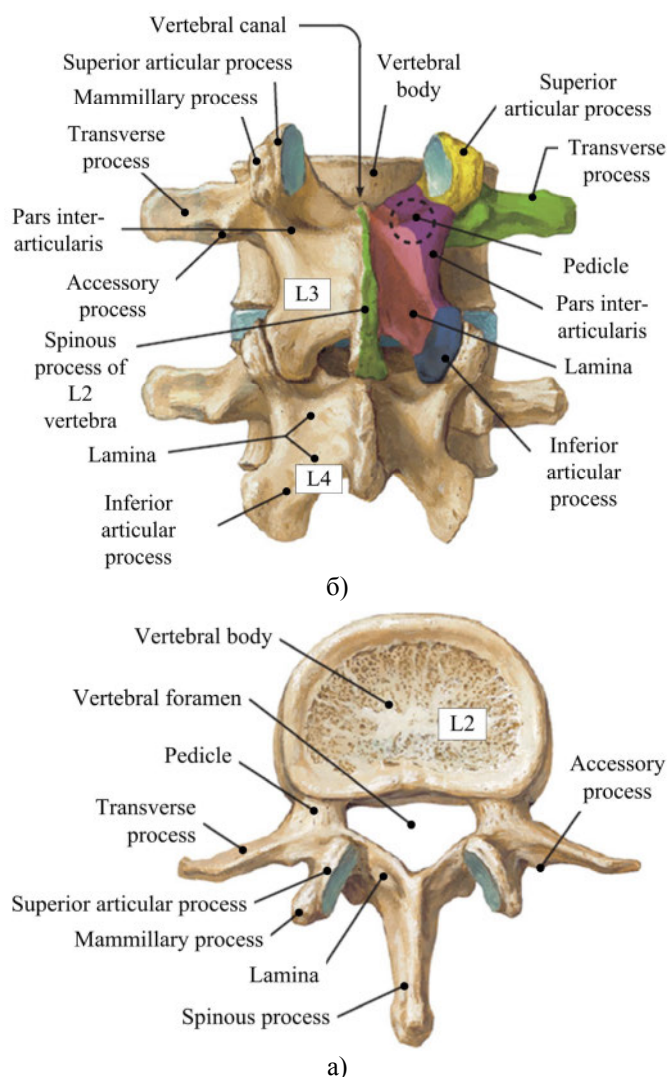
Лумбални део кичменог стуба у току свакодневног рада изложен је великом статичком и динамичком оптерећењу, носи највећи терет и зато су лумбални пршљенови најмасивнији (Слика 2.6). У савлађивању и одржавању ових оптерећења учествују све структуре кичменог стуба ове регије од којих је најзначајнији интервертебрални дискус [Her00].



Слика 2.6 Лумбални сегмент кичменог стуба

На телима пршљенова разликују се попречни и уздужни наставци [Ham09]. Попречни наставак је дугачак и представља закржљало слабинско ребро. На његовој бази, позади, налази се трансцерзални процес. Ртни наставци су правоугаоног облика и пружају се хоризонтално назад. Зглобне површине петог лумбалног пршљена су окренуте напред, ка дорзалној површи, и преко њих се пети лумбални пршљен укљешти између горњих зглобних наставака крсне кости и на тај начин спречавају његово потискивање напред и на доле, деловањем земљине теже.

Пет масивних лумбалних пршљенова носача тежине немају отворе на попречним наставцима и немају ребарне фасете [Lyn11]. Корени лука који се уздижу са сваке стране горњег дела пршљенског тела су кратки и снажни и иду дорзално са жљебовима изнад и испод, градећи горње и доње пршљенске урезе (Слика 2.7).



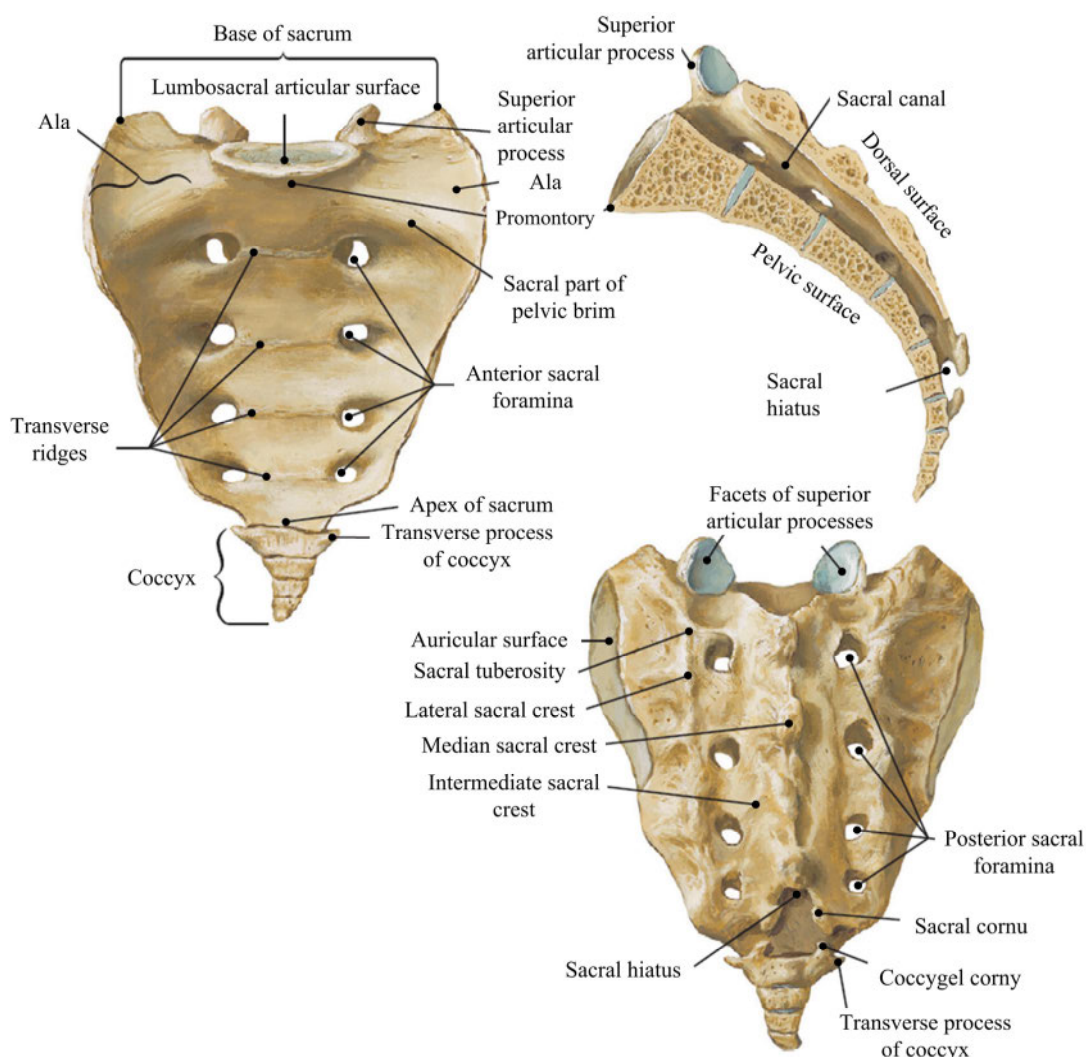
Слика 2.7 Анатомија лумбалног сегмента кичменог стуба а) склопа L4-L3 и б) L2

Слабински се део кичме посебно много савија и окреће током дана. Такође, оно мора носити и највећи део тежине тела [Bru03]. Не изненађује што је главни проблем са кичмом најчешће повезан управо са структуром доњих пет пршљенова.

2.2.4 Анатомске и физиолошке карактеристике сакралног дела кичменог стуба

Дистално од петог лумбалног пршљена терет се преноси на крсну кост и горњи део обруча карличног прстена. Како је кичмени стуб је врло покретан јер садржи више од 100 одвојених

зглобова који му омогућају да се савија у готово свим смеровима, најчешће се при биомеханичкој анализи сакрум узима као референтни, непокретни, чврст и амортизујући елемент. На следећој слици (Слика 2.8) приказана је анатомија сакралног дела кичменог стуба, ослонца кичменог стуба.



Слика 2.8 Сакрални део кичменог стуба

Сем чврстог ослонца, кичмени стуб представља и еластичан, амортизујући сегмент. Посебно је значајан као главни амортизер дискус, који представља основни део дисковертебралне јединице. Међупршљенски дискус је комплекс који повезује пршљенска тела, дајући бољу покретљивост и стабилност кичменог стуба, али и преносећи оптерећења и ублажавајући дејство сила. Дебљина дискуса је већа што је локализација нижа.

2.3 КИНЕЗИМЕХАНИКА КИЧМЕНОГ СТУБА

Пршљенови су међусобно повезани помоћу апофизираних зглобова и интервертебралних дискуса [Hei00], [Lyn06]. Интервертебрални дискуси имају особине кугластог зглоба у динамичком кинезиолошком смислу. Чврстину кичменог стуба омогућавају снажне фиброзне везе. Лукови пршљенова везани су бројним везама: lig. longitudinale anterior, lig. posterior, lig. flava, lig. supraspinalis, lig. interspinalis и lig. intertransversalia.

Кичмени стуб представља, у статичко динамичком погледу, склоп који је састављен од пршљенских тела међусобно повезаних интервертебралним зглобовима, интервертебралним дискусима, лигаментима и мишићима [Ham09]. Сви ови елементи, уколико су интактни,

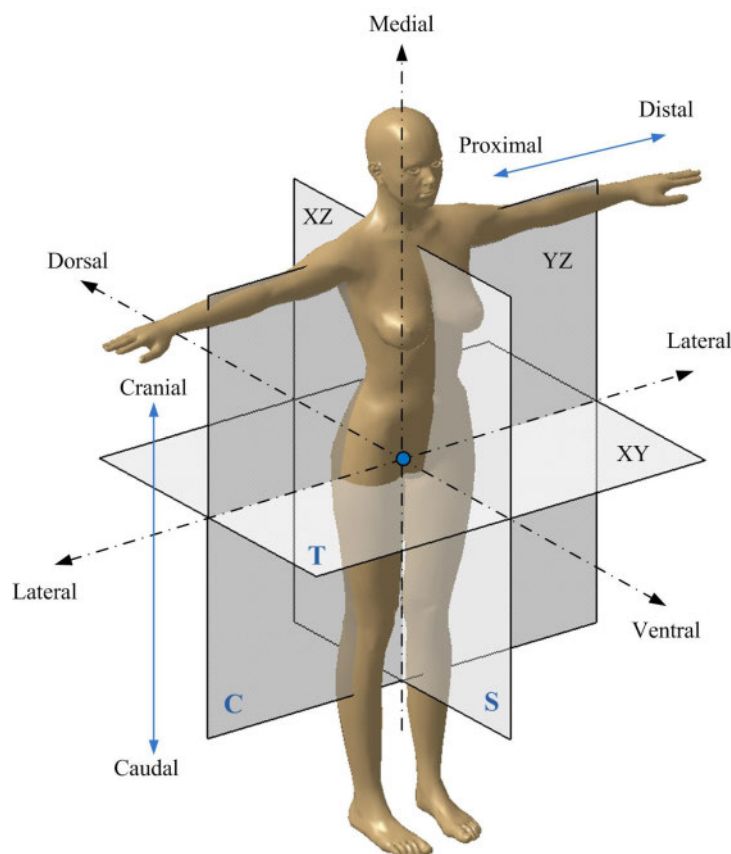
омогућавају довољну стабилност, чврстину, покретљивост и еластичност. Најмобилнији делови кичменог стуба су цервикални и лумбални део. Уколико дође до нарушавања биолошке равнотеже, без обзира на ком делу, долази до консеквентних промена на другим структурама јер се оне не могу изоловано посматрати, већ само као целина.

Структуре које учествују у комплетној кинезиолошкој проблематици појединих пршљенских регија су следеће:

- интервертебрални дискуси (лат. „Discus intervertebralis“);
- интервертебрални – фасетирани зглобови;
- лигаменти кичменог стуба;
- мишићне структуре.

2.4 ОСНОВНИ СТАВ ЧОВЕКА - НОМЕНКЛАТУРА АНАТОМСКИХ ПРАВАЦА И РАВНИ

Основни антрополошки став човека је усправни став са опуштеним рукама поред тела са длановима окренутим напред. За добру анализу и оријентацију у међусобним односима делова тела и органа, потребно је познавати три основне равни: фронталну, сагиталну и хоризонталну [Lyn06], [Lyn11]. На следећој слици приказани су основни правци и равни (Слика 2.9), [Ham09].



Слика 2.9 Номенклатура анатомских равни и оса

Анатомске равни су хоризонтална (трансверзална), сагитална (профилна) и фронтална:

- **хоризонтална раван** дели тело на два дела и то горњи (супериорни) и доњи (инфериорни);
- **фронтална раван** дели тело по вертикали на предњи (вентрални) и задњи (дорзални) део;
- **профилна раван** дели тело на леви и десни латерални део.

У пресеку ових равни налазе се осе и у зависности од тога да ли се делови тела трансляторно померају или ротирају око ових оса постоје различити типови кретања. У пресеку сагиталне и фронталне равни налази се *лонгитудинална оса*, у пресеку хоризонталне и фронталне је *трансверзална оса*, а у пресеку сагиталне и хоризонталне је *сагитална оса* [Hus09].

Усправан став је неповољан по питању стабилности и представља положај лабилне равнотеже. У овом положају тежиште се налази у малој карлици у нивоу 2. сакралног пршљена и познато је да је стабилност већа уколико је тачка тежишта ближа тачки ослонца (сакрума). Великим делом човек одржава равнотежу кроз покрете који су у међусобној зависности са стабилношћу, где мускулатура има задатке у вођењу примарних покрета, одржавању равнотеже тела и заштити појединих зглобова.

2.4.1 Одступање од нормалног става

Велики је број узрока који могу довести до поремећаја у држању и ставу тела и они се могу груписати у две основне групе:

- унутрашњи (ендогени);
- спољашњи (егзогени).

У ендегене узрочнике спадају различите конституционалне аномалије, поремећаји система жлезда са унутрашњим лучењем, хипотонична стања мускулатуре, различита обољења унутрашњих органа која се манифестују променом спољашњег облика тела, итд. На ове узрочнике не може се утицати. Далеко је већи број егзогених, спољашњих узрочника за одступање од нормалног става, на које се може често врло успешно деловати. Постоје урођени и стечени деформитети.

Урођени деформитети могу имати основни узрок у самом ембриону, када се називају примарним, или узроци могу бити у ближој околини ембриона, у ком случају се називају секундарним.

Стечени деформитети могу бити различитог порекла. Код деце је углавном у питању рахитис, али могу бити и нека хронична обољења која захтевају дуже мировање, и која на тај начин доводе до слабости мускулатуре у целини, док повреде, преломи или разна обољења могу довести до слабости, или контрактура појединих мишића, што може нарушити нормално држање и устаљене кинезиолошке односе.

Посебну улогу у настајању деформитета могу имати и поремећаји статике и разне лоше навике против којих се треба борити (нпр. корекција погрбљеног положаја при стајању и седењу).

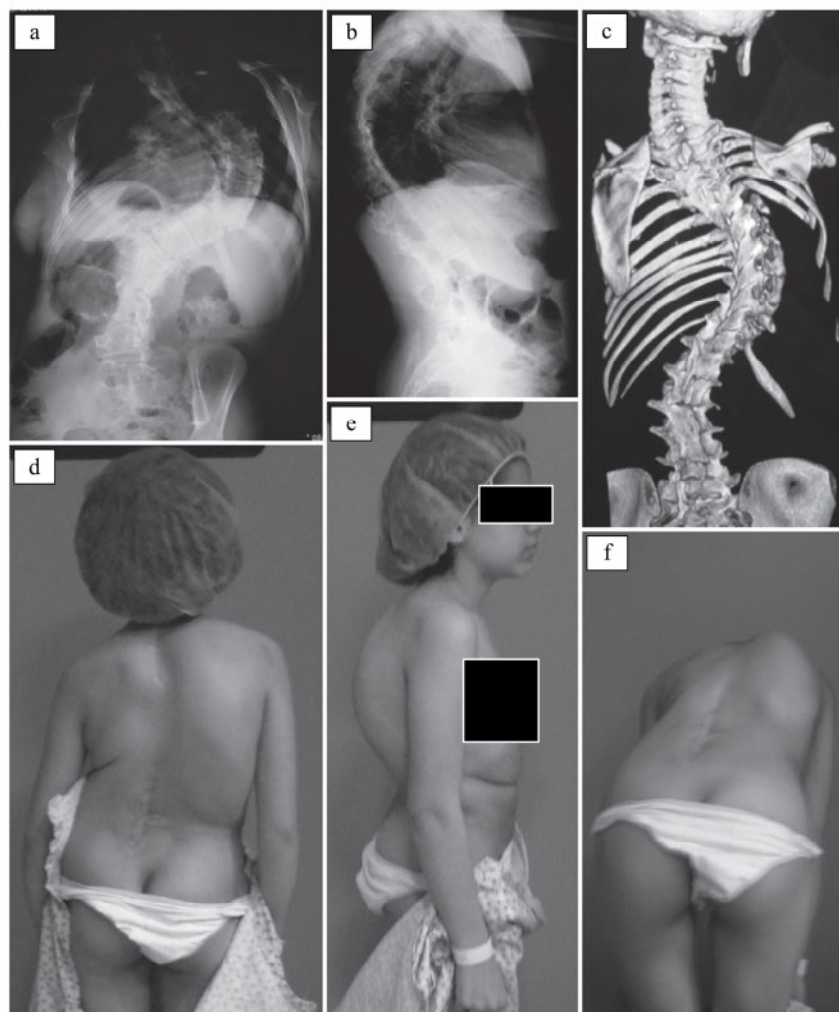
2.5 ТЕРАПИЈСКИ ПРОТОКОЛ ЗА КЛИНИЧКУ ДИЈАГНОЗУ СКОЛИОЗА

Сколиоза (енгл. „Scoliosis“, грч. „σκολίωση“) представља латералну кривину кичменог стуба у фронталној равни, па се ради постављања правилне дијагнозе, еволуције, прогнозе и одређивања одговарајућег третмана дају њене анатомске и етиолошке класификације [Hon10]. Како је сколиоза 3Д деформитет, обично је удружена са поремећајем лордозе и кифозе и аксијалне ротације пршљенова које код доминантних кривина усмеравају пршљенове образујући конвекситет кривине, врло често се под појмом сколиоза обухватају и други деформитети. Смер конвекситета сколиозе може бити леви и десни, са потенцијалом промене позиције ребара и грудног коша и условљавања физичке асиметрије трупа и тела (Слика 2.10).

Према номенклатури [Sto94], сколиоза је заправо 3Д деформитет кичменог стуба код кога је латерална кривина у фронталној равни, измерена на радиографским снимцима, једнака или већа од 10° и уз то укључује аксијалну ротацију пршљенова око вертикалне осе [Dea04], [Rig10]. Вертебрална аксијална ротација узрокује проминирање (испупчење) ребара и деформитет трупа, као и асиметричну леђну површ, пад карлице и разлику у висини рамена, што су основни клинички симптоми сколиоза. У више од 80% случајева, специфични узрочници сколиоза нису познати и

такве сколиозе називају се идиопатским. Међутим, неке студије показују да је настанак идиопатске сколиозе повезан са недостатком хормона мелатонина као и поремећаја у централном нервном и вестибуларном систему.

Процена сколиозе и степена прогресије обавља се рутински, низом клиничких тестова и радиографских испитивања. Вишеструко излагање младих пацијената јонизујућем зрачењу може бити штетно због кумулативног ефекта и високе дозе, па је основна тежња смањење броја радиографских претрага [Beh11].



Слика 2.10 Дијагностика сколиозе: а, б) фронтални и сагитални радиографски снимак, ц) СТ снимак, д) изглед дорзалне површи, е) латерални изглед, ф) Адамсов тест претклона [Beh11]

2.6 ОПШТА КЛАСИФИКАЦИЈА СКОЛИОЗА

Сколиозе се генерално могу класификовати према анатомији и пореклу и у литератури су најчешће помињане идиопатске сколиозе.

Идиопатске сколиозе традиционално се класификују у три типа у зависности од старости пацијента: инфантилне (енгл. „Infantile (IIS)“), јувенилне (енгл. „Juvenile (JIS)“), и адолесцентске (енгл. „Adolescent (AIS)“) сколиозе. Алтернативна класификација сколиоза је према почетку настајања: ране и касне сколиозе [Hon10]. Када сколиозе настану после пете године живота називају се касне идиопатске сколиозе (енгл. „Late Onset Idiopathic Scoliosis (LOIS)“) и оне чине већину свих случајева идиопатских сколиоза (74-80%). Податак о инциденци идиопатских сколиоза у свету није прецизан (варира од 0.1% до 13.6%) углавном због неусаглашених

процедура, непрецизног мерења, различитог или неправилног читавања углова кривина, доба скрининга, пола и етничке припадности и разлике у репрезентативном узорку изведених студија.

Од укупне светске популације приближно 10% има деформитете са малим кривама до 10°, а свега 1.5-3% односи се на веће кривине. Око 80% пацијената са сколиозама припада адолесцентском типу (енгл. „Adolescent Idiopathic Scoliosis - AIS“) чији је узрочник непознат и које могу настати у било ком добу, али најчешће у раном детињству и адолесценцији.

2.6.1 Анатомска класификација сколиоза

Према овој класификацији дијагностика сколиоза своди се на одређивање локализације апикалног пршљена (најдефомисанијег, најудаљенијег од вертикалне осе и са највећом ротацијом) [The12]. У том смислу разликују се следеће врсте сколиоза:

- цервикална кривина (C1-C6);
- цервикоторакална (C7-Th1);
- торакална кривина (Th2-Th11);
- тораколумбална (Th12-L1) – најчешћа;
- лумбална кривина (L2-L4) и лумбосакрална (L5-S1).

Ову препоруку дефинисао је SRS конзорцијум (енгл. „Scoliosis Research Society - SRS“, [SRS14]). По типу кривине, сколиозе могу бити једноструке, двоструке (дупле) и вишеструке, а по страни декстроконвексне и синистроконвексне.

2.6.2 Етиолошка класификација

Када је реч о пореклу, сколиозе могу бити функционалне и структуралне. Приликом латералне флексије трупа, функционалне сколиозе се коригују, али ако се на време не уоче и не лече могу прећи у структуралне.

2.6.2.1 Структуралне сколиозе

Структуралне сколиозе представљају деформацију кичме услед промена у структури и морфологији пршљена из било код разлога. Тело пршљена у том случају нема паралелна темена и долази до промене смера трансверзалних наставака и спинозног процесуса. До компликација може да дође уколико се наруши морфологија отвора кроз који пролази кичмена мождина. У ову групу спадају и [Ray06]:

- Идиопатске сколиозе непознатог узрока и највеће заступљености (око 80 %), а деле се према годинама узраста детета када су се јавиле или први пут уочене:
 - Инфантилне сколиозе (прогресивне и резолутивне) јављају се у току прве три године живота;
 - Јувенилне сколиозе јављају се између 4. и 12. године код девојчица, а код дечака до 14. године;
 - Адолесцентске¹ сколиозе јављају се после 10. године па до завршеног раста.
- Конгениталне сколиозе или остеопатске настају услед аномалија у развоју кичменог стуба и коштаног система, итд.

¹Адолесценција се у савременим концепцијама развоја личности схвата као специфична фаза у развоју, праћена изразито бурним психичким, емоционалним и моралним кризама, превирањима и лутањима. Третира се и као прелазни период из детињства у зрелост. Узраст се апроксимативно одређује у распону од 10 до 24(25) година када се код младих дешавају значајне телесне и психичке промене праћене специфичним променама у социјалној сфери живота. Разликује се пет фаза: преадолесценција, рана, средња („права“), касна адолесценција и постадолесценција.

2.7 КЛИНИЧКИ ПРЕГЛЕД ПАЦИЈЕНТА

Дијагноза се поставља на основу анамнезе, клиничког прегледа, радиографског прегледа и допунске дијагностике (СТ, MRI и сл.). Ризичне методе које изискују кумулативно излагање пацијената јонизујућем зрачењу све више се потискују другим неинвазивним и нештетним методама [For10]. У неким случајевима евалуација деформитета врши се и применом СТ уређаја, нпр. пре и после оперативне корекције деформитета [Hon11] или за допунске претраге промена у структури стуба. Савремене технологије имају за циљ развој система са применом редуковане дозе зрачења, као што је EOS® 2D/3D скенер [Syl10], [Hum09] нискојонизујући уређај којим се добијају бипланарне радиографске слике и 3Д дијагностички системи сколиозе [Tau13], који се све више примењује и у земљама са нижим нивоом здравствене заштите.

2.7.1 Радиографски преглед пацијената

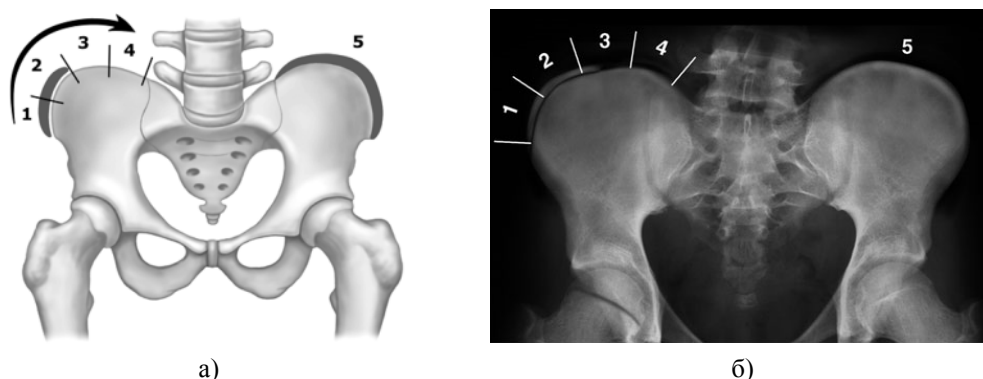
Радиографски преглед подразумева анализу AP снимка и профила кичменог стуба како би се одредио тип деформитета и анатомска локализација. Са анатомске тачке гледишта, све сколиозе су лордосколиозе. Међутим, трећи елемент сколиотичног деформитета - лордоза, не може се посматрати на радиографском снимку AP профила па се у неким случајевима спроводи латерално радиографско снимање. Ни латерални снимак не пружа адекватан увид у стање сагиталног профила, јер се услед постојеће ротације прави сагитални профил апикалног региона не подудара са општим сагиталним профилем индивидуе. Из тог разлога се на основу радиографског снимка не може сагледати тродимензионалност деформитета.

Мерење Cobb-овог угла на радиолошким снимцима представља „златни“ стандард у дијагностици и праћењу сколиоза [Fuk08]. Међутим, осим основног недостатка (излагање пацијента јонизујућем зрачењу) ова метода често се не реализује на адекватан начин.

Конвенционална радиографија било планарна или бипланарна, занемарује трећу димензију деформитета, односно ротацију пршљенова. Ротациона компонента сколиозе, кључни је фактор прогресије спиналне кривине, али оцена ротације на радиографским снимцима је тешка или немогућа. Проблем појаве интраопсерваторске и интеропсерваторске грешке приликом мерења Cobb-овог врло је чест [Mal10], [Tom09] због погрешног избора кључних пршљенова почетка и завршетка кривине, постављања референтних линија кроз интервертебралне дискове и сл. Препоруке о учесталости рендгенских контрола пацијената са сколиозом су различите у зависности од почетног резултата. За структуралне сколиозе препоруке се крећу у интервалима 4 до 6 месеци. При свакој радиографској контроли потребно је измерити кривину користећи исте пршљенове, и вршити компарацију филмова.

2.7.2 Коштана зрелост

Коштана зрелост пацијената са сколиозом битан је прогностички знак, а њена процена врши се радиографски [Han10] (Слика 2.11).



Слика 2.11 Risser-ов знак а) шематски приказ, б) пример РТГ снимка

За утврђивање степена коштане зрелости најчешће се користи Risser-ов знак [The12], [Kot08], [Ray06]. Епифизе илијачне кости окоштавају од напред према позади, да би се спојиле са илијачном крстом, од SIAS према SIPS. Степен окоштавања је изражен нумерички, односно представља градијацију степена коштане фузије илијачне апофизе у 6 стадијума (фаза), од 0 до 5, где је завршен раст означен са 5 (Табела 2.1).

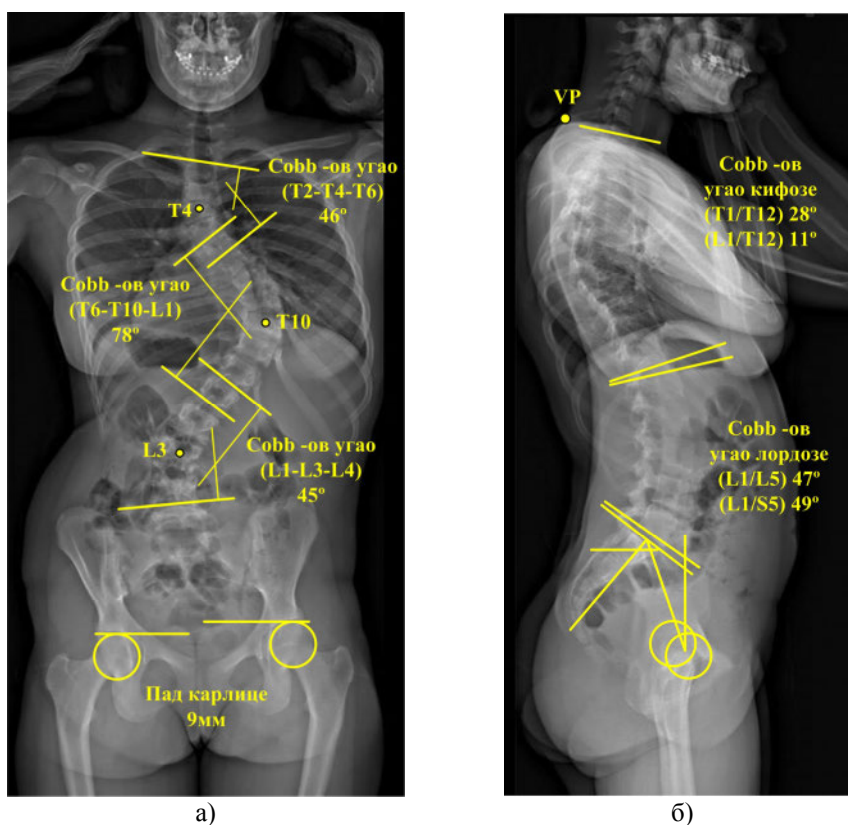
Табела 2.1 Приказ коштане зрелости на основу Risser-овог знака

ФАЗА	НАПОМЕНА	ФАЗА	НАПОМЕНА
0	Нема осификације	3	Осификација од 51 до 75% означене линије
1	Осификација до 25% означене линије	4	Осификација од 76 до 100% означене линије
2	Осификација од 26 до 50% означене линије	5	Комплетна фузија костију апфиза

Процес осификације траје од 1 до 2 године. Код девојчица осификација се завршава између 13. и 16. године, а код дечака између 14. и 17. године живота. Коштана зрелост се може проценити осим Risser-овим знаком и на основу степена осификовања тела пршљенова или ручног зглоба.

2.7.3 Cobb-ов угао

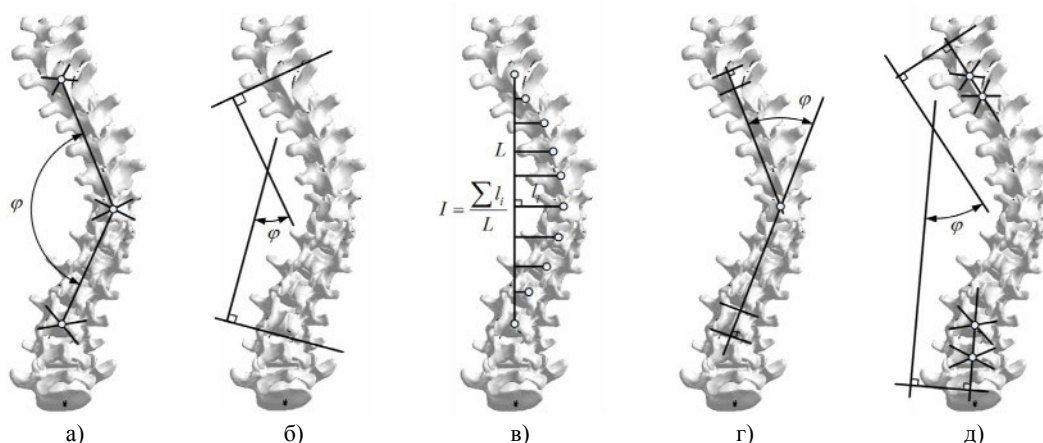
Најобјективнија и најједноставнија метода за мерење угла кривине код сколиоза при радиографском прегледу, односно њихову процену је Lippman-Cobb-ова техника. Ређе се користи Ferguson-Risser-ова техника [Kot07]. У пракси се за опис кривина у фронталној равни најчешће примењује општеприхваћена Cobb-ова метода, односно модификована Cobb-ова метода за опис сагиталне кривине [Gab08], [Pet10]. Поменути методу одликује једноставност и углавном се спроводи мануелним путем или помоћу компјутерски подржаних софтверских алата (нпр. SurgiMap Spine, [NEMA14]). Lippman-Cobb-ова метода се заснива на одређивању комплементарног угла између два најзакривљенија пршљена у кривини (Слика 2.12) на ПА радиографском снимку.



Слика 2.12 Анализа и мерење деформитета по Cobb-овој методи а) троструке кривине у фронталној равни и б) кифозе и лордозе у сагиталној равни [Uyt12]

Одређују се гранични пршљенови (горњи и доњи), а то су они који су највише нагнути према хоризонталу, преко горње ивице горњег и доње ивице доњег пршљена повлаче се референтне линије, а на њих управне. Оне заклапају тражени угао који се изражава у степенима.

За разлику од Cobb-ове методе код које се референтне линије за мерење углова постављају у правцу доње стране пршљена почетка кривине и горње стране пршљена завршетка кривине, Фергусонова метода је нешто компликованија [Tom09] (Слика 2.13). Код ове методе се на фронталном снимку правом линијом спајају тачке тежишта апикалних пршљенова, а постављање референтних линија кроз тежишне тачке пршљенских тела у којима почиње и завршава се кривина уз услов да оне пролазе и кроз тачке апикалних пршљенова [Tam13].



Слика 2.13 Параметри угла кривине сколиозе: а) Фергусонова метода, б) Cobb -а метода в) Greenspan индекс, г) метода по Diab-у д) метода центроида [Tom09]

Осим поменутог, на радиографским снимцима могу се очитати параметри транслације центара најудаљенијих пршљенских тела (апикалних пршљенова), коронална декомпензација и релативно апикално растојање [Kot07]. Поред потребе за честим радиографским снимцима, постоје и други проблеми који се тичу мерења Cobb-ових углова:

- разматра се 2Д пројекција просторног деформитета, што значи да измерени углови могу бити мањи од стварних, посматраних у три димензије [Han10];
- реална кривина може бити другачија у односу на ону која је условљена позицијом пацијента приликом снимања;
- прецизно мерење изискује искусно особље, у супротном, може доћи до интраопсерваторске и интеропсерваторске грешке. Ово се може односити и на проблеме детекције пршљенова и референтних позиција услед нејасних снимака;
- Cobb-овим угловима није дефинисана веза са спољашњим показатељима деформитета, па ову методу многи избегавају.

У последње време развијени су бројни компјутерски програми [Zha10], [Aub11], [Phi11] и апликације за нове генерације мобилних телефона [Qia12], [Mat12] са потенцијалом брзог и тачног мерења Cobb-ових углова на радиолошким снимцима, али фактор који условљава тражење нових начина и метода за детекцију и праћење сколиоза је штетност излагања јонизујућем зрачењу [Joh06]. Генерално, спроводи се серија радиографских снимања у интервалу од 3 до 12 месеци ради праћења кривине сколиозе код брзорастућих пацијената [Bri01], што значи да у периоду раста број излагања пацијената штетном зрачењу може бити у 4 до 5 пута годишње. Како се излагање пацијената реализује у критичном периоду брзог раста, долази до пораста ризика од развоја карцинома који се додатно увећава поновљеним излагањима [Lev96], [Doo00].

2.7.4 Визуелна клиничка дијагностика

Имајући у виду штетност поменутих метода и недостатака радиографског утврђивања степена деформитета, истраживачка пажња усмерена је ка развоју неинвазивних техника за

детекцију и мониторинг сколиоза. Код пацијената са идиопатским сколиозама, промене на кичменом стубу и грудном кошу видљиве су и испољавају се као екстерне абнормалности на трупку, укључујући латерално закривљење дорзалне површи и спиналних процесуса, асиметрију рамена, лопатица, пад карлице, дебаланс трупа, као и поремећај физиолошке кривине лордозе и кифозе [Bri01], [Kot08], [Jan11]. На бази различитих физичких принципа и варијацијама у степену комплексности деформитета, развијено је и публиковано најмање 30 различитих система за евалуацију деформитета на бази спољашњих показатеља [DOs02].

Примарни фокус терапеута је перманентно праћење деформације кичменог стуба ради стабилизације и корекције деформитета, чиме се превенира даљи прогрес и умањује психосоцијални утицај промене облика тела на живот пацијента. При клиничком прегледу на структуралну сколиозу указује постојање следећих деформитета и неправилности:

- постојање ригидитета кривине при бочној флексији пацијента;
- ротација пршљенских тела која доводи до стварања ребарног гибозитета са конвексне стране кривине, а који се најбоље запажа при предњој флексији трупа са опруженим коленима (Адамсов тест претклона) [Pet10]. Са предње стране су ребра испупченија на конкавној страни [Kot08];
- денивелација рамена и лопатица на страни конкавитета;
- денивелација карлице;
- скраћење лигамената и мишића на конкавној страни;
- померање процесуса према конкавитету;
- асиметрија троуглова стаса (Лоренцов троугао);
- транслација кичменог стуба и перзистирање кривине у лежећем положају.

Да би процена деформитета била ефективна, програм скрининга пацијената треба да се обави брзо и прецизно, сигурно и неинвазивно и на за пацијента прихватљив начин [Joa12]. У клиничким условима, процена стања и постуре пацијента отпочиње визуелним прегледом пацијента у неутралном стојећем положају са предње и задње стране и у савијеном положају (Адамсов тест претклона) [Kot13]. У том смислу, у првој фази прегледа врши се анализа изгледа трупа, без специјалне анализе анатомских позиција пршљенских тела, те се стога пацијенти упућују на иницијално радиографско снимање.

Ако пацијент при савијању напред долази до редуковања сколиозе реч је о функционалној сколиози, а ако се јави ребарна грба реч је о структуралној сколиози. Постојање гибозитета је сигуран знак структуралне сколиозе.

2.7.4.1 Сколиометар

Као неинвазивна алтернатива Cobb-овој методи у дијагностици мањих деформитета примењује се сколиометар (енгл. „Scoliometer“) [Bun05], [Bun84], [Ray06] (Слика 2.14).



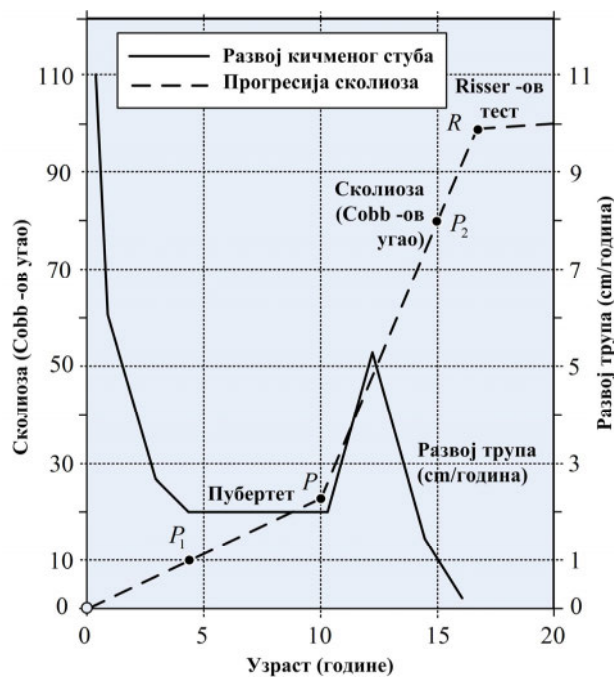
Слика 2.14 Дијагностика кривине применом сколиометра

Одређивање угла ротације трупа (енгл. „Angle of Trunk Rotation - ATR“) једно је од најрелевантнијих мерења у клиничкој евалуацији сколиоза [Pet10]. Овај параметар је фундаменталан за одређивање ефикасности третмана, чак и без радиографске процене [Kot08], [The08].

Мерење угла ротације трупа врши се у савијеном положају пацијента, постављањем мерила изнад сваког пршљена, мерењем најистакнутије тачке гибуса. Поједини аутори сматрају да постоји јака корелација (формула) између угла ротације измереног сколиометром и Cobb-овог угла, док други сматрају да је метода непрецизна и није поуздана за дуже праћење деформитета.

2.8 ЕВОЛУЦИЈА И ПРОГНОЗА СКОЛИОЗА

За повољан исход сколиозе неопходно је правовремено постављање дијагнозе. Сколиозе су због лошег држања тела најбенигније и најчешће спонтано нестају. Идиопатске сколиозе су најчешће структуралне сколиозе и због прогреса током раста неопходне су редовне контроле све до завршетка раста [Gab08]. Коштана зрелост утврђује се рендгенски и то преко индиректног Risser-овог знака на илијачним костима (код девојчица се завршава између 13. и 16. године, а код дечака између 14. и 17. године, најкасније до 19. године). Директни показатељ завршеног раста и коштане зрелости је срастање епифизних прстенова тела пршљена и затворене епифизе шаке и ручног зглоба.



Слика 2.15 Зависност прогреса сколиозе и Cobb-овог угла од узраста пацијента

У прогнози еволуције сколиотичне кривине посебно место заузима локализација сколиоза, па у том смислу постоје [Hon10]:

- примарне лумбалне имају релативно добру прогнозу;
- примарно тораколумбалне сколиозе су далеко озбиљније имају велики степен кривине;
- комбиноване са две примарне кривине лумбалном и торакалном не могу бити великог степена и обично једна другу компензују;
- примарне торакалне имају веома лошу прогнозу јер могу достићи велике степене деформације драстичног изгледа;
- цервикоторакалне не достижу велики степен деформације, али могу бити веома проблематичне.

Према [The12], једноструке торакалне кривине између 50° и 80° погоршавају се за 0.73° /годишње што условљава аксијалну ротацију апикалног пршљена за 30° . Еволутивни прогрес идиопатских деформитета у периоду прогресивног раста приказан је на следећој слици (Слика 2.15).

Настанак сколиоза одвија се у три фазе, пре пубертета, у пубертету и у зрелом добу. Погоршање стања посебно се убрзава од почетка пубертета, односно од тачке "Р" на дијаграму. До достизања коштане зрелости (Risser-ов знак: Стадијум 5) препоручују се прегледи на свака 4 месеца. Мониторинг кривина преко 30° степени обавезан је и после достизања коштане зрелости [Uyt12], [Han10]. Класификација сколиоза са аспекта прогнозе и еволуције, а према времену почетка у односу на узраст:

- конгениталне (нема критеријума за прогресију, најважније је праћење);
- инфантилне сколиозе почињу пре 3. године живота и имају два облика;
- јувенилне почињу после 3. године, обично између 4. и 12. године. Увек имају лошу прогнозу и доводе до великих кривина;
- адолесцентске почињу после 10. године и могу бити веома бенигне или могу довести до великих деформација због чега је веома значајно праћење ових сколиоза (Слика 2.15).

2.8.1 Корекција сколиоза

Како је сколиоза 3Д деформитет, она изазива козметичке промене облика тупа и грудног коша и нарушава симетрију тела и укупну простору. Пацијенти са озбиљнијим сколиозама сусрећу се са естетским проблемом, нарушеном функцијом локомоторног апарата (отежано ходање, седење, и замарање), смањеним виталним капацитетом и недовољном сатурацијом крви кисеоником (респираторна инсуфицијенција је рестриктивног типа, долази до поремећаја плућне перфузије који се манифестује повећањем притиска и последичним оптерећењем срца). Долази до поремећаја општег стања (пацијенти су хипотрофични и анемични), болови су чешћи у компензаторним кривинама, честа су и оштећења периферних нерава због компресије коренова и као последица компресије кичмене мождине долази до настанка параплегије.

Због свега наведеног неопходни су редовни систематски прегледи деце свих узраста и по постављању дијагнозе сколиозе редовна терапија и праћење степена кривине. У примени су следеће методе лечења сколиоза у зависности од величине кривине, локализације и старости пацијента и то [Beh11], [Han10]:

- конзервативно, физиотерапеутски (до 30°): електротерапија и хидротерапија, вежбање;
- ортопедско (од 40°): Milwaukee мидер и TLSO мидер за деротацију кривине;
- хируршко (од 50°).

Код прогресивних кривљења кичменог стуба, примена ортоза и ортопедских помагала уз одговарајуће физијатријске вежбе остају стандардни неоперативни третмани адолесцентских идиопатских сколиоза (AIS).

Третирање сколиоза је индивидуалан и трајан поступак који узима у обзир све ризике прогресије и даљег напредовања деформитета.

3.

3. 3Д ДИЈАГНОСТИКА ДЕФОРМИТЕТА КИЧМЕНОГ СТУБА

Нове технологије користе иновативне компјутерски подржане технике мерења, као што су системи површинске топографије и квантитативне тродимензионалне анализе постуре субјеката са сколиозама [Dev12], [Don12], [Leg12], [Gor12], [Che13], [Tre02], [Lim12], [Gli12], [Sak96], [Xue13], [Xue01], [Fio08], [Zub08]. Осим за дијагностику деформитета кичменог стуба, неке од ових техника нашле су примену и у другим медицинским апликацијама, као што је нпр. преоперативно планирање реконструктивног захвата на дојкама [Ede13], у пластичној и реконструктивној хирургији лица и главе и сл. [Ede12], [Don12].

Поредећи површ торзоа са припадајући радиографским снимцима, неки аутори тврде да постоји јака корелација између кривине средње спиналне линије и деформације површи [Fio08], [Zub08], [Jar01], [Moh86]. Ово тврђење изазива контроверзе код оних који сматрају и демонстрирају да веза спољашњих и унутрашњих показатеља деформитета није сасвим јасна или је прилично мала [Pet10]. Трећа група аутора сматра да је за потпуни и адекватан опис деформитета неопходно применити комбиновани приступ са тенденцијом мање примене радиографског снимања на рачун неинвазивних техника аквизиције и анализе спољашње површи [Sak96], [Xue13], [Liu13], [The07], [Mar07]. Непостојање везе између површинских и радиографских мера, посебно је наглашена у дечјој популацији [Bun05]. Упркос свему, многи аутори доказују да постоји сигнификантна корелација између клиничких мера деформитета и постуре са радиографским параметрима, али да је стандардна девијација висока и стога није могуће са сигурношћу предвидети степен кривине кичменог стуба на бази топографије спољашње површи [Bun84]. Неки аутори показују да ова два приступа, и принципи на којима раде, квантификују исти деформитет са два аспекта [Gol01], али и да анализа површи торзоа и екстерна асиметрија имају везе са различитим облицима спиналне кривине код сколиоза и да се козметичке промене после извршених интервенција могу пратити и архивирати [Paz07].

Методе засноване на топографији површи омогућавају прецизну, неинвазивну и 3Д процену облика трупа, међутим нису увек доступне у клиничкој пракси, пре свега због цене и зато што њихова примена захтева специјализоване тренинге и обуку запослених за процесирање и

анализу података [Joa12]. У клиничким условима у којима се поменуто методе не могу применити или нису доступне, праћење пацијената са деформитетима могуће је обавити на једноставнији начин, мерењем клиничких показатеља и применом протокола за сколиозе.

3.1 ЈОНИЗУЈУЋЕ МЕТОДЕ

Тренутно се у клиничким условима пацијенти са деформитетима кичменог стуба прате радиограмским методама једном или два пута годишње у периоду адолесценције. Стандардан параметар за индексирање сколиоза преко радиографских снимака је Cobb-ов угао, односно 2Д параметар премерен у фронталној равни преко линија нормалних на референтне правце горње и доње стране почетног и крајњег пршљена кривине.

Имајући у виду да сколиоза није равански деформитет, у последњој декади многи напори усмерени су ка опису 3Д природе сколиозе и облика спиналне линије применом бипланарних снимака [Hub11]. Детекторски системи уређаја на којима се добијају бипланарни снимци побољшавају квалитет снимака јер се симултано са радиографским цевима крећу дуж осе пацијента чиме се постиже правилна оријентација пацијента односно самокалибрација (z оса пацијента управна је на трансверзалну раван). Процесирањем бипланарних снимака методама медицинског имиџинга могу се добити 3Д прикази кичмених пршљенова, пелвичне регије и ребара, али и пратећи параметри деформитета:

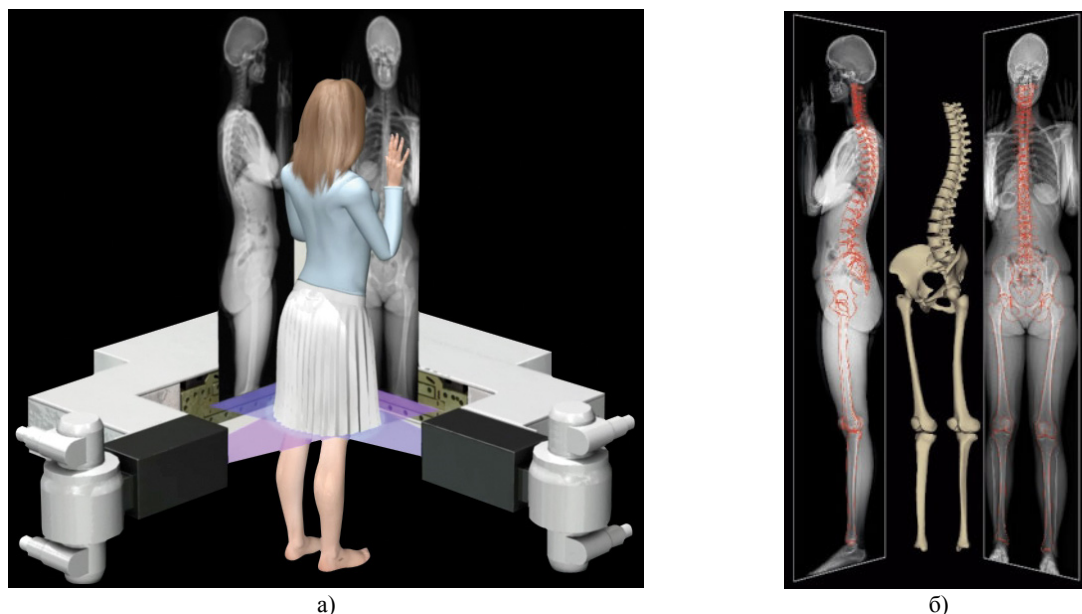
- максимални Cobb-ови углови у фронталној и сагиталној равни;
- позиција почетног, апикалног и крајњег пршљена кривине (енгл. „*End-Apex-End vertebrae - EAE*“);
- равни максималних кривина у превојним тачкама (енгл. „*Planes of Maximal Curvatures – PMC*“);
- локални параметри сваког пршљена посебно (деформација дискуса, апсолутна и релативна аксијална ротација пршљена) и
- показатељи асиметричности и пада карлице у седећем и стојећем положају [Jea11].

У основи, све методе дијагностике деформитета кичменог стуба могу се класификовати на нејонизујуће и јонизујуће.

3.1.1 Радиографски уређај SterEOS® 2D/3D

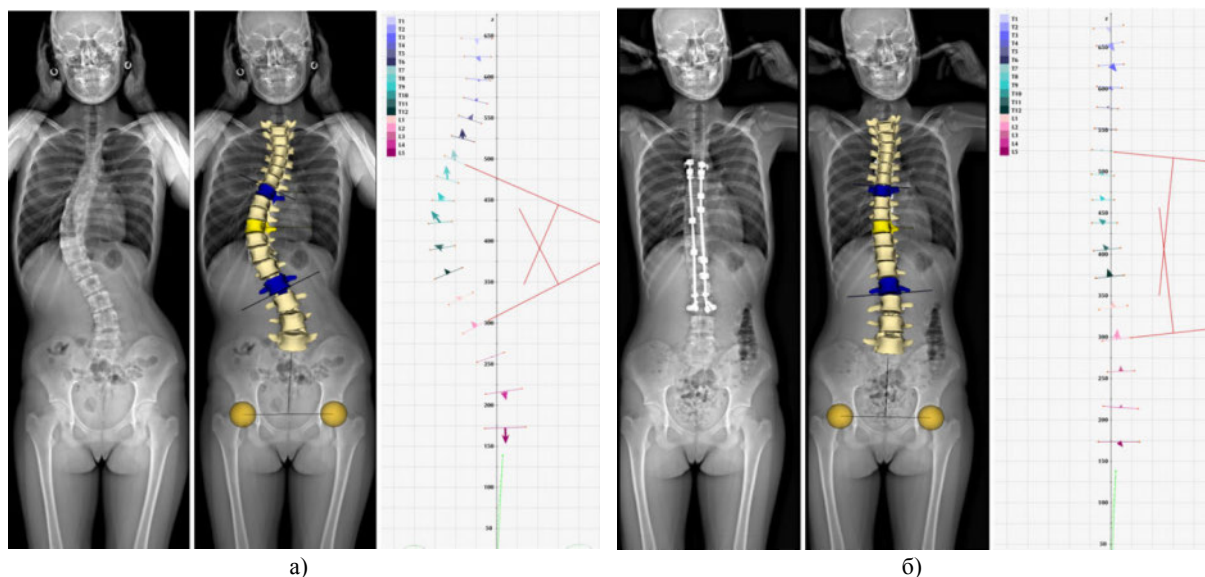
Нискојонизујући стереорадиографски уређај EOS® 2D/3D (BioSpace, Paris, France) кога чини пар управно постављених ултрасензитивних радиографских цеви и Charpak детектори, погодан је за брзо и истовремено добијање висококвалитетних бипланарних снимака пацијената величине до 180x45cm за свега 10-25 секунди (Слика 3.1) [BIO13], [Ros13]. За скенирање кичменог стуба, у зависности од висине пацијента, потребно је 4-6 секунди, при чему квалитет снимака одговара компјутерској радиографији (енгл. „*Computed Radiography - CR*“) и дигиталној радиографији (енгл. „*Digital Radiography - DR*“). Специјални софтвер SterEOS® процесира снимке и врши 3Д реконструкцију кичменог стуба и пелвиса пацијента у стајаћем положају и генерисање кључних клиничких параметара. Осим 3Д приказа у две кључне равни пацијента, уређај EOS® 2D/3D даје приказ аксијалне ротације пршљенова, што са традиционалним методама није било изводљиво, чиме се у потпуности описује деформитет и постава скенираног пацијента [Hum09b]. Систем EOS® 2D/3D резистентан је на металне импланте, те се примењује и код пацијената у постоперативној фази [Laz11], али и код пацијената са мидерима [Aur13].

Овим системом у великој мери редукује се доза штетног утицаја јонизујућег зрачења и то од 8 и 10 пута у односу на постојеће радиографске методе, а чак и до 100 пута у односу на СТ уређаје [Ros13], [Bri13b]. Имајући у виду да систем EOS® 2D/3D омогућава скенирање целокупног тела, са минималним средњим дозама зрачења од 0.11 до 0.30 mGy, медицинском особљу дата је могућност да изврше даље претраге и установе и/или одбаце постојање пратећих деформитета услед кичменог дебаланса [Leb13], [Bri13], [Ibr11].



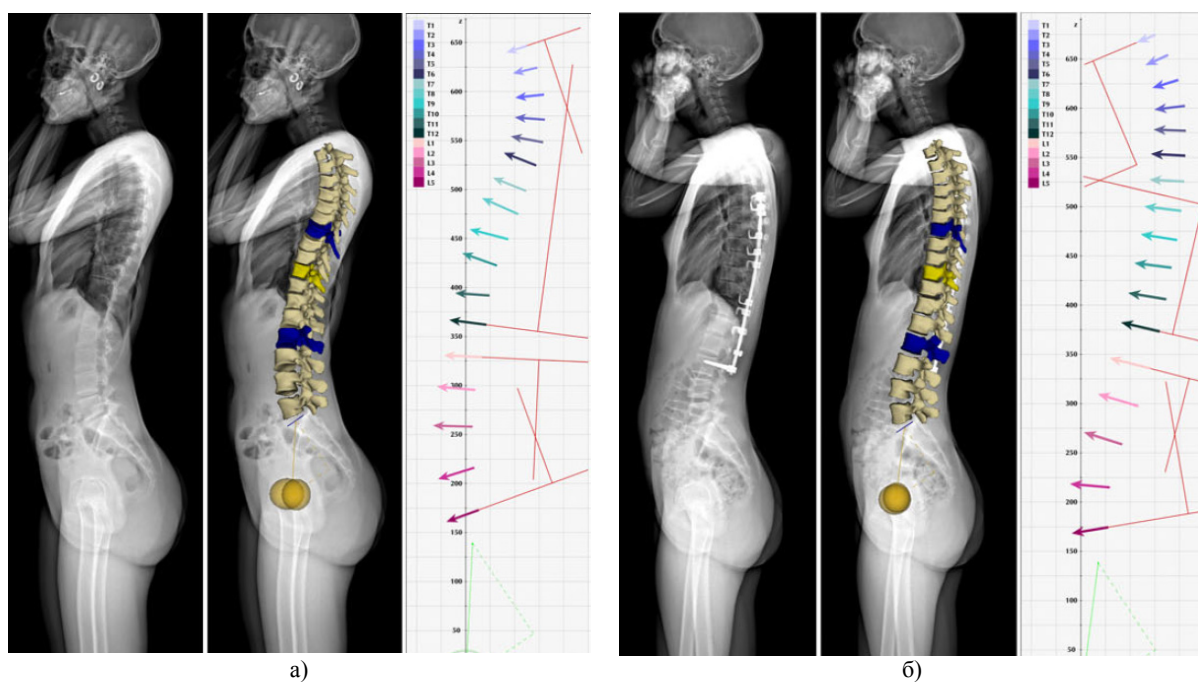
Слика 3.1 Нискојонизујући радиографски дијагностички систем SterEOS®: а) Симулација процеса скенирања и положаја пацијента б) 3Д реконструкција на основу бипланарних снимака.

Поред свега наведеног, оно што овај систем издваја од осталих система за 3Д дијагностику деформитета кичменог стуба је аутоматско генерисање кључних параметара који укључују детекцију апикалног пршљена, прорачун Cobb-ових углова и анализу постуралног и пелвичног баланса [Tam11], [Ber09]. Кључна предност овог система је прорачун аксијалне ротације сваког пршљена посебно у све три равни (Слика 3.2 и Слика 3.3), као и полуаутоматска 3Д реконструкција у пратећем софтверу SterEOS®. Да би се избегло преклапање руку и кичменог стуба пацијената на латералним снимцима, руке пацијента се савијају на горе под углом од 45 степени [Ph11].



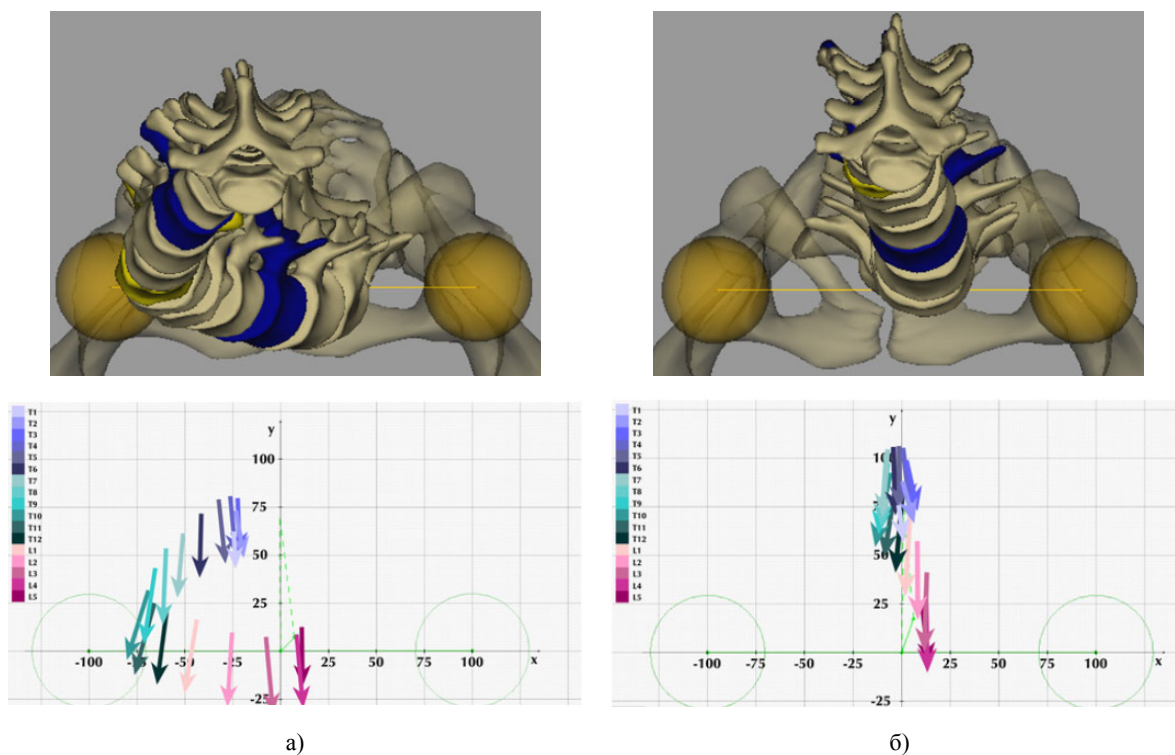
Слика 3.2 Дијагностички систем SterEOS® - Приказ параметара деформитета у фронталној равни: а) преоперативно, б) постоперативно стање

У [For10] се такође наводи да су корелације анатомских показатеља радиографских снимака и 3Д топографских обележја јаке, једино ако се аквизиција врши у исто време и да EOS систем може бити један од правца ка најобјективнијој и најкомплетнијој дијагностици деформитета.



Слика 3.3 Дијагностички систем SterEOS® - Приказ параметара деформитета у сагиталној равни: а) преоперативно, б) постоперативно стање

О проблему оријентације пршљенова у специјалним случајевима, који одступају од нормалне постуре, и одређивања степена просторне закривљености сваког пршљена биће више речи у наредним поглављима (Слика 3.4) [Там13].

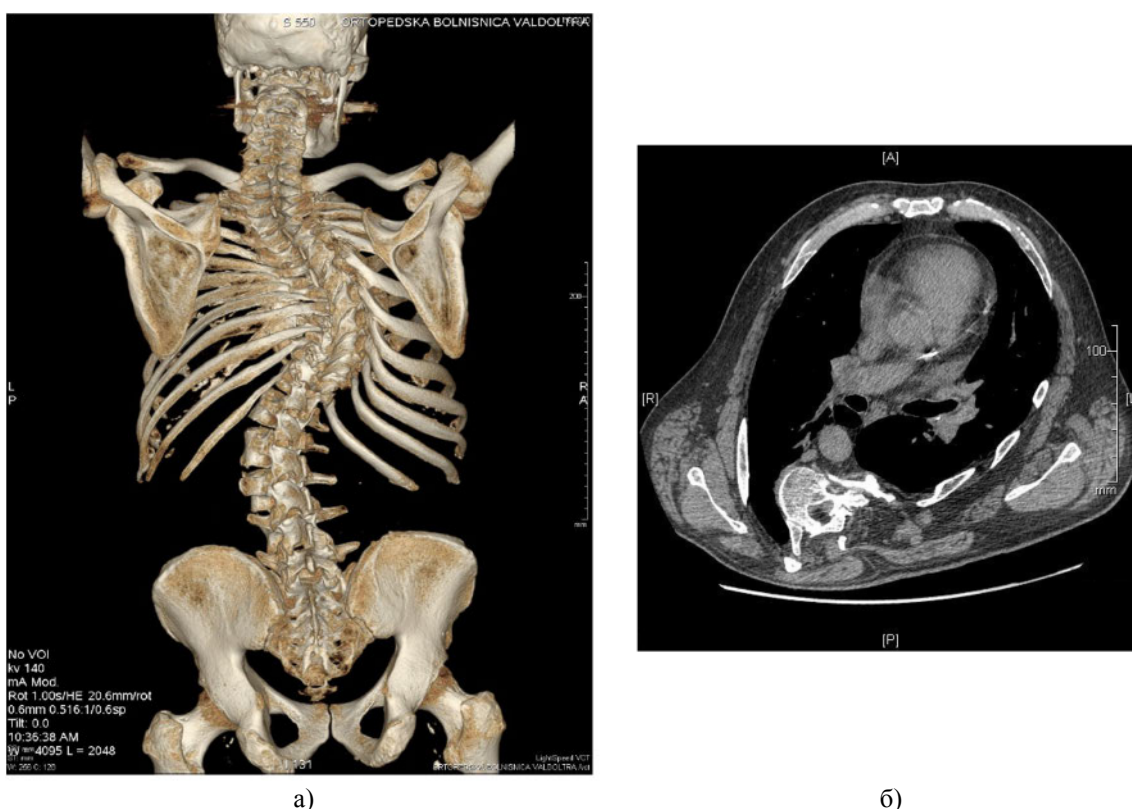


Слика 3.4 Дијагностички систем SterEOS® - Приказ деформитета у аксијалној равни: а) преоперативно, б) постоперативно стање

Бројне студије показале су да је систем EOS[®] 2D/3D врло погодан за прецизну и поуздану клиничку дијагностику, квантитативну евалуацију, планирање третмана и мониторинг прогресије деформитета и свеукупну експертизу преко PACS система (енгл. „Picture Archiving and Communication System“) и да је његовим развојем отворена нова етапа у медицинским претрагама деформитета кичменог стуба [Sza12], [Ner08].

3.1.2 СТ дијагностика

СТ дијагностика у процени сколиозе примењује се у ретким случајевима када је неопходна детаљнија инспекција деформитета грудног коша, а посебно код конгениталних сколиоза (Слика 3.5) [Bir10], [Pre07].



Слика 3.5 СТ дијагностика деформитета а) 3Д реконструкција и б) аксијални слајс

Адолесценти се према препоруци терапеута најчешће упућују два до три пута годишње на радиографски преглед и на тај начин се излажу радијацији од $350\text{mGy}/\text{cm}^2$ чиме се знатно повећава ризик од појаве карцинома. У [Aro11], на узорку од 5573 жена са карциномом дојке, 69% инциденце повезано је са радиолошком дијагностиком деформитета кичменог стуба. Применом СТ уређаја инциденца настанка малигнух болести знатно се увећава. Компјутеризована томографија и нуклеарна магнетна резонанца се не раде рутински у дијагностици сколиозе. Ове методе су корисне у детекцији аномалија анатомије спиналног канала и кичмене мождине.

3.2 НЕЈОНИЗУЈУЋЕ МЕТОДЕ

Постоје бројни системи за неинвазивну дијагностику деформитета кичменог стуба међу којима се најчешће помињу следећи: ISIS оптички систем, AUSCAN (енгл. „Automatic Scoliosis ANalyzer“) нејонизујући, оптоелектронски уређај, ELITE ласерски систем на бази пасивних маркера, FORMETRIC Diers оптички систем за препознавање анатомских маркера, SIPS (енгл.

„The Spinal Image Processing System“) аутоматизовани, бесконтактни и нејонизујући имиџинг систем, QSI (енгл. „Quantec Spinal Image System“) на бази компјутерске растерстереографије, COMOT/METOS систем за реконструкцију трупа на бази топографије, итд [Dev12]. Поменути системи за неинвазивну евалуацију сколиоза углавном се верификују радиографским снимцима, и њихова употреба углавном је ограничена због недовољне корелације са радиографским параметрима [Pet10].

Идентификација анатомских обележја палпацијом може бити тешка, нарочито ако је неопходно дефинисати позиције свих спиналних процесуса [Aro11]. Истраживачки напори у развоју нових техника дигитализације дорзалне површи усмерени су ка смањењу броја неопходних маркера и аутоматској идентификацији и детекцији позиције кључних тачака.

3.2.1 Растерстереографске методе реконструкције

Растерстереографија је фотограметријска метода заснована на просторној триангулацији [Dre94], [Dre14]. 3Д реконструкција површи пацијента отпочиње аквизицијом, односно пројектовањем хоризонталног снопа светлости (енгл. „Stripes“, „Structured light pattern“) на дорзалну површ. Разноврсне методе реконструкције на растерстереографском принципу развијане су годинама уназад и све више се примењују у дијагностици деформитета кичменог стуба. Ове методе припадају топографији површи и усмерене су ка одређивању локације анатомских тачака или форми у 3Д простору [Dan08], [Aub10], [Aro11], [Lar06].

Као најчешћи медијум користи се ласер или структурна светлост у виду линијског снопа или мреже који се пројектује на површ пацијента. Детектовање свих дисторзија светлосног снопа врши се преко сензорских уређаја, чијом се геометријском обрадом могу добити координате свих тачака површи у простору [Tan02]. Пацијент је приликом аквизиције, односно скенирања, у стојећем, неутралном положају, а компензација неправилности услед мањих покрета и дисања врши се креирањем просечног облака (1 video frame = 40ms).

Основна предност растерстереографије је апсолутна неинвазивност и добијање облака оптималне густине чиме се постиже значајна прецизност реконструкције. Први оптички системи обезбеђивали су велику густину (до 25 000 примарних тачака облака), али је процесирање таквих података био трајан поступак. Након филтрирања и додатне обраде број тачака се за просечног пацијента кретао између 150 и 5000 тачака. Даљи проблеми односили су се на генерисање површи и развој поузданих метода за анализу облика.

У литератури постоје бројни предлози за детерминисање средње спиналне линије и проналажење корелације деформитета кичменог стуба и облика дорзалне површи међу којима се посебно истиче Turner-Smith правило [Tur88], [Dre94], [Dre14]. Према [Tur88], латерална координата средње спиналне линије x може бити израчуната преко линије спиналних процесуса и додатног помераја центра пршљенског тела насталог услед ротације. Према слици (Слика 3.8) за формирање средње спиналне линије неопходна су три податка:

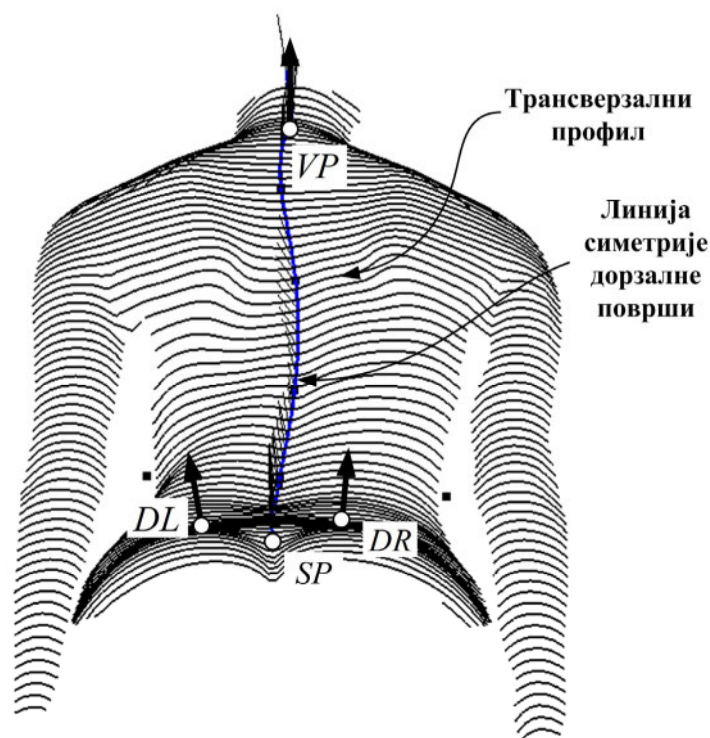
1. линија спиналних процесуса (средња линија дорзалне површи);
2. параметар ротације површи на местима спиналних процесуса;
3. анатомска обележја коштаних структура.

Строго посматрано, циљ анализе дорзалне површи пацијента је добијање информација о тродимензионалном облику кичменог стуба или још прецизније, одређивање тродимензионалних координата центара вертебралних тела и аксијалне ротације сваког пршљена посебно.

3.2.1.1 Линија спиналних процесуса

Линија спиналних процесуса процењује се анализом симетричности леђне површи. То је заправо линија која спаја средње тачке сваког хоризонталног (трансверзалног) линијског сегмента насталог фотограметријским скенирањем са минималном латералном асиметријом (Слика 3.6). Математички детаљи представљени су у [Dre85], [Dre94], [Dre96].

Строго посматрано, линија симетрије је генерализација медијалног сагиталног профила. Код здравих пацијената, са нормалном постуром, ова линија је у фронталној пројекцији права и вертикална подударна са линијом спиналних процесуса. Ово правило тестирано је на 25 пацијената са сколиозама чији су Cobb-ови углови између 12° - 52° и RMSD девијација од 4mm (енгл. „Root-Mean-Square Deviation“), те се може сматрати да је линија симетрије хоризонталних фотограметријских профила добра апроксимација линије спиналних процесуса [Dre94].



Слика 3.6 Трансверзални профили дорзалне површи и линија симетрије

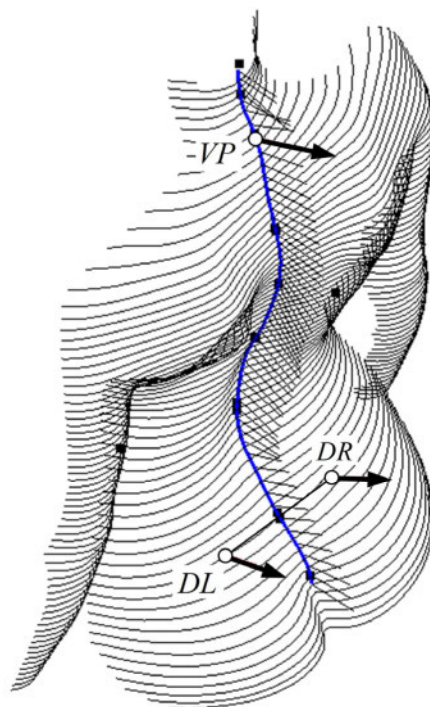
3.2.1.2 Ротација површи

У зависности од технике мерења, постоје различита тумачења ротације површи у специфичним регијама (енгл. „Regional Shape Data“) или на бази вектора нормале у свакој тачки површи (енгл. „Local Shape Data“). Бројне студије показују да је вертебрална ротација у корелацији са ротацијом дорзалне површи. За дефинисање везе између средње спиналне линије и линије спиналних процесуса неопходно је прорачунати векторе нормале на површ у проминентним тачкама (Слика 3.7).

3.2.1.3 Анатомска обележја

За потпуну реконструкцију дорзалне површи и медијалног сагиталног профила неопходно је дефинисати неколико карактеристичних анатомских обележја, јасно уочљивих на телу сваког пацијента. Систем 3D Diers FORMETRIC 4D нпр. врши реконструкцију на основи проминентног вертебралног процесуса седмог цервикалног пршљена C7 (енгл. „Vertebral Prominens – VP“), локација SIPS (DL/DR) тачака (лат. „Spina Iliaca Posetrior Superior“), и сакралне тачке која је лоцирана у врху глутеалне бразде (S) [DIE13].

Поменути анатомска обележја значајна су како за 3Д референцирање и реконструкцију тако и за лоцирање коштаних структура при упоређивању са радиографским снимцима. Преко ових тачака могу се прорачунати и други показатељи деформитета трупа, као што су дебаланс трупа, инклинација пелвиса и сл. (Слика 3.7).

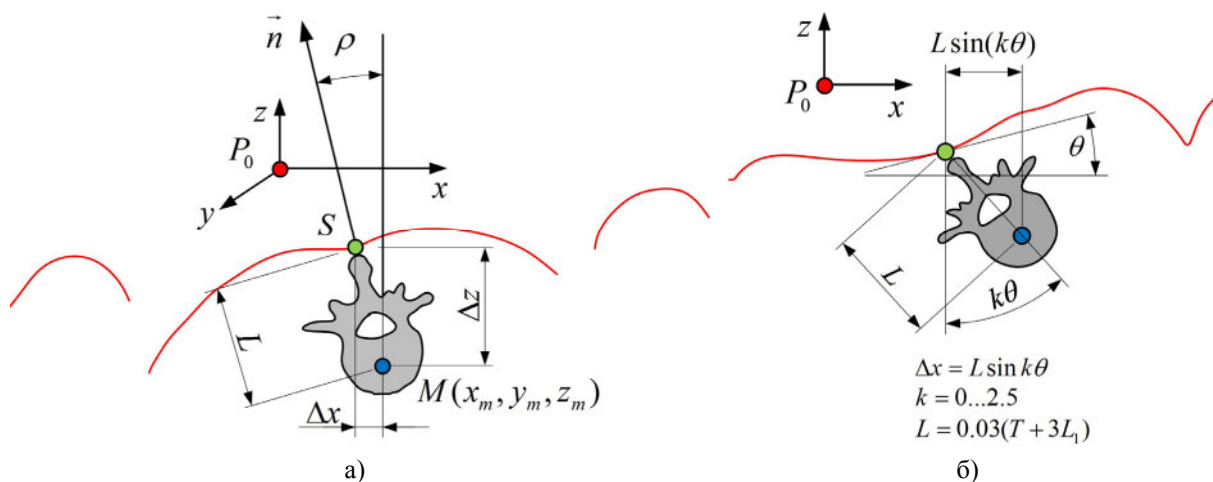


Слика 3.7 Кључна анатомска обележја дорзалне површи са нормалама

Осим ових, за индексирање облика површи и деформитета постоји читав низ других маркера о којима ће више речи бити у поглављу 6.

3.2.1.4 3Д реконструкција средње спиналне линије

Математичка репрезентација средње спиналне линије даје се у виду функције лонгитудиналне координате пацијента y (Слика 3.8). Тако се нпр. сколиоза може описати трима функцијама, односно латералном $x(y)$ и сагиталном координатом $z(y)$ тежишта вертебралних тела, као и углом аксијалне ротације пршљена $\rho(y)$ у односу на глобални координатни систем пацијента P_0 [Dre94], [Tur88].



Слика 3.8 Конструкција средње спиналне линије а) Turner-Smith правило, б) ISIS2 метода

На основу претходно дефинисаних хипотеза и појмова, као и Turner-Smith правила (Слика 3.8а), средња спинална линија (енгл. „Vertebral Body Line“) је 3Д крива $M = (x_m, y_m, z_m)$ коју је

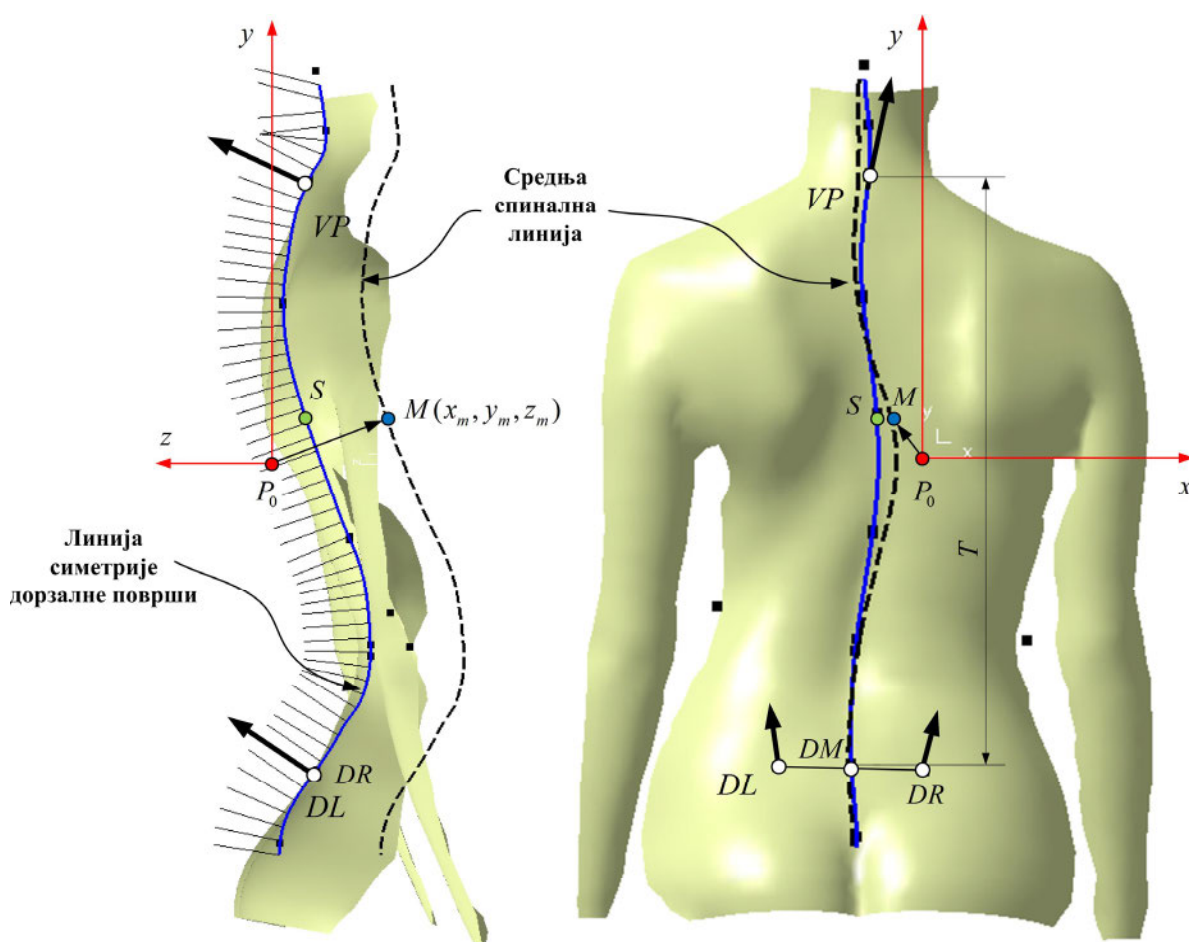
могуће одредити преко линије симетрије спиналних процесуса $S = (x_s, y_s, z_s)$. Стога ће свака тачка линије M имати кореспондентну тачку линије симетрије S (Формула 3.2.1).

$$\begin{aligned} x_m &= x_s + \Delta x = x_s + L(y) \cdot \sin\rho(y) \\ y_m &= y_s = y \\ z_m &= z_s + \Delta z = z_s + L(y) \cdot \cos\rho(y) \end{aligned} \quad \text{Формула 3.2.1}$$

У овим изразима L представља дужинску меру од центра тела пршљена до маркера на дорзалној површи [Dre96], [Huy05]. На основу узорака и фактора скалирања, ову дужину могуће је прилагодити висини пацијената изван узорка, односно општој популацији (Формула 3.2.2).

$$L(y_s) = 0.132 \cdot T - 0.35 \cdot y_s \quad \text{Формула 3.2.2}$$

Другим речима, дужина L је функција лонгитудиналне координате y_s и анатомске дужине линије од проминентног вертебралног процесуса седмог цервикалног пршљена $C7$ до средње тачке илијачних анатомских обележја SIPS (DL/DR), односно параметра T (Слика 3.9).

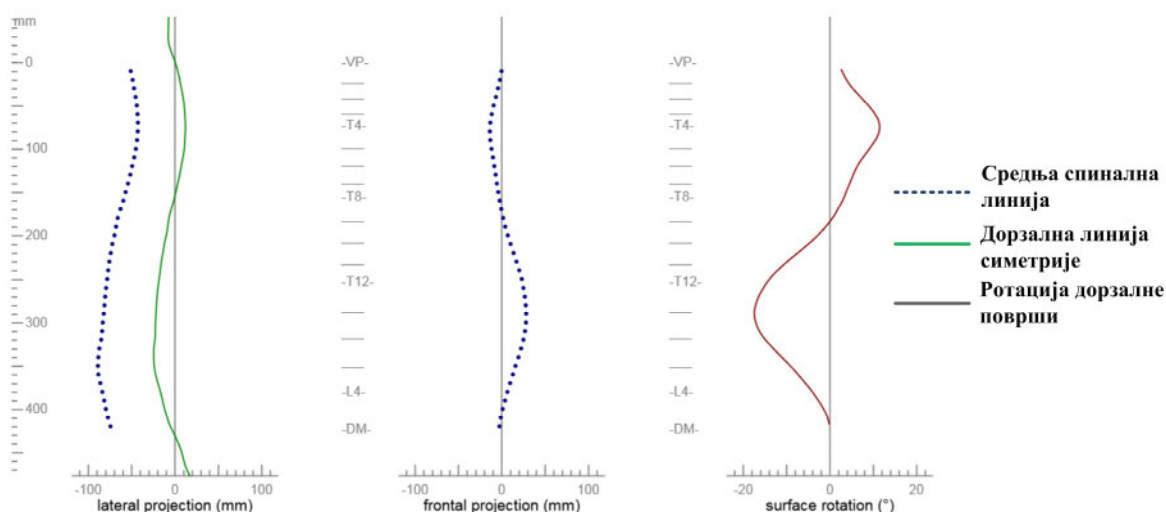


Слика 3.9 Сагитална и фронтална пројекција средње спиналне линије

По ISIS2 методи (Слика 3.86) у обзир се узима угао ротације површи θ и релативна позиција процесуса од $C7$, (L_1). Средњу спиналну линију могуће је интерполирати кубном B-Spline линијом уколико су познате тачке тежишта пршљенских тела. Средња статистичка кубна спинална линија приказана је у поглављу 6, као и њена математичка репрезентација.

Сколиоза је мултифакторијални 3Д деформитет кичменог стуба са интегралним и директно повезаним девијацијама средње спиналне линије и положаја пршљенова у сагиталној,

антериорно-постериорној (коронарној) и хоризонталној равни [Там11]. На слици (Слика 3.10) дат је пример реконструисане средње спиналне линије у фронталној и латералној (сагиталној равни), као и дијаграм ротације дорзалне површи.



Слика 3.10 Фронтална и латерална пројекција 3Д средње спиналне линије конструисане на основу спољашњих показатеља и дијаграм ротације дорзалне површи

Са циљем добијања реалистичних облика криве средње спиналне линије, неки аутори користе фреквентну модулацију синусне функције (енгл. „Frequency Modulated Sine - FMS“) [Нуу05]. Модел FMS је затим конвертован у линију спиналних процеса којом се детектује линија симетрија дорзалне површи. Тренутне нормале на површ у тачкама линије симетрије примењују се за апроксимацију вертебралне ротације и реконструкцију 3Д средње спиналне линије.

Развој нових метода којима ће се умањити број штетних излагања пацијената у доба адолесценције кључан је у области дијагностике деформитета кичменог стуба [Нуу05]. Осим FMS модела, за процену облика средње спиналне линије користе се и ASM (енгл. „Active Shape Model – ASM“) и PDM (енгл. „Point Distribution Model – PDM“) модели и њихова комбинација, код којих је апсолутна девијација средње спиналне линије на РТГ и растерстереографским снимцима до 3mm [Нуу05], [Нуу04]. PDM моделом генерише се просечна спинална линија добијена на AP радиографским снимцима на основу средњих позиција пршљенских тела, али и други параметри којима се контролишу варијације тренинг скупа. ASM моделом врши се процена средње спиналне линије на основу линије симетрије дорзалне површи и PDM модела.

3.2.2 Верификација дорзалних показатеља радиографским снимцима

Верификација података добијених растерстереографским методама врши се поређењем са стандардним радиографским ПА и латералним снимцима добијених истог дана [Lar03]. Радиографски снимци могу бити дигитализовани аутоматски (нпр. EOS® 2D/3D, дигитални РТГ уређаји, и сл.) или накнадно, са фолија [Dre94]. При томе је важно да размера снимака буде 1:1. Степен подударности података представљен је кореном средње квадратне девијације средње спиналне линије од радиографске криве која спаја средишта пршљенских тела. На пример, одступање латералне координате x дато је изразом (Формула 3.2.3).

$$\sigma_x = \sqrt{\left(\frac{\sum \delta x_i^2}{n}\right)}, \quad i = 1, \dots, n, \quad \text{Формула 3.2.3}$$

при чему је δx_i^2 квадратна разлика x координате радиографског и растерстереографског снимка на нивоу i .

Оваква апроксимација може се сматрати задовољавајућом, али се за прецизније поређење са радиографским снимцима треба увести следеће корекције:

- трансформацију снимка у заједнички координатни систем – регистрација;
- корекцију разлике у позури приликом два снимања;
- корекцију фактора скалирања снимака уколико нису исте размере;
- математичку апроксимацију центара пршљенова синусном функцијом;
- рекалибрацију.

У [Dre94] извршено је поређење 478 радиографских и растерстереографских снимака за 113 пацијената са Cobb-овим углом мањим од 52° . У овој студији потврђено је да око 5% резултата не припада Гаусовој расподели, односно изван је границе од 2σ , па је укупан узорак редукован на 458. Показано је да апсолутна девијација средње спиналне линије у фронталној равни за узорак 478 износи 4,6mm, а за редуковани 3,6mm. И поред потпуне безбедности по здравље пацијента, употреба растерстереографских метода била је ограничена због великог шума тачака које образују средњу спиналну линију и немогућности одређивања Cobb-овог угла и других показатеља, те је стога одбачена као алтернатива радиографским методама. Бројна унапређења растерстереографских метода, алгоритама за анализу облика и генерисање кључних показатеља деформитета омогућили су све већу примену ових система у дијагностици.

Заједнички координатни почетак за преклапање радиографских снимака са растерстереографским дефинисан је у тачки која је јасно видљива на оба, а то је позиција седмог цервикалног пршљена C7. Треба имати на уму да је центар пршљена C7 вертикално померен од анатомског обележја процесуса, па се уводи вертикално померање РТГ снимка до 10mm.

У [Huy05] средње тачке (тежишта) вертебралних тела сваког пршљена (X_i, Y_i) добијају се у пресеку дијагонала које се конструишу из 4 тачке које на РТГ снимцима образују линије горње и доње плоче тела пршљена. Анатомско обележје C7 у овој студији представљено је као координатни почетак. Мерења координата вршена су до лумбалног пршљена L4. Стога ће сваки деформитет посматран у фронталној равни (сколиоза) имати следећу математичку репрезентацију (Формула 3.2.4).

$$X^i = (X_1^i, Y_1^i, X_2^i, Y_2^i, \dots, X_n^i, Y_n^i)^T, n = 17, \text{ број мерених пршљенова.} \quad \text{Формула 3.2.4}$$

Имајући у виду да се у зависности од прогресије деформитета као и од висине пацијента јављају значајне разлике у узорку неопходно је извршити регистрацију M линија у заједнички координатни систем. То се постиже скалирањем, ротацијом и транслацијом центара да у смислу најмањих квадрата кореспондирају једни са другима. Као излаз из овог алгорита добија се $n \times M$ регистрованих центара вертебралних тела (Формула 3.2.5).

$$x^i = (x_1^i, y_1^i, x_2^i, y_2^i, \dots, x_n^i, y_n^i)^T \quad \text{Формула 3.2.5}$$

Средњи облик линије регистрованих вертебралних центара дат је следећим изразом (Формула 3.2.6).

$$\bar{x} = (\bar{x}_1, \bar{y}_1, \bar{x}_2, \bar{y}_2, \dots, \bar{x}_n, \bar{y}_n)^T, \text{ при чему су } \bar{x}_j = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M x_j^i \text{ и } \bar{y}_j = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_j^i. \quad \text{Формула 3.2.6}$$

Познавањем ових израза могуће је експлицитно дефинисати меру варијансе и коваријансе сваког центра пршљенског тела или пара центара. Матрица коваријансе је димензије $2n \times 2n$ и има облик (Формула 3.2.7).

$$S = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M dx^i dx^{iT}, \text{ за } dx^i = x^i - \bar{x} \quad \text{Формула 3.2.7}$$

Циљ ове студије је реконструкција средње спиналне линије на основу реконструисане дорзалне површи, али како не постоји егзактна веза између средње спиналне линије и дорзалне

површи, средња спинална линија се апроксимира. Бројне студије показују да се средња линија кичменог стуба на РТГ снимцима може апроксимирати синусном функцијом (Формула 3.2.8) јер је она погодна за генерисање кључних показатеља деформитета [Нуй06], [Ами95].

$$x_m(y) = A \sin \left((1 + t + ty) \frac{2\pi y}{\lambda} + \phi \right)$$

$$x_m(y) = c + by + A \sin \left((1 + t + ty) \frac{2\pi y}{\lambda} + \phi \right)$$

Формула 3.2.8

У већини оваквих студија узорак није разврстан по критеријумима пола, старости, коштане зрелости пацијената, варијабилности висина као ни по локализацији и просечности деформитета.

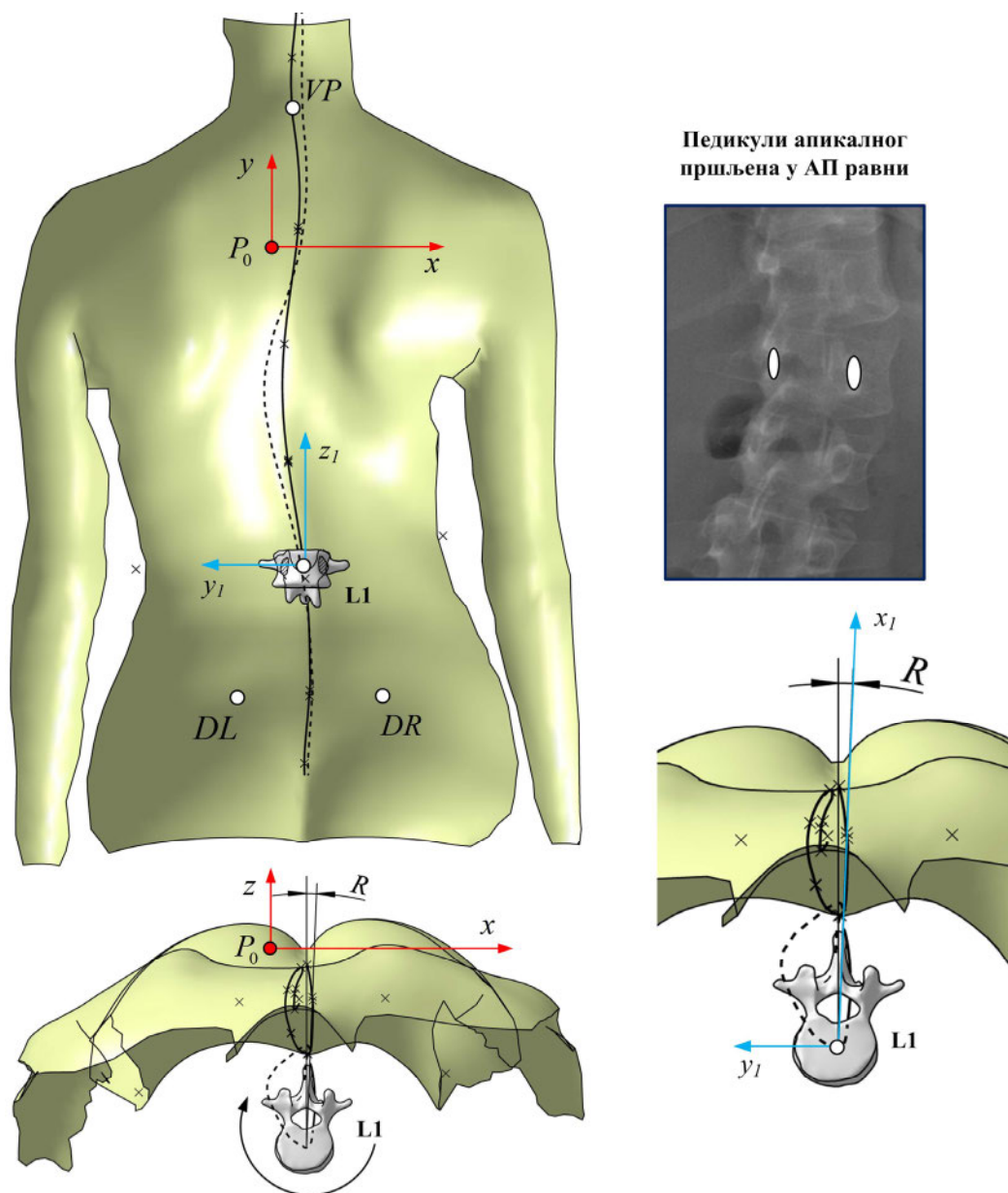
3.2.3 Аксијална ротација пршљенова

Кичмени стуб без деформитета је дводимензионална коштана структура. Свако латерално померање или ротација пршљенова условљава појаву 3Д патолошког деформитета за чију се процену најчешће примењује радиографско снимање у једној или две равни [Sza12]. Аксијална ротација пршљена R кључан је параметар и одређује са радиографског (Слика 3.11).

МАТОДА	ОПИС МЕТОДЕ	Илустрација
А (Cobb)	<p>Вертебрално тело у РА равни дели се на 6 подручја. Оцена ротације утврђује се према позицији врха спинозног процесуса.</p> <p>Нулта ротација означена је са А. Ротација С означава се са 2+, односно (++)</p>	
Б (Nash-Moe)	<p>Вертебрално тело у РА равни дели се на по 2 подручја до средине педикула са леве и десне стране.</p> <p>Оцена ротације утврђује се процентуално. Тако нпр. 0% одговара ротацији од 0°, 50% одговара ротацији од 50°, итд.</p>	
В (Stokes)	<p>Пројекција центара педикула мери се од пројекције центра тежишта тела (a и b) на РА латералном снимку.</p> <p>Додатни параметри су w (растојање од тежишта педикула) и d (нормална до тежишта тела). Ротација се рачуна према формули:</p> $\tan R = \frac{w a - b}{2d a + b}$	

Слика 3.11 Радиографска процена аксијалне ротације пршљенова

Као знаци обележавања ротације, односно асиметрије педикула код Cobb-ове методе користи се знак „+“ и у том случају прати се врх процесуса апикалног пршљена. Недостатак Cobb-ове методе је апроксимативна процена ротације без одређивања конкретне вредности угла ротације, такође у неким случајевима долази до деформисања спинозног процесуса што условљава асиметрију трансверзалне пројекције пршљена и то може довести до тешкоћа у процени ротације на основу врха процесуса [Wei06].



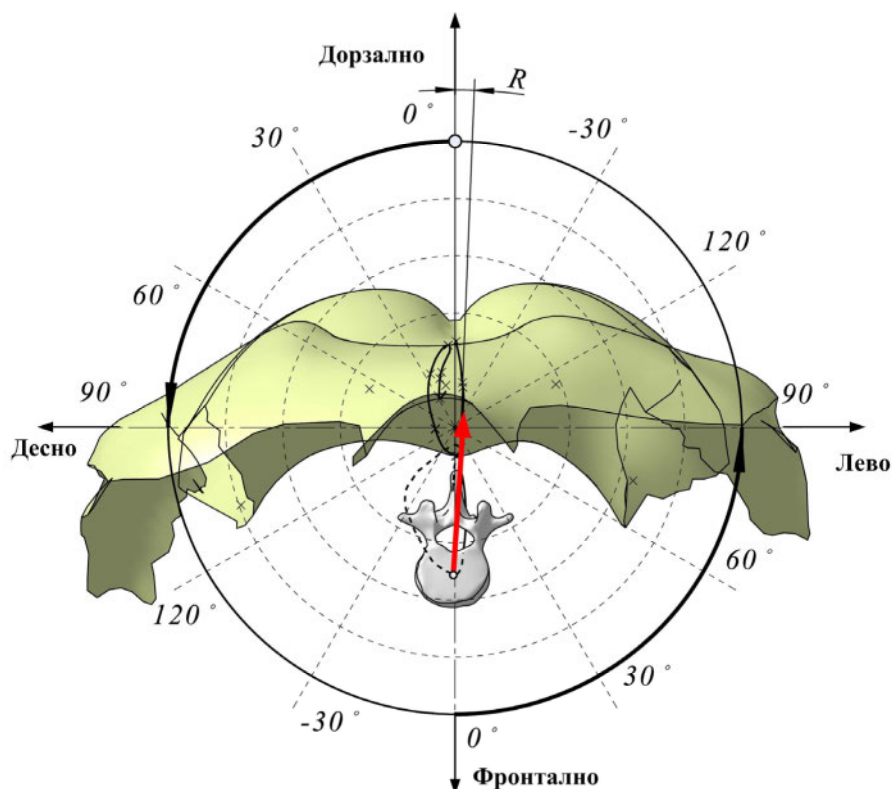
Слика 3.12 Аксијална ротација првог лумбалног пршљена у односу на површ пацијента

Ротација пршљенова као феномен сколиотичне кривине одвија се постепено. Она се препознаје по асиметричном положају малих артикулација (педикула или процесуса) на радиографској слици начињеној у антеро-постериорној позицији (Слика 3.12). У том смислу развијени су бројни компјутерски програми за процену аксијалне ротације пршљена. При томе се мера ротације пршљена од локалних координатних оса (x_1, y_1, z_1) врши у односу на глобални координатни систем пацијента ($P_0: x, y, z$).

Мерење ротације пршљенских тела најчешће се врши по Nash-Мое методи и заснива се на мерењу положаја и степена видљивости педикула на конкавној и конвексној страни апикалног

пршљена у кривини. Уколико је дошло до ротације пршљенских тела ово растојање је асиметрично [Gab08]. За разлику од Cobb-ове методе, овом методом могу се одредити аксијалне ротације до 90° и ова метода је прецизнија јер се разматрају педикули чији облик најчешће није деформисан због чврсте везе са телом.

У [Hub11] ротација пршљенова мери се пројектовањем вектора свих пршљенова који повезују тежишта тела и врхове спинозних процесуса на аксијалну раван, применом Давинчијеве репрезентације (Слика 3.13). У том смислу развијен је компјутерски програм којим се одређује аксијална ротација са бипланарних снимака [Sam09].



Слика 3.13 Аксијална ротација пршљена - Давинчијева репрезентација [San08]

Основни недостатак ових метода је процена пројекције ротације на основу положаја педикула и процесуса на основу интензитета сенке са AP/PA снимака што може утицати на прецизност.

Као најпрецизнија дијагностика примењује се компјутерска томографија (Aaro-Dahlborn и Но методе), јер се реконструкција врши на основу аксијалних пресека у којима се јасно могу уочити трансверзални профили пршљенова и правац простирања процесуса. Осим високе дозе зрачења, лежећи положај пацијента може довести до редукције кривине, ребарне грбе и ротације и то су основни разлози због којих РТГ снимање и даље представља стандардну процедуру.

3.2.4 Растерстереографски систем 3D DIERS Formetric 4D

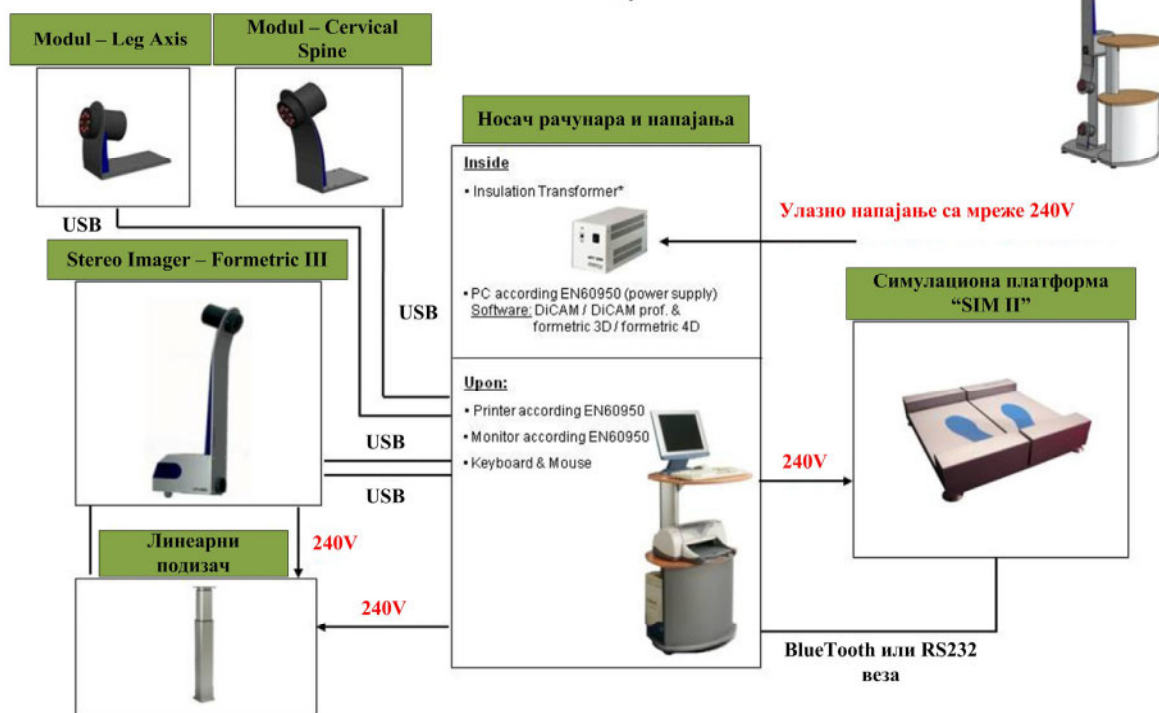
Уређај FORMETRIC III 3D/4D (Formetric 2, Diers International GmbH, Schlangenbad, Germany) омогућава бесконтактно фотограметријско скенирање дорзалне површи пацијента (Слика 3.14) применом видео растерстереографије (енгл. „Video RasterStereography - VRS“) [DIE13]. Кључна предност овог система у односу на постојеће је аутоматска анализа облика површи и детекција кључних анатомских обележја, као и процена облика средње спиналне линије и ротације пршљенова. Екстензивним поређењем 500 оптичких снимака добијених на овом систему са истим бројем дигиталних радиографских снимака (истих пацијената) показује да систем даје поуздане резултате и веродостојну и прецизну реконструкцију.



Слика 3.14 Растерстереографски систем FORMETRIC III 3D/4D

Процена и дигитализација облика дорзалне површи посебно је интересантна код пацијената са сколиозама код којих се примарна дијагностика ослања на радиографске снимке. Међутим, ову дијагностику потискују хибридне методе (модули) које не користе јонизујуће зрачење или значајно редукују број неопходних радиолошких претрага.

Блок дијаграм система Formetric III 3D/4D са основним и допунским модулима



Слика 3.15 Блок дијаграм хардверских компоненти система FORMETRIC III 3D/4D

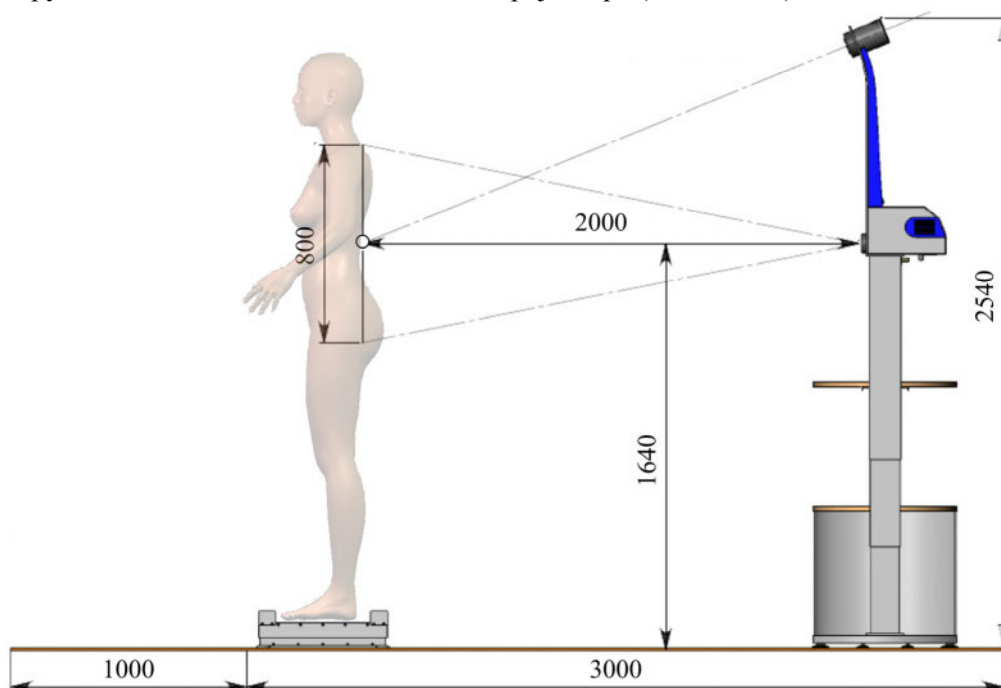
Основу FORMETRIC III 3D/4D уређаја чине следећи основни и допунски модули (Слика 3.15):

- Stereo Imager 800 – оптичка јединица коју чине пројектор структурне светлости и калибрисана детекторска камера (напајање 230V/50-60Hz, снага 0.5kW, класа I, просечно време скенирања је 3 минута, тежина 15kg);
- рефлективни маркери – у неким случајевима анатомска обележја додатно се истичу постављањем маркера преко њих, како би се олакшала 3Д аквизиција и реконструкција;
- погонски мотор – Позиционирање оптичке јединице према висини пацијента обавља се аутоматски подешавањем параметара у софтверу DiCAM v2;
- рачунар са монитором и штампачем;
- DiCAM v2 софтвер са лиценцом;
- 3Д симулациона платформа (SIM II) – за проверу пада карлице и разлике дужине ногу и статике тела. Овом платформом симулира се компензација краће ноге и балансира тело;
- модул за анализу цервикалне кичме је опциони и захтева примену шлема са фидукалним маркерима.

Пратећи софтвер и универзални интерфејс за DIERS производе је DiCAM v2 и интегрише све пратеће мерне компоненте (модалитете) и хардверске додатке. Намењен је за симултану аквизицију више показатеља деформитета и постуре, архивирање и статистичку обраду и управљање подацима о пацијентима.

3.2.4.1 Статичка анализа и процена деформитета

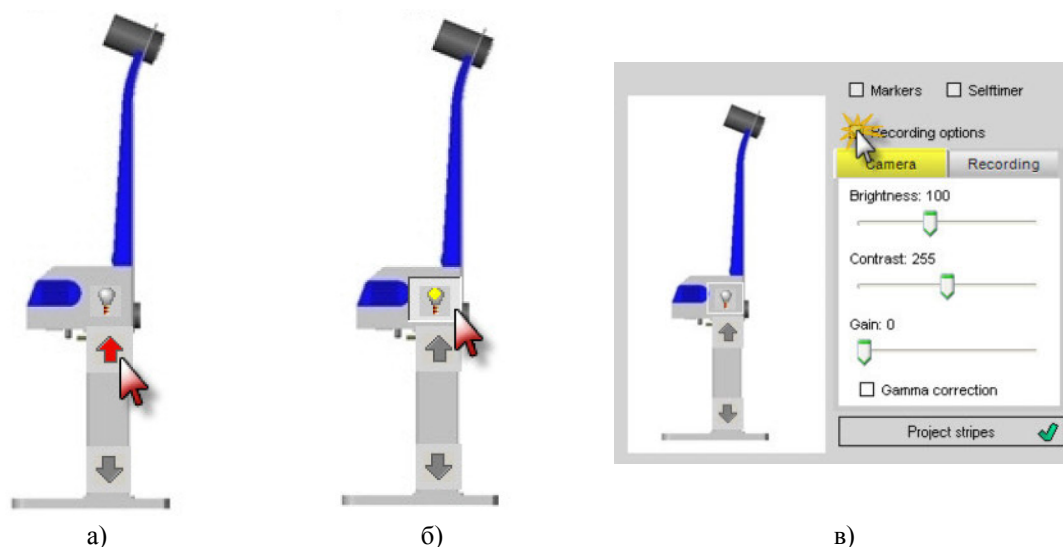
Код статичке 3Д анализе креира се облак тачака и дорзална површ на основу само једног сликања/пројектовања светлости. Пацијент у неутралном стојећем положају, окренут леђима према извору светлости, налази се на око 2м од пројектора (Слика 3.16).



Слика 3.16 Процедура скенирања – Статичка 3Д анализа

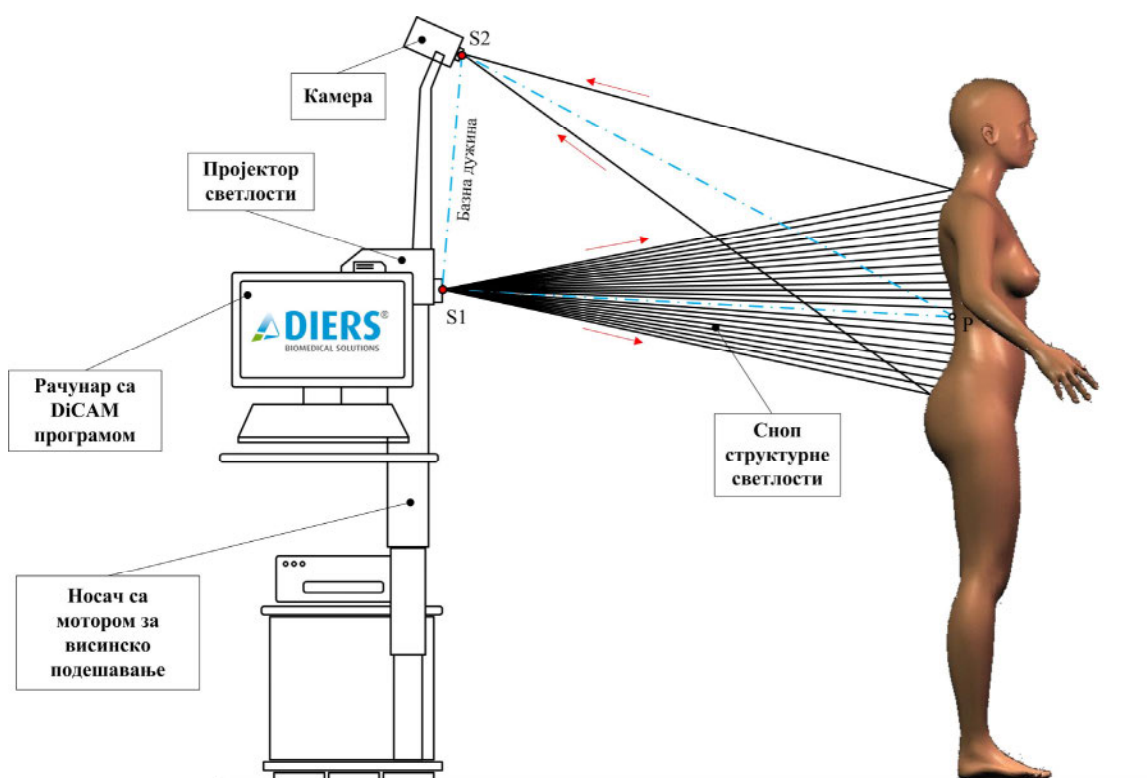
Површина скенирања треба да буде ослобођена и коса везана како би могла де се детектују кључна анатомска обележја. Након позиционирања пацијента и прилагођавања система његовој

висини (Слика 3.17), пројектор генерише хоризонталне светлосне снопове (енгл. „Stripes“), односно скуп паралелних линија на површ пацијента.



Слика 3.17 FORMETRIC III 3D/4D: Позиционирање оптичке јединице по висини, укључивање пројектора, подешавање светлосног снопа

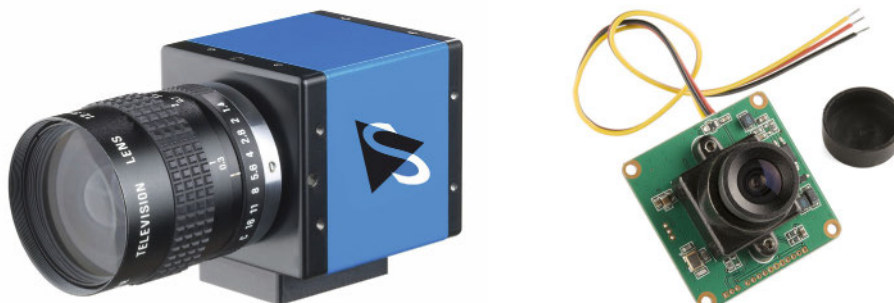
Да би се реконструкција обавила на адекватан начин, неопходно је подесити контраст, и јачину светлости, па се препоручује да се скенирање обавља у тамнијој просторији. Симплификовани принцип активне триангулације [Bri07] дат је на следећој слици (Слика 3.18).



Слика 3.18 Скенирање пацијента и основни принцип активне триангулације

Одређивање позиције и координата тачке P може се измерити познавањем базне дужине S1-S2, односно размака између сензора камера и пројектора светлости који се подешава у претходном кораку. Активне методе скенирања, као што је аквизиција структурном светлошћу,

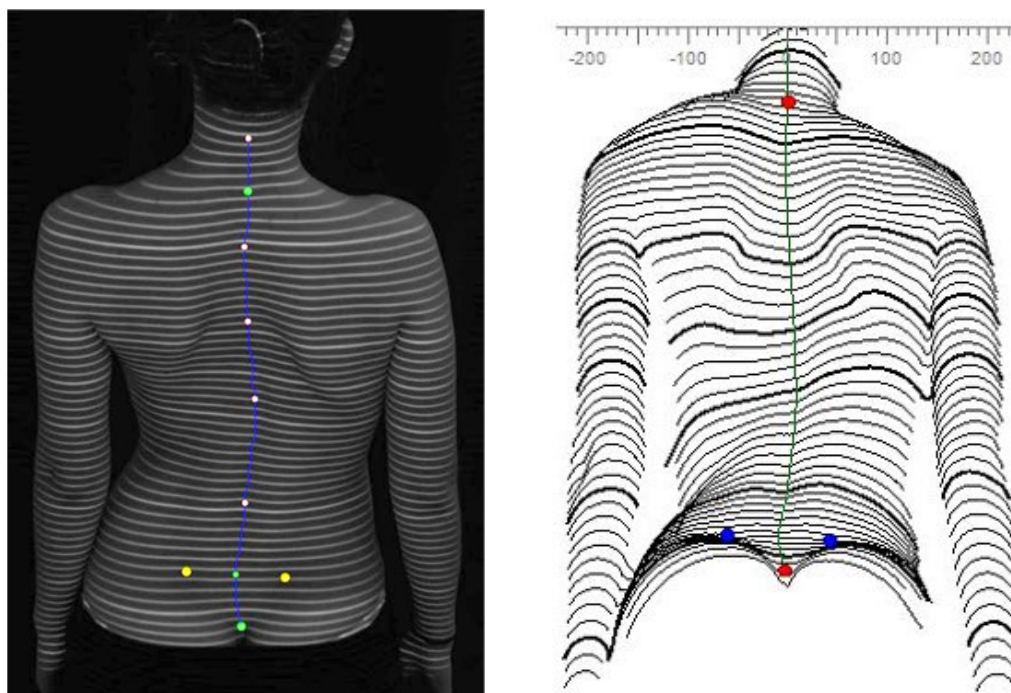
подразумева детекцију осветљених делова површи под одређеним углом и преко троугла (S1-S2-P). Стандардни оптички детектори најчешће су CCD² (енгл. „Charge Coupled Device“), CMOS (енгл. „Complementary Metal-Oxide Semiconductor“) и PSD (енгл. „Position Sensitive Device“) камере чијом се применом може достићи висока прецизност и до 0,01mm (Слика 3.19).



а) б)
Слика 3.19 Стандардни оптички детектори а) CCD камера, б) CMOS камера

3.2.4.2 Реконструкција дорзалне површи и средње линије процесуса

Након пројектовања светлости на површ пацијента отпочиње 3Д реконструкција. Сувишне делове површи преко којих се пројектују снопови (делови одеће, дланови, коса и сл.) могуће је одстранити и искључити их из реконструкције. Паралелни светлосни сноп и свака хоризонтална светлосна пројекција на површ пацијента заклапају одређени угао, генерисани облак детектованих тачака биће организован као на следећој слици (Слика 3.20).



Слика 3.20 Детекција анатомских обележја и хоризонталних светлосних снопова

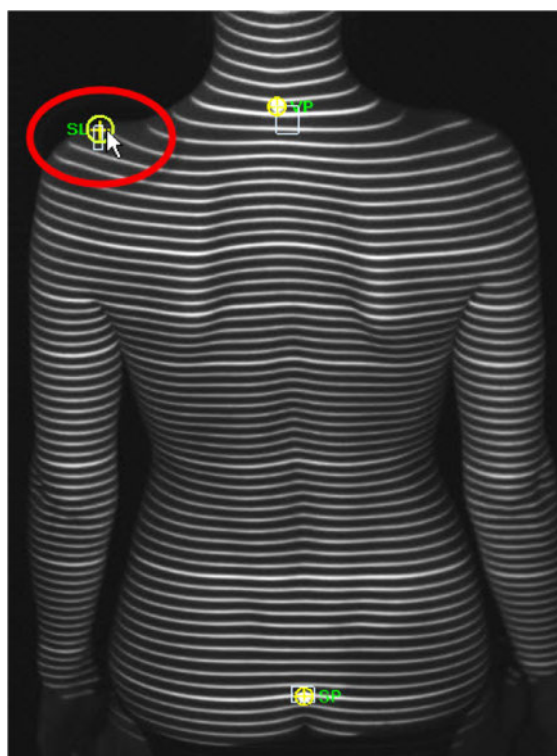
²CCD је електронски уређај на чијој се површини налазе милиони фотосензитивних диода, поређаних у редове и колоне; слично као и тачке, односно пиксели, на монитору рачунара. Фотодиода претвара прикупљене фотоне у електрични напон. Тај напон се појачава до нивоа на који може да буде процесираан применом аналогно дигиталног конвертора. Аналогно дигитални конвертор класификује аналогну волтажу са пиксела на нивое осветљења, и додељује сваком нивоу бинарну ознаку, тако да слика може да буде сачувана дигитално.

Координате тачака прерачунавају се најпре у равни, процесирањем 2Д слике дорзалне површи, а трећа координата добија се на основу триангулације, при томе средња линија процеса пролази кроз средњу тачку сваког трансверзалног профила (пројектованог снопа).

3.2.4.3 Корекција и додавање анатомских обележја

Након извршене анализе реконструисане површи и диференцирања доминантно конвексних и конкавних подручја (средња или Гаусова анализа), генерише се РА/АР изглед 3Д модела, мануелном интервенцијом могуће је извршити корекцију анатомских обележја.

Специфична анатомска обележја аутоматски се препознају комбинованом анализом кривине површи и генеришу се тачке маркера (Vertebra Prominens - VP, Left/Right Lumbar Dimple - DL/DR, Sacrum Point - SP) или их је могуће ручно додати (Слика 3.21).



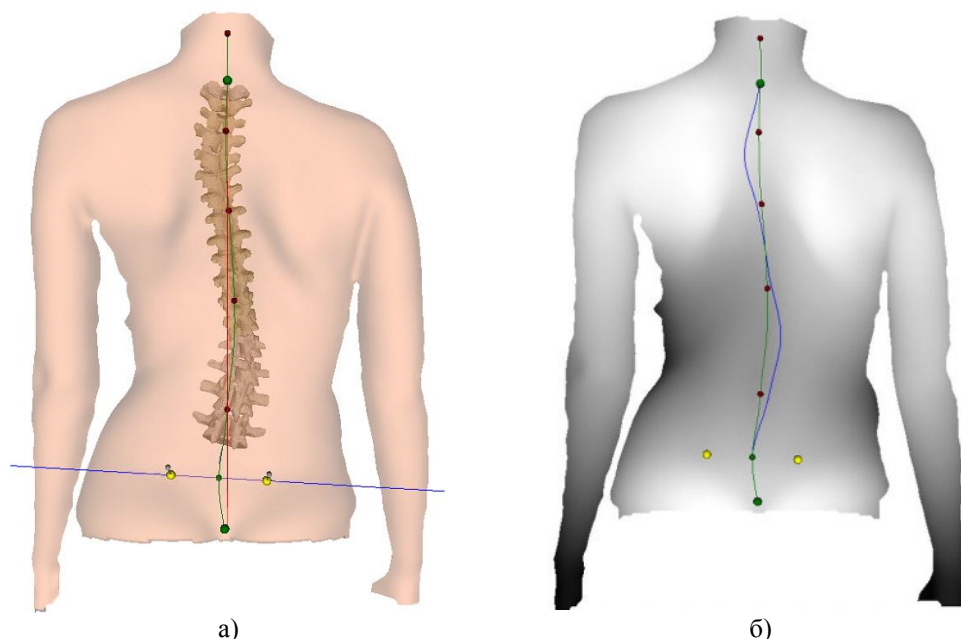
Слика 3.21 Корекција и додавање анатомских маркера

Побољшање реконструкције и прецизнија дијагностика постиже се увођењем нових анатомских обележја као што су:

- Shoulder Left – SL, Shoulder Right – SR;
- Scapula Left 1 – C1, Scapula Left 2 – C2, Scapula Left 3 – C3, Scapula Right 1 – R1, Scapula Right 2 – R2, Scapula Right 3 – R3;
- Vertebra Prominence – VP;
- Spinous Process 1/8 – S1/S8;
- Sacrum Point – SP.

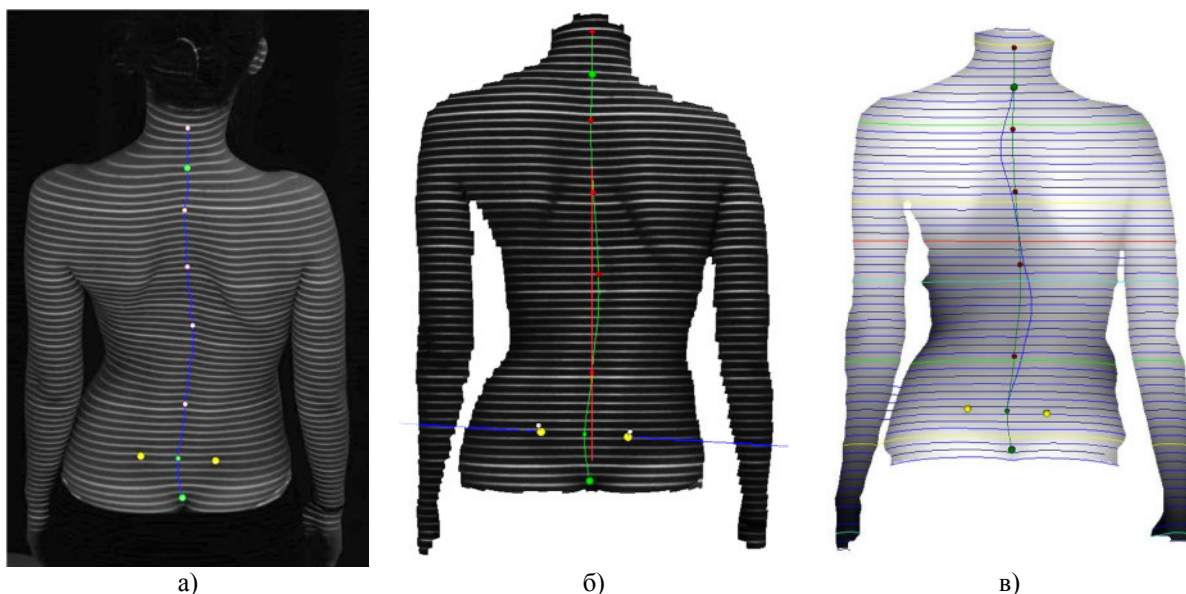
3.2.4.4 Приказ модела површи и визуелизација деформитета

Након скенирања и реконструкције леђне површи и потенцијалне корекције положаја и додавања нових маркера, резултати мерења могу се анализирати и дискутовати са пацијентом. Да би се деформитет боље разумео и приказао пацијенту, могући су различити прикази дорзалне површи (Слика 3.22).



Слика 3.22 Визуелизација деформитета а) 3Д транспарентна површ и кичмени стуб б) 2Д репрезентација дорзалне површи

Визуелизацију процеса скенирања са апроксимираним линијама снопова (пројекциони профили удаљени за по 7,5mm) и позицијом маркера могуће је приказати у сваком тренутку (Слика 3.23).

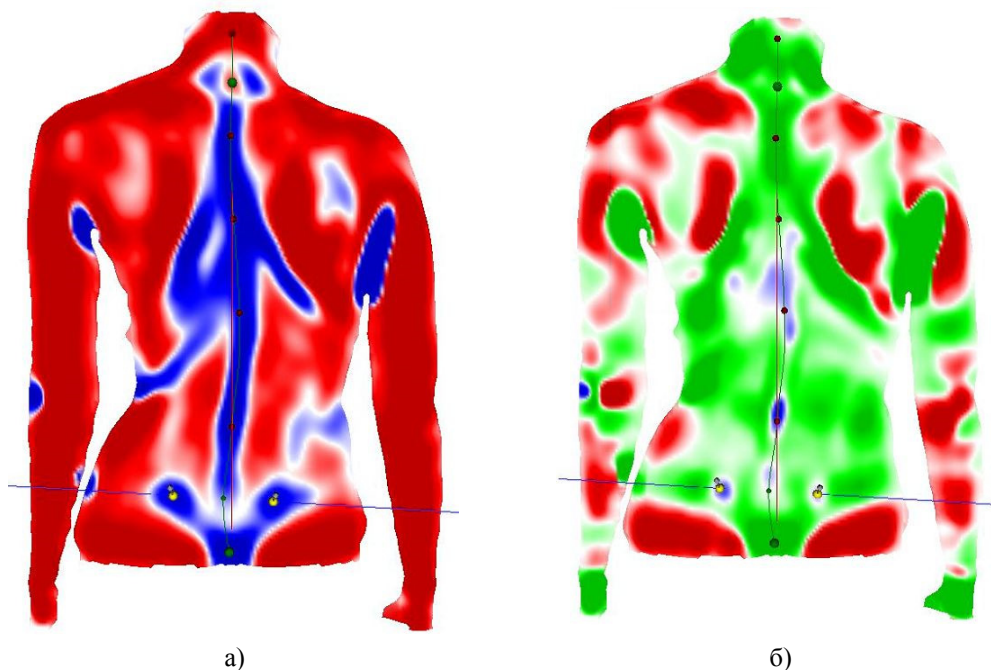


Слика 3.23 Реалистични приказ дорзалне површи а) фотографија пацијента б) 3Д репрезентација в) 2Д репрезентација

Анализом површи могу се добити релевантни клинички показатељи деформитета и као такви могу се упоредити са другим дијагностичким модалитетима. Анализа површи и линија у свим тачкама облика, најбољи је начин да се утврде неправилности облика и асиметрија тела. Главне кривине k_1 и k_2 (максималне и минималне) прорачунавају се за сваку тачку површи и на тај начин детектују се конкавна и конвексна подручја површи (ПАРАМЕТАРСКИ ОПИС И АНАЛИЗА ДЕФОРМАБИЛНИХ ПОВРШИ И ОБЛИКА - Поглавље 4).

Средња кривина представља средњу вредност главних кривина, а Гаусова кривина је производ главних кривина k_1k_2 . Тако нпр. плава, бела и црвена боја представљају дистрибуцију

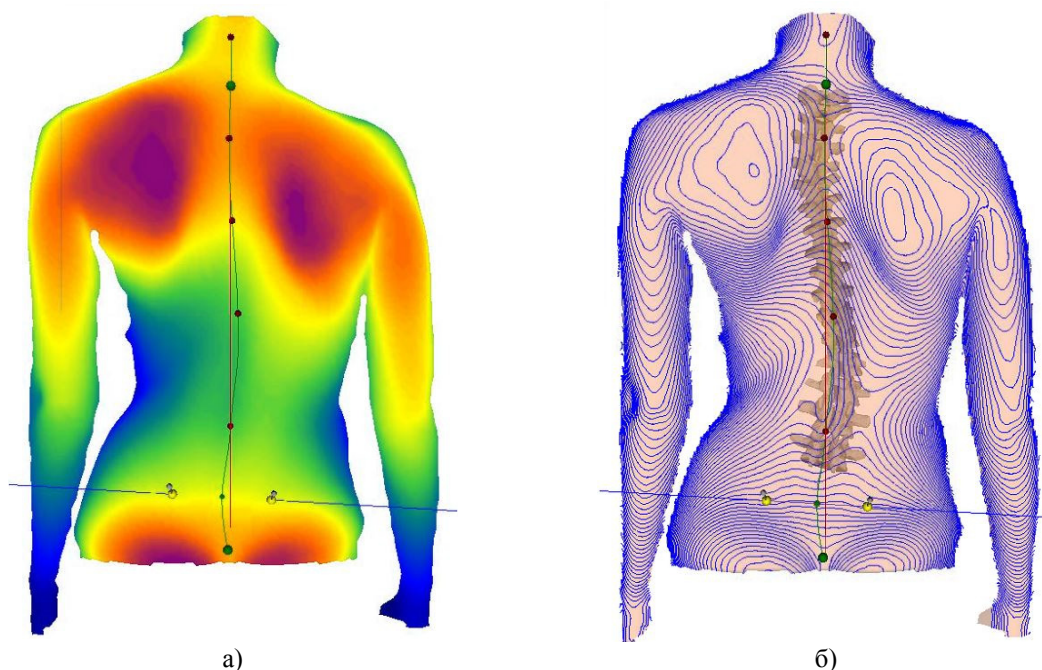
средње кривине, односно равних, конвексних и конкавних подручја [Dre85]. Интензитет боје пропорционалан је вредности кривине (Слика 3.24).



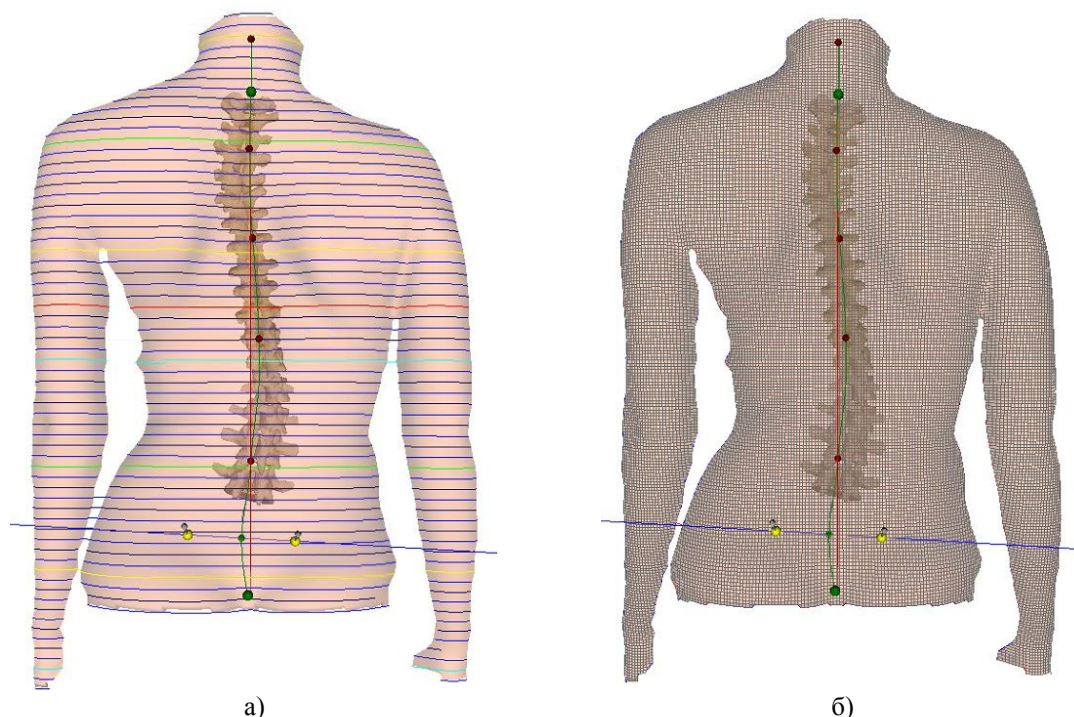
Слика 3.24 Анализа дорзалне површи пацијента а) Анализа средње кривине, б) Анализа Гаусове кривине

Анализом површи, међутим, могуће је детектовати и друге важне референтне тачке, независне од позиције пацијента и самог скенирања. Ове тачке локализују кореспондентне коштане структуре, њихову оријентацију и везу су са унутрашњим показатељима деформитета.

Имајући у виду постојање асиметричности површи услед деформитета кичменог стуба, ребара и грудног коша приступа се анализи дорзалне површи и детекцији тачака максималних висина (растојања од фиксiranог координатног почетка). Висинске мапе јасно указују на постојање асиметричних подручја (Слика 3.25).



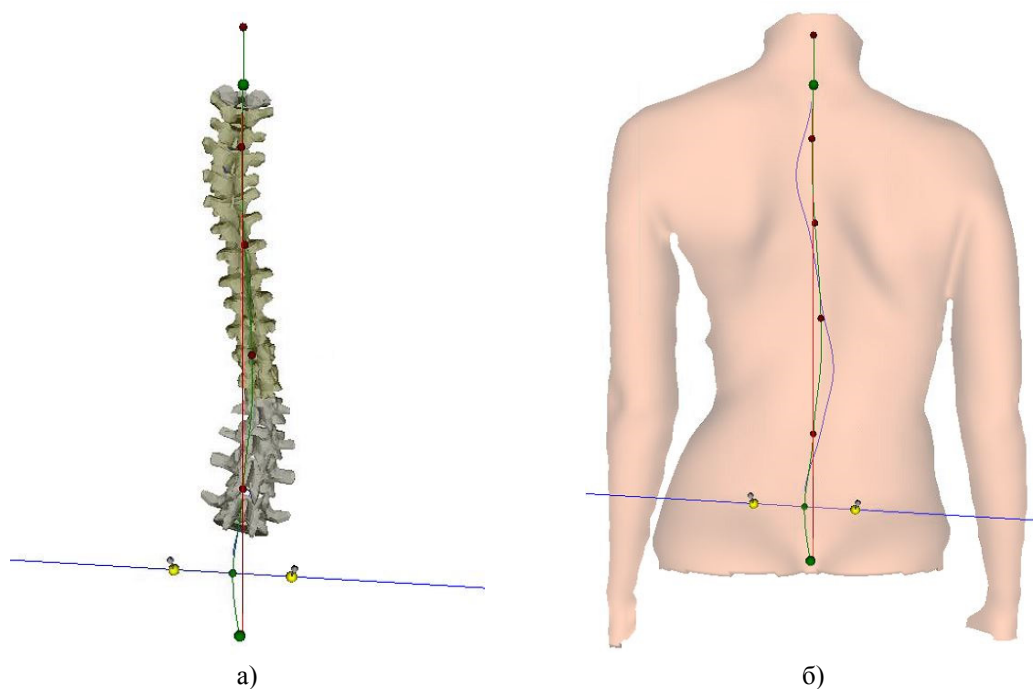
Слика 3.25 Анализа дорзалне површи пацијента са приказом висинске мапе а) колорна б) линијска



Слика 3.26 Визуелизација дорзалне површи пацијента са приказом модела кичменог стуба а) са линијама пројектоване светлости б) са приказом UV мреже NURBS површи

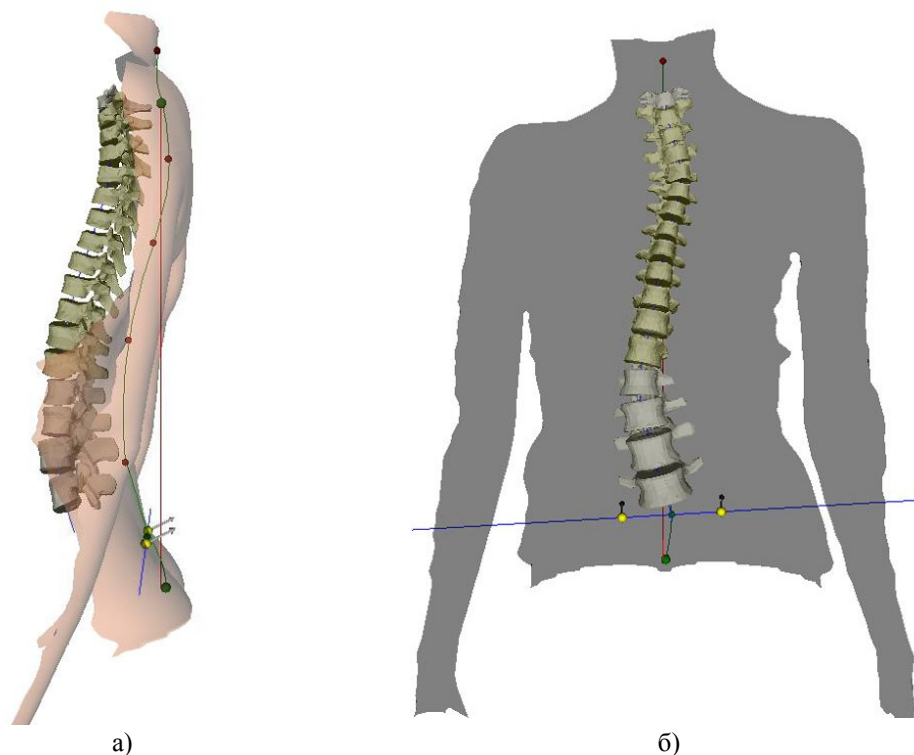
Линија симетрије површи пролази кроз траг спиналних процеса и дели хоризонталне пројекционе профиле на два дела (Слика 3.26). Код физиолошки нормалног профила кичменог стуба, ова линија је блиска правој вертикалној линији (од C7 до DM).

За разлику од већине осталих неинвазивних метода, систем FORMETRIC III 3D/4D врши процену средње спиналне линије (Слика 3.27). Латерално одступање средње спиналне линије од линије на радиографским снимцима је до 2mm па је стога дијагностика сколиоза ограничена до 50° Cobb-ових углова.



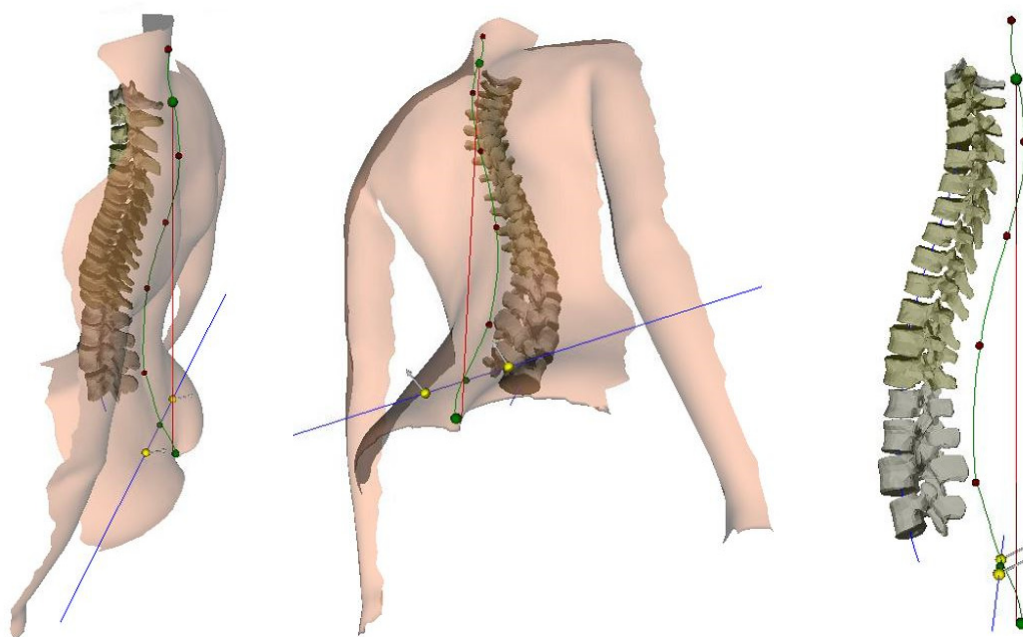
Слика 3.27 Визуелизација деформитета кичменог стуба а) без дорзалне површи б) са RA/AP моделом површи

Средња линија кичменог стуба (средња спинална линија) пролази кроз тежишта пршљенских тела и прорачунава се на основу линије симетрије површи и тангентних праваца на површ (Turner-Smith) одређених на основу анализе ротације површи у тачкама линије симетрије површи (Слика 3.28). Позиције свих тачака дефинисане су координатама X,Y,Z и у размери су 1:1.



Слика 3.28 Визуелизација деформитета кичменог стуба а) у сагиталној равни б) у предњој фронталној равни

На основу познатих линија симетрије површи и средње спиналне линије, као и њихових пројекција у фронталној и сагиталној равни могуће је прецизно одредити кључне параметре 3Д деформитета, односно квантификовати сколиозе, кифозе и лордозе [Pat10] (Слика 3.29).



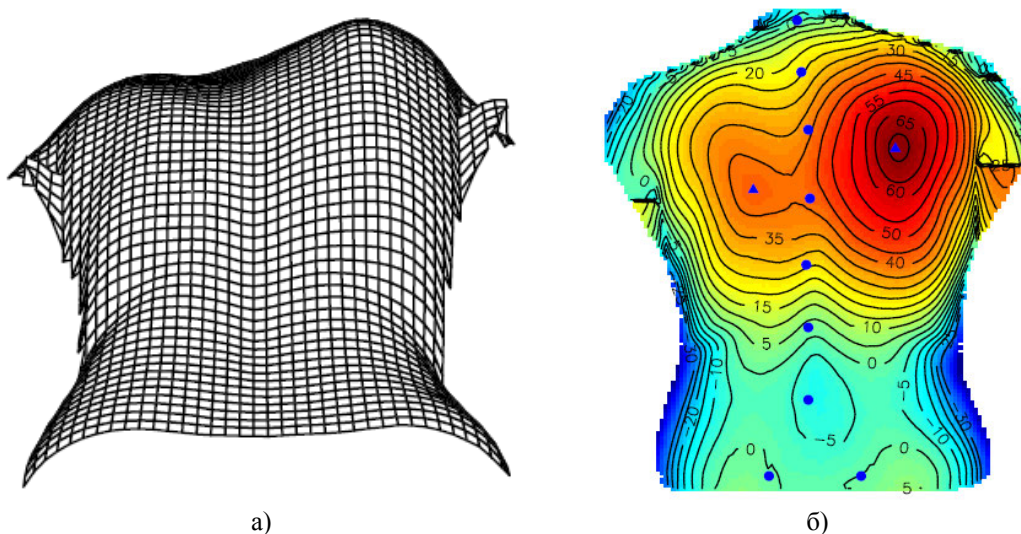
Слика 3.29 3Д визуелизација деформитета

3.2.1 Систем ISIS

Систем ISIS (engl. "Integrated Shape Imaging System") развијен је и имплементиран средином осамдесетих година 20. века у Oxford Orthopaedic Engineering центру и касније комерцијализован (Oxford Metrics Limited) [Dan08], [Tan02], [The97]. Заснован је на примени структурне светлости коју емитује пројектор испод кога се налази сензорска камера. Генерисање 3Д површи модела врши се на сличан начина као ко уређаја Formetric III 3D/4D. Анатомска обележја се код ове методе обележавају специјалним стикерима црне боје, палпацијом, пре скенирања.

Скенирање траје око 2 секунде са тенденцијом скраћења, применом савременијих сензора, чиме би се искључиле грешке настале дисањем или померањем пацијента. Актуелна верзија овог система је ISIS2 [Ber04] и унапређена је применом Фуријеових трансформација у оптичкој профилометрији, чиме се значајно скрађује време скенирања (100ms) и повећава прецизност мерења до $\pm 1\text{mm}$ [Fio08] (Слика 3.30).

На слици је приказана 3Д реконструкција дорзалне површи пацијенткиње (17 година) добијена ISIS методом и дубинско-висинска мапа, на којој су најниже тачке плаве боје, а црвене на највишем нивоу (Слика 3.30). Плаве тачке односе се на локацију анатомских маркера, а највише тачке у околини лопатица представљене су плавим троугловима. На тај начин идентификована је тачка максимума ребарне и лопатичне грбе, што је једна од суштинских предности овог система. Тачке лево и десно од спиналних процесуса користе се за мерење ротације површи.



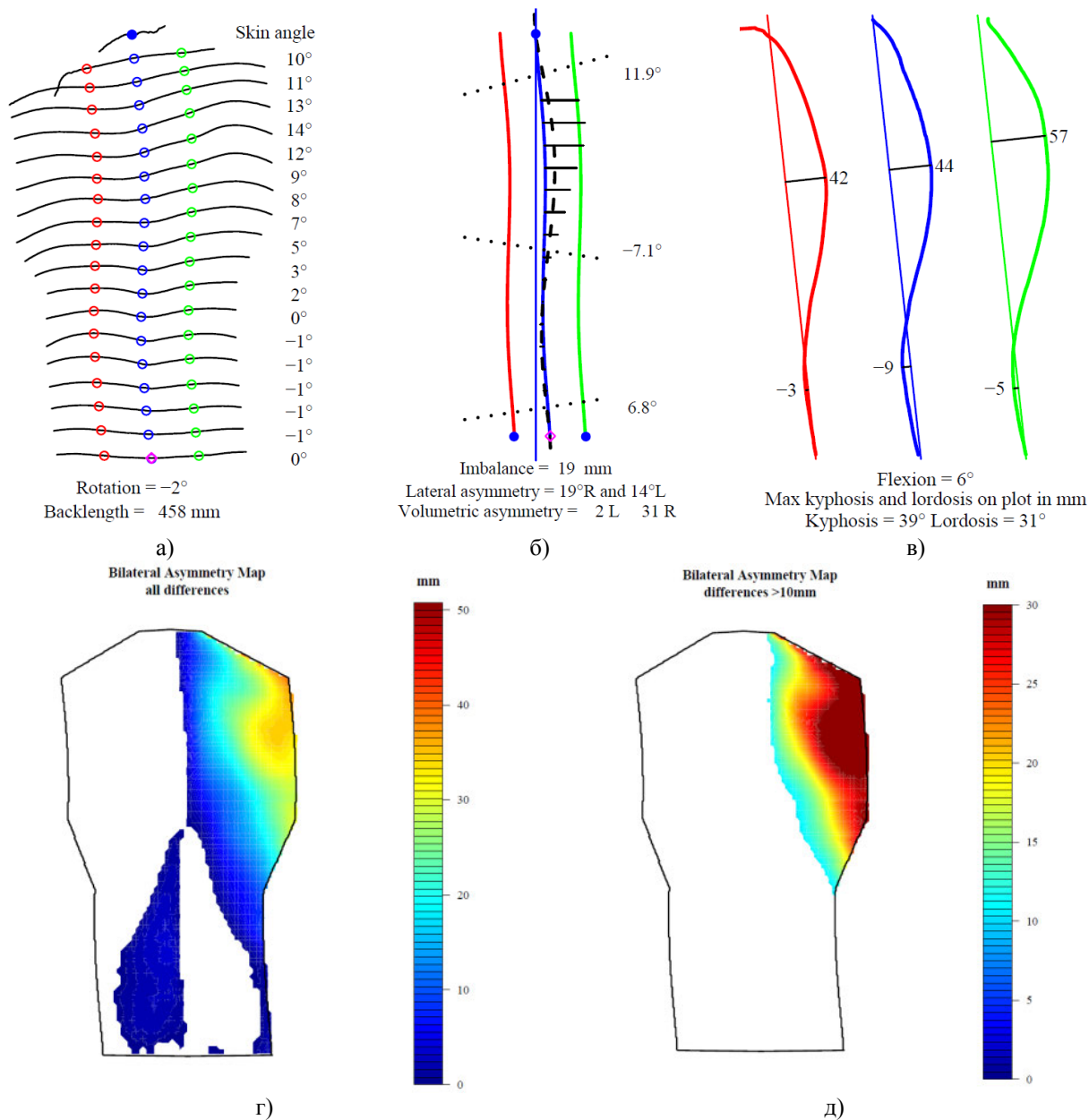
Слика 3.30 ISIS дијагностика а) Растерска мапа – реконструисана површ, б) дубинска мапа

На следећој слици (Слика 3.31а) приказани су трансверзални профили дорзалне површи од С7 до сакрума, укупно 19 распоређених на висини од 458mm. Линија спиналних процесуса је петостепена полиномијална крива која полази кроз плаве тачке средине сваког трансверзалног профила.

Висина дорзалне површи дефинисана је вертикалном мером од тачке сакрума до С7. Хоризонтално растојање од тачака С7 и врха глутеалне бразде назива се транслаторни дебаланс трупа и позитиван је уколико је тачка сакрума десно од вертикалне линије, постављене у С7 (19mm). Постављањем референтних линија у превојним тачкама, слично као по Cobb-овој методи, могу се добити глобални (19° десно и 14° лево) и локални углови латералне асиметрије у односу на хоризонталу ($11,9^\circ$, $-7,1^\circ$, $6,8^\circ$) (Слика 3.31б).

Код система ISIS приказују се три сагитална профила, са којих се читавају максимална лордоза (31°) и максимална кифоза (39°) (Слика 3.31в).

Укупна мапа билатералне запреминске асиметрије приказана је на слици (Слика 3.31г), а оне која је доминантнија, односно са разликама већим од 10mm на слици (Слика 3.31д). Симетрала билатералних мапа одговара линији спиналних процесуса.



Слика 3.31 Дијагностика деформитета кичменог стуба применом ISIS2 система

Главни недостатак ове методе је што не даје процену средње спиналне линије и 3Д визуелизацију кичменог стуба.

3.3 СТАНДАРДИЗАЦИЈА СКОЛОТИЧНЕ ПОСТУРЕ И СКОЛИОЗЕ

Разликују се две постуралне криве кичменог стуба, примарна (код новорођенчета) и секундарна која се развија у току раста и чине је 4 сегмента [Lyn06]. Идеалном поатуром у сагиталној равни сматра се поатура код које вертикална линија полази кроз следећа обележја (earlobe, acromion process, lumbar bodies, greater trochanter, patella, lateral malleolus) [Ham09]. У

фронталној равни, линија се поклапа са централном (средњом) сагиталном равни, пролази кроз стернум и дели тело на две идеалне половине (леву и десну) (Слика 3.32).

Бројне студије рађене су са циљем генерисања консензуса око нормативних вредности у односу на које могу бити дефинисана сва одступања (деформитети или лоше држање) [Tan02].

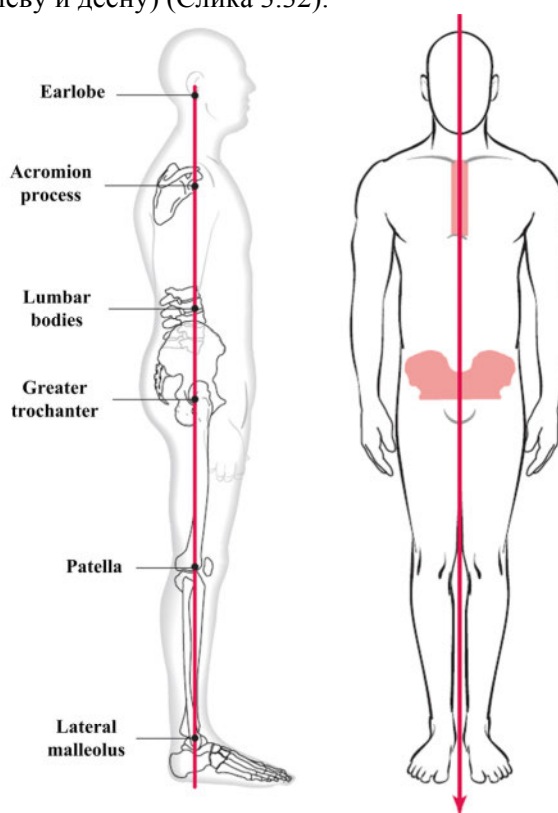
Да би се направила дистинкција између сколиотичне постуре (спољашња манифестација деформитета) и сколиозе (просторне деформације кичменог стуба), усвојене су следеће стандардне вредности:

Сколиотична постура:

- пад пелвиса, изнад 5mm;
- латерална девијација, испод 5mm;
- ротација, испод 5°.

Сколиоза:

- пад пелвиса, испод 5mm;
- латерална девијација, изнад 5mm;
- ротација, изнад 5°.



Слика 3.32 Нормална постура – правилно држање [Lyn11]

3.3.1 Растерстереографски параметри - препоруке

Постоје дијагностички параметри чије су вредности дефинисане опсегом и чијом се анализом на једноставан начин може проценити стање постуре скенираног пацијента [Wei12]. То су пре свега параметри дебаланса трупа (енгл. „Trunk Imbalance: VP-DM,mm“), пада карлице (енгл. „Pelvic Tilt: DL-DR,mm“), торзије карлице (енгл. „Pelvic Torsion: DL-DR,deg“), ротације површи (енгл. „Surface Rotation“), латералне девијације (енгл. „Lateral Deviation: VPDM,mm“), максимални угао кифозе (енгл. „Kyphotic Angle: ICT-ITL,deg“) и максимални угао лордозе (енгл. „Lordotic Angle: ITL-ILS,deg“). Према [Har00] дефинисане су оптималне вредности ових параметара за нормални профил кичменог стуба (близак идеалном) и опсег њихових вредности.

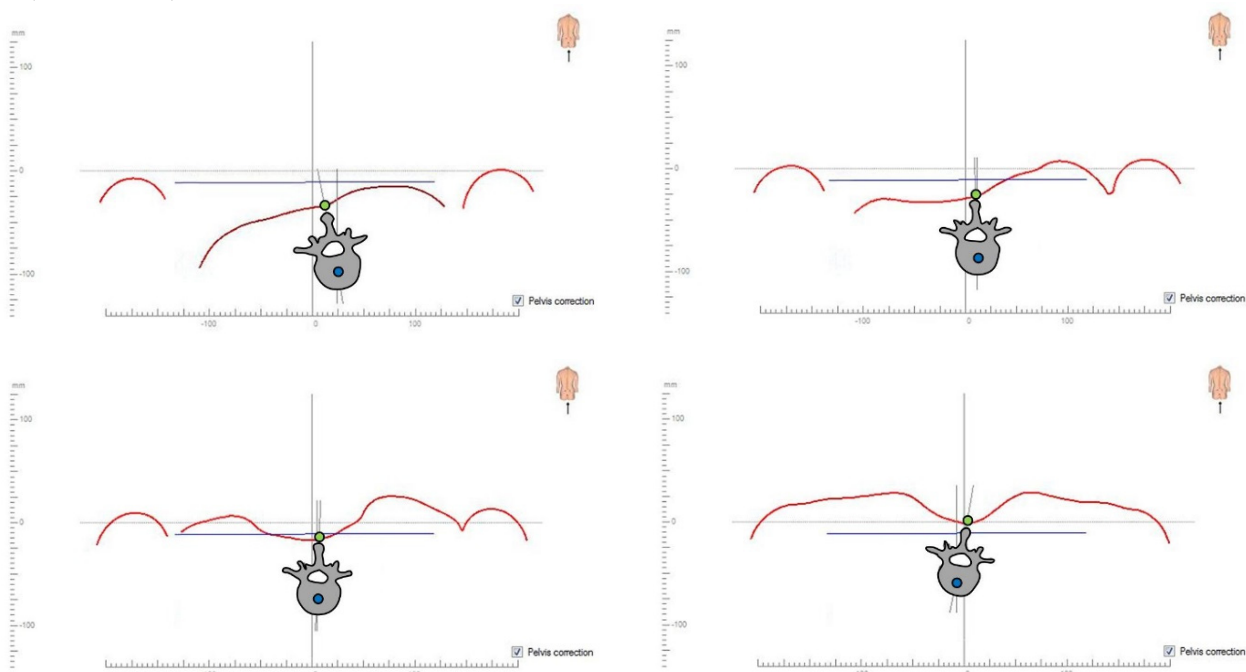
Према [Har00], максимални угао нормалне кифозе је од 47-50°, а нормалне лордозе 38° до 42°. У [Bru03], ранг нормалне торакалне кифозе је од 15° до 49°, лумбална лордоза мања је од 60°. Свако одступање сагиталног профила од нормалних вредности може указати на постојање патолошког деформитета кичменог стуба или лошег држања. Девијације сагиталног профила могу настати повећањем угла кифозе и/или лордозе или исправљањем профила и могу нарушити стабилну равнотежу постуре [Tan02], [Ber09].

Процена ротације кичмених пршљенова на узорку од 500 пацијената одступа од радиографске процене ротације пршљенских педикула за 3° [Car10]. Према истраживању на узорку од 52 пацијента са средњим или великим кривинама у фронталној равни, тачност растерстереографских метода од 46° до чак 88° Cobb-ових углова је задовољавајућа [Lar03].

Код синдрома једноструких сколиоза, линије сагиталних профила могу бити благо исправљене. Анализом сагиталног профила, могуће је утврдити друге патолошке промене постуре тзв. *постуралну инсуфицијенцију* као што су хипертонична (нагнутоост напред) и хипотонична постура, сумња на спондилолистезу лумбалне кичме уколико је угао лордозе изнад 50°, односно

постојање хиперлордозе уколико је угао лордозе већи од 60° . Кифоза код старијих пацијената може да буде условљена остеопорозом, посебно ако су углови кифозе изнад 65° .

Системом FORMETRIC III 3D/4D могуће је мерити висину ребарне грбе и приказати правце спиналних процесуса у трансверзалној равни. У [Kot07] наводи се да је асиметрија површи услед деформитета кичменог стуба у највећој корелацији са аксијалном ротацијом пршљенова (Слика 3.33).



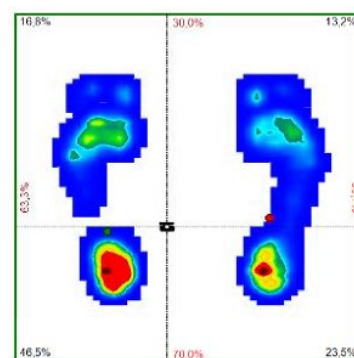
Слика 3.33 Процена аксијалне ротације пршљенова

Традиционалним методама, које се и данас спроводе на клиникама на којима не постоје савремени дијагностички системи, врше се мерења карактеристичних антрополошких мера [Mir12]. Пацијент се најчешће опсервира у стојећем и савијеном положају [Kot08].

3.3.2 Педографија и стабилometriја

Сколиотична постура не мора нужно да значи да пацијент има сколиозу. То се нарочито односи на пацијенте који су имали повреде ногу или пелвиса (пад карлице услед пелвичних абнормалности, повреда ногу, дуже/краће ноге, неравномерне развијености мишића ногу и сл.) чијим се компензовањем може показати да је кичма у фронталној равни физиолошки права.

То се најчешће постиже подизањем стопала корекционим улошцима, јачањем атрофичних мишића, кинезитерапијом и сл. Педографија (енгл. „Pedography“) је компјутерски подржана метода којом се мери и приказује дистрибуција притиска стопала пацијента у стању мировања или кретања по сензитивној плочи (Слика 3.34).



Слика 3.34 Статичка педографија - дистрибуција притиска

Асиметрична прерасподела притиска стопала на сензитивне платформе може да потврди постојање деформитета кичменог стуба. Разлика у притисцима левог и десног стопала на подлогу услед пада карлице, разлике у дужини ногу, неправилног држања и сл.

4.

4. ПАРАМЕТАРСКИ ОПИС И АНАЛИЗА ДЕФОРМАБИЛНИХ ПОВРШИ И ОБЛИКА

4.1 ОСНОВЕ ТЕОРИЈЕ КРИВИХ И ПОВРШИ

У овом поглављу разматрају се основе геометријског моделирања сложених површи, приступи за њихову параметризацију, као и основе математичких репрезентација кривих и површи.

4.2 КРИВЕ

Функције полинома играју кључну улогу у САД системима и другим компјутерским апликацијама [Cve10]. Један од основних разлога је једноставна примена и могућност да се у практичним апликацијама апроксимирају другим полиномима, произвољног степена тачности. Познавање полинома и њихових особина увек је значајно за оне који моделирају криве (полилиније), површи (полигоне) и солиде [Rog01]. Поред експлицитне репрезентације облика $z = f(x, y)$ и имплицитне $f(x, y, z) = 0$, за САД системе посебно је важан параметарски опис.

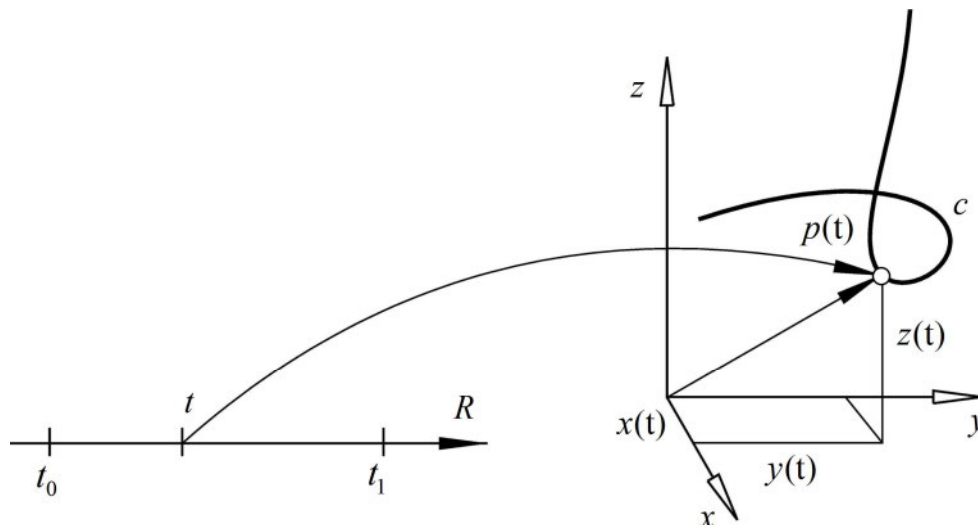
4.2.1 Параметарска репрезентација кривих

Крива c је континуални једнопараметарски сет тачака у 3Д простору или у равни и може се представити у параметарском облику (параметризација криве):

$$\mathbf{p}(t) = \begin{bmatrix} x(t) \\ y(t) \\ z(t) \end{bmatrix}, t \in [t_0, t_1], \quad \text{Формула 4.2.1}$$

при чему су $x(t)$, $y(t)$ и $z(t)$ функције параметра t .

То практично значи да се сваком t из скупа $[t_0, t_1] \in \mathbb{R}$ додељује тачка $\mathbf{p}(t)$ (Слика 4.1). Ове тачке чине тзв. траг криве c , а интервал $[t_0, t_1]$ назива се *параметарски домен* функције $\mathbf{p}(t)$.



Слика 4.1 Пресликавање интервала $[t_0, t_1]$ у свакој тачки $\mathbf{p}(t)$ за све вредности $[t_0, t_1] \in \mathbb{R}$. Тачке $\mathbf{p}(t)$ дефинишу криву c .

Дефиниција 4.2.1. *Регуларна параметризација криве.* Нека је c параметарска крива. Ако су $x(t)$, $y(t)$ и $z(t)$ диференцијабилне функције и ако је:

$$\dot{\mathbf{p}}(t) = \begin{bmatrix} \dot{x}(t) \\ \dot{y}(t) \\ \dot{z}(t) \end{bmatrix} \neq \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \text{ за свако } t \in [t_0, t_1], \quad \text{Формула 4.2.2}$$

таква параметризација криве c назива се *регуларна параметризација*.

Њоме се превазилазе проблеми који се јављају при експлицитној и/или имплицитној презентацији кривих и површи. За сваки облик параметарске репрезентације криве (Формула 4.2.1) може се наћи бесконачно много алтернативних репрезентација, нпр. увођењем параметарске трансформације $t = t(\tau)$, те се горња формула може написати у облику:

$$\mathbf{q}(\tau) = \mathbf{p}(t(\tau)) \begin{bmatrix} x(t(\tau)) \\ y(t(\tau)) \\ z(t(\tau)) \end{bmatrix} \text{ за свако } \tau \in [\tau_1, \tau_2], \quad \text{Формула 4.2.3}$$

при чему $t(\tau_0) = t_0$ и $t(\tau_1) = t_1$ дају почетни запис криве c . Уколико се даље разматра услов да је $t = t(\tau)$ диференцијабилна функција, односно да је $\frac{dt}{d\tau} \neq 0$ за свако $\tau \in [\tau_1, \tau_2]$, тада се $t = t(\tau)$ назива *регуларна параметарска трансформација*.

4.2.2 Раванске криве

Раванске криве представљају специјалан случај кривих код којих је параметарски члан $z(t) = 0$. У том случају раванска крива c може се представити параметарском једначином:

$$\mathbf{p}(t) = \begin{bmatrix} x(t) \\ y(t) \end{bmatrix}, t \in [t_0, t_1]. \quad \text{Формула 4.2.4}$$

4.2.3 Диференцијална геометрија кривих - изводи и тангенте

Претпостављајући да је функција која описује криву диференцијабилна и да има непрекидне изводе, у даљем тексту даје се кратак осврт на елементе диференцијалне геометрије кривих.

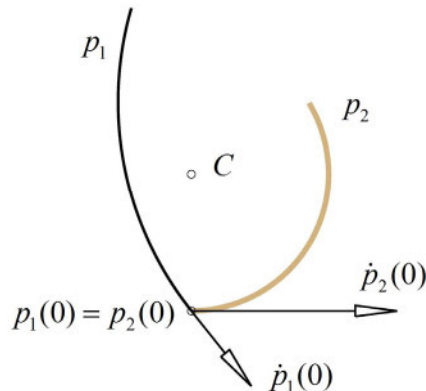
Дефиниција 4.2.2. *Класа диференцијабилности.* Ако је k ненегативна целобројна вредност и ако је c параметарска крива облика $\mathbf{p} = \mathbf{p}(t)$ и ако постоји k -ти извод $\mathbf{p}^{(k)}(t) = \frac{d^k \mathbf{p}}{dt^k}(t)$ и ако је ова функција континуална, може се рећи да је параметризација $\mathbf{p} = \mathbf{p}(t)$ класе C^k . C^k је уствари *класа диференцијабилности* и крива која има то својство назива се C^k -крива.

Ако за функцију $\mathbf{p}(t)$ постоји k -ти извод за свако $k \in \mathbb{N}$, може се рећи да је $\mathbf{p}(t)$ класе C^∞ , односно да је крива глатка.

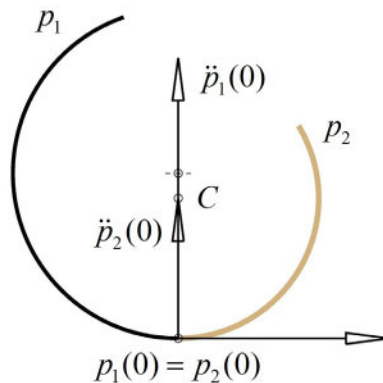
Дефиниција 4.2.3. *Тангента на криву.* Ако је c крива регуларне параметризације, онда се права линија кроз $\mathbf{p}(t)$, са правцем $\dot{\mathbf{p}}(t)$ назива *тангента на криву c у тачки $\mathbf{p}(t)$* .

Дефиниција 4.2.4. C^k *континуитет две криве.* Нека су c_1 и c_2 две параметризоване криве у облику $p_1 = p_1(t)$ и $p_2 = p_2(t)$ и нека су обе класе C^k , за $k \geq 0$. Параметризација две криве у тачки t_0 биће C^k континуална, ако је $p_1^{(i)}(t_0) = p_2^{(i)}(t_0)$, за свако $i = 0, \dots, k$.

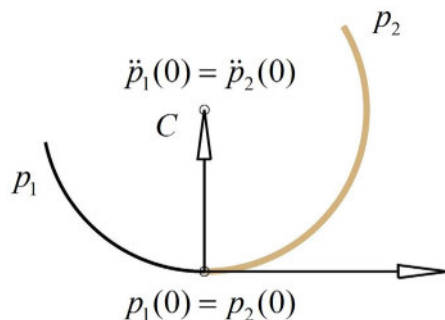
Илустрација геометријског значења кривих са C^k геометријским континуалношћу за $k = 0, 1, 2$ дате су на следећим сликама (Слика 4.2, Слика 4.3, Слика 4.4).



Слика 4.2 Спој две криве C^0 континуитетом у заједничкој тачки t_0 . Тангенте на обе криве постоје, али су у тачки спајања различите.



Слика 4.3 Спој две криве C^1 континуитетом. Први изводи обе параметарске репрезентације су идентични $\dot{p}_1(0) = \dot{p}_2(0)$. Тангенте на обе криве постоје, једнаке су и поклапају се. Кривине обе криве су различите.



Слика 4.4 Две криве спојене C^2 континуитетом. Први и други изводи обе параметарске репрезентације су идентични $\dot{\mathbf{p}}_1(0) = \dot{\mathbf{p}}_2(0)$ и $\ddot{\mathbf{p}}_1(0) = \ddot{\mathbf{p}}_2(0)$. У том случају, обе криве имају заједничку тачку, једнаке тангенте и исту кривину у тачки споја.

Последња два случаја у геометријском смислу показују да концепт C^k континуитета две криве може да се представи ознаком GC^k (енгл. „*Geometric C^k - Continuity*“).

4.2.4 Параметар дужине лука

Дефиниција 4.2.5. *Параметар дужине лука.* Ако је c крива регуларне параметризације, онда се нови параметар $s = s(t)$, такав да је:

$$\frac{ds}{dt} = \|\dot{\mathbf{p}}(t)\| = \sqrt{\dot{x}^2(t) + \dot{y}^2(t) + \dot{z}^2(t)}, \quad \text{Формула 4.2.5}$$

назива *дужина лука*.

Ако је c крива параметризована преко дужине лука у облику $\mathbf{p}(s) = \begin{bmatrix} x(s) \\ y(s) \\ z(s) \end{bmatrix}$, за свако $s \in [s_0, s_1]$, и ако су $\mathbf{p}_0 = \mathbf{p}(s_0)$ и $\mathbf{p}_1 = \mathbf{p}(s_1)$ тачке на кривој c . Онда је $|s_1 - s_0|$ дужина лука између тачака \mathbf{p}_0 и \mathbf{p}_1 . За разлику од извода по помоћном параметру t , изводи у односу на параметар s представљаће се са: $\mathbf{p}'(s) = \frac{d\mathbf{p}}{ds}(s)$, $\mathbf{p}''(s) = \frac{d^2\mathbf{p}}{ds^2}(s)$, итд.

Ако је крива c параметризована преко дужине лука s у облику $\mathbf{p}(s) = \begin{bmatrix} x(s) \\ y(s) \\ z(s) \end{bmatrix}$, за свако $s \in [s_0, s_1]$, онда је $\|\mathbf{p}'(s)\| = \left\| \frac{d\mathbf{p}}{ds}(s) \right\| \equiv 1$. Према томе, у свакој тачки криве $\mathbf{p}(s)$, тангентни вектор криве c параметризован дужином лука је *јединични вектор*. Из $\|\mathbf{p}'\|^2 = \langle \mathbf{p}', \mathbf{p}' \rangle \equiv 1$ добија се да су вектор првог и другог извода управни (интензитет брзине по параметру s је константан):

$$\langle \mathbf{p}', \mathbf{p}'' \rangle \equiv 0. \quad \text{Формула 4.2.6}$$

4.2.5 Кривина и торзија

У даљем тексту разматрају се концепти кривине и торзије, две важне функције које се односе на све просторне криве и то на оне чија је класа континуалности најмање C^3 .

Дефиниција 4.2.6. *Кривина и торзија криве.* Ако је c просторна крива регуларне параметризације (Формула 4.2.1), онда је $\dot{\mathbf{p}}(t) \neq [0 \ 0 \ 0]^T$.

- ако је $\mathbf{p}(t)$ класе C^2 , онда је *кривина* $k(t)$ криве c дефинисана као:

$$k(t) = \frac{\|\dot{\mathbf{p}} \times \ddot{\mathbf{p}}\|}{\|\dot{\mathbf{p}}\|^3}; \quad \text{Формула 4.2.7}$$

- ако је $\mathbf{p}(t)$ класе C^3 , онда је *торзија* $\tau(t)$, криве c у $\mathbf{p}(t)$ дефинисана као:

$$\tau(t) = \frac{[\dot{\mathbf{p}}, \ddot{\mathbf{p}}, \dddot{\mathbf{p}}]}{\|\dot{\mathbf{p}} \times \ddot{\mathbf{p}}\|^2}; \quad \text{Формула 4.2.8}$$

Следи кратак преглед особина кривине и торзије:

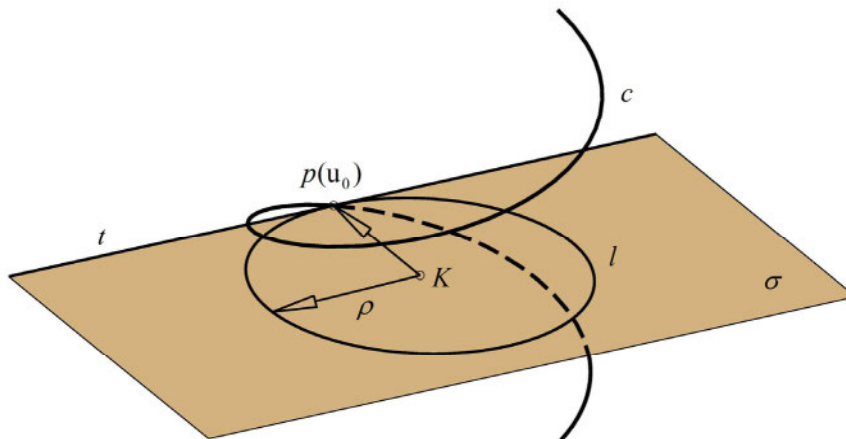
- кривина и торзија криве су инваријантне;
- просторну криву која се налази у равни (раванска крива) карактерише нулта торзија $\tau(t) \equiv 0$;
- концепт кривине може се применити и на криве класе C^2 ;
- у равни, кривина k криве може имати знак (позитивна или негативна);
- у специјалном случају, ако је просторна крива c параметризована преко дужине лука $\mathbf{p} = \mathbf{p}(s)$, онда формуле за кривину k и торзију τ постају значајно једноставније:

$$k = \|\mathbf{p}''\|, \quad \text{Формула 4.2.9}$$

$$\tau = \frac{\det[\mathbf{p}', \mathbf{p}'', \mathbf{p}''']}{\|\mathbf{p}''\|^2}. \quad \text{Формула 4.2.10}$$

4.2.6 Оскулаторни круг и оскулаторна раван

Нека је g тангента криве c у тачки $\mathbf{p}(u_0)$ и нека је $\mathbf{p}(u_1)$ друга тачка криве c , онда постоји круг l^* тангентан на g у тачки $\mathbf{p}(u_0)$ и пролази кроз $\mathbf{p}(u_1)$. Гранични услов да $u_1 \rightarrow u_0$ дозвољава кретање тачке $\mathbf{p}(u_1)$ по кривој c до $\mathbf{p}(u_0)$. Круг l^* се истовремено прилагођава и претвара у круг l тј. *оскулаторни круг* криве c у $\mathbf{p}(u_0)$, (Слика 4.5).



Слика 4.5 Оскулаторни круг и оскулаторна раван. Крива c описана је параметарски $\mathbf{p}(\mathbf{u})$ и за посматрану тачку $\mathbf{u} = \mathbf{u}_0$ у $\mathbf{p}(\mathbf{u}_0)$ одређена је тангента t и оскулаторна раван σ . Оскулаторни круг l лежи у равни σ и има кривину $\rho = \frac{1}{k}$

Лако се доказује да је радијус ρ круга l инверзан кривини:

$$\rho = \frac{1}{k}.$$

Формула 4.2.11

Стога се ρ назива *радијус кривине* криве c у $\mathbf{p}(u_0)$, а раван σ којој припада оскулаторни круг назива се *оскулаторна раван* криве c у $\mathbf{p}(t_0)$. Ова раван дефинисана је векторима првог и другог извода од $\mathbf{p}(t)$.

Тачке код којих је $k = 0$ називају се *превојне тачке* и за њих важи правило да су први и други изводи вектора положаја линеарно независни (не постоји оскулаторни круг и раван). У основи, уколико је кривина једнака нули у одређеном интервалу, тај део криве је праволинијски сегмент. Такође, раванске криве c карактерише нулта торзија $\tau \equiv 0$, односно раван која садржи криву c идентична је оскулаторној равни σ у свим њеним тачкама.

Ако су криве c_1 и c_2 спојене класом C^2 у тачки u_0 , онда криве c_1 и c_2 имају исту кривину, исту оскулаторну раван и исти оскулаторни круг у $\mathbf{p}(u_0)$. Аналогно, уколико спој криве c_1 и c_2 припада класи C^3 у $\mathbf{p}(u_0)$ ове криве имају још и исту торзију у $\mathbf{p}(u_0)$.

4.2.7 Френеов 3-оквир

Нека је $\mathbf{p} = \mathbf{p}(s)$ за $s \in [s_0, s_1]$ параметарски описана крива преко параметра дужине лука s , онда је $\|\mathbf{p}'\| \equiv 1$, $\langle \mathbf{p}', \mathbf{p}'' \rangle \equiv 0$ и $\|\mathbf{p}''\| \equiv k$, где је k кривина криве c . Уколико је $k \neq 0$ на интервалу $[s_0, s_1]$, онда на разматраном делу криве c не постоје превојне тачке. Уведене претпоставке указују нам да су два јединична вектора међусобно управна:

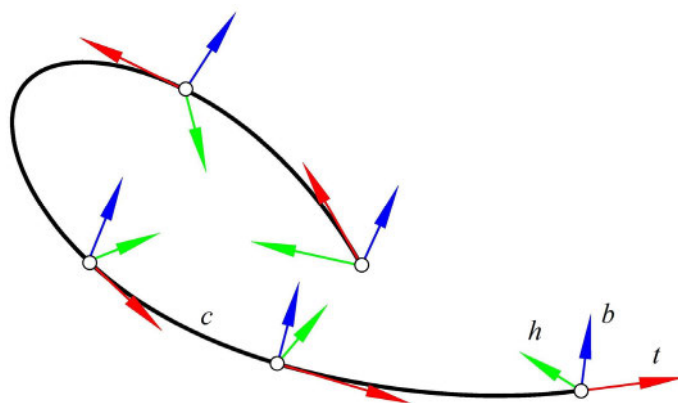
$$\mathbf{t} = \mathbf{p}', \quad \text{Формула 4.2.12}$$

$$\mathbf{h} = \frac{\mathbf{p}''}{k}. \quad \text{Формула 4.2.13}$$

Како би комплетирали ортогоналну векторску базу уводи се трећи вектор:

$$\mathbf{b} = \mathbf{t} \times \mathbf{h}. \quad \text{Формула 4.2.14}$$

Дефиниција 4.2.7. *Френеов оквир криве.* Ако је c крива параметризована у облику $\mathbf{p} = \mathbf{p}(s)$ за $s \in [s_0, s_1]$ и ако је $\|\mathbf{p}''\| = k \neq 0$ на истом интервалу $[s_0, s_1]$, онда се векторска база $\{\mathbf{t}, \mathbf{h}, \mathbf{b}\}$ дефинисана формулама (Формула 4.2.12, Формула 4.2.13, Формула 4.2.14) назива *Френеов оквир* криве c . Вектори $\mathbf{t}, \mathbf{h}, \mathbf{b}$ називају се *вектор тангенте*, *главни вектор нормале* и *вектор бинормале* у тачки $\mathbf{p}(s)$ криве c . Треба приметити да вектори \mathbf{t} и \mathbf{h} образују оскулаторну раван σ криве c . Пример Френеовог оквира за пет различитих тачака криве c параметризоване преко s $\|\mathbf{p}''\| = k \neq 0$ дат је на следећој слици (Слика 4.6).



Слика 4.6 Крива c и њен Френеов оквир $\{\mathbf{t}, \mathbf{h}, \mathbf{b}\}$ приказан за различите вредности параметра лука s .

4.3 КРИВЕ СЛОБОДНОГ ОБЛИКА (FREEFORM)

Рад у САД окружењу захтева адекватне и једноставне алате за контролу и рад са комплексним геометријским облицима па кориснику треба омогућити да лако модификује геометрију и параметре који их описују [Pie97]. Стога ће се у даљем тексту пажња посветити једнопараметарским кривама (енгл. „freeform curves“).

Овде се још помињу математичке основе параметризације и типови слободних кривих, као што су: μ -splines, β -splines, Wilson-Fowler-splines, N-splines (енгл. „Nonlinear splines“), E-splines (енгл. „Exponential splines“), SiT (енгл. „Splines in Tension“).

Дефиниција 4.3.1. *Криве слободног облика.* Ако се $n + 1$ односи на број тачака $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$ у 3Д простору и ако је $F_i(t)$ за $i = 0, \dots, n$ фамилија функција параметра t , крива представљена параметарском репрезентацијом:

$$\mathbf{p}(t) = \sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot \mathbf{a}_i \text{ за } t \in [a, b], \quad \text{Формула 4.3.1}$$

назива се *слободна крива* дефинисана контролним полигоном $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$ над којим је описана фамилија функција $\{F_i(t)\}$, а $[a, b]$ је одговарајући параметарски интервал.

Дефиниција слободних кривих захтева избор одговарајуће фамилије функција $\{F_i(t)\}$, а опис криве условљен је контролним полигоном $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$ који не зависи од врсте координатног система (Декартов, поларно-цилиндрични итд.). Та независност условљена је и гарантована следећим условом:

$$\sum_{i=0}^n F_i(t) \equiv 1. \quad \text{Формула 4.3.2}$$

Ако је овај услов испуњен, постоји уска геометријска повезаност између контролног полигона и облика резултујуће слободне криве. Веза се значајно мења и зависи од избора функције $F_i(t)$. С тим у вези у даљем тексту разматрају се типови слободних кривих и дају се основна математичка тумачења.

4.3.1 Bézier-ове криве

У неколико последњих деценија Bézier-ове криве окосница су за опис кривих слободних облика. Без обзира на то на бази које технике описа сложених облика раде савремени САД системи, у основи ослањају се на особине Bézier-ових кривих. Bézier-ове криве су криве слободног облика код којих је фамилија функција $\{F_i(t)\}$ дефинисана преко *Bernstein-ових* полинома $\{B_{i,n}(t)\}$, којима се реалне континуалне функције на затвореним интервалима могу униформно апроксимирати полиномним функцијама [Sal06].

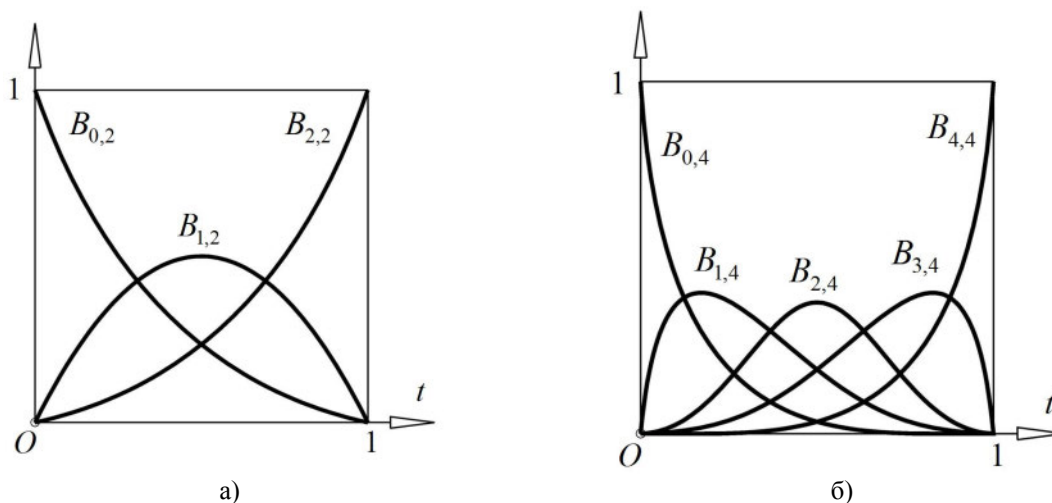
Дефиниција 4.3.2. *Bernstein-ови полиноми.* За задату позитивну и целобројну вредност n , Bernstein-ови полиноми $B_i^n(t)$ степена n дефинисани су следећим изразом:

$$B_{i,n}(t) = \binom{n}{i} \cdot t^i \cdot (1-t)^{n-i} = \frac{n!}{i!(n-i)!} t^i (1-t)^{n-i} \text{ за } i = 0, \dots, n. \quad \text{Формула 4.3.3}$$

Bernstein-ови полиноми $B_{i,n}(t)$ су полиноми степена n и имају следеће особине:

- Bernstein-ови полиноми дефинисани су на интервалу $[0,1]$, тј. $0 \leq B_{i,n}(t) \leq 1$ за $t \in [0,1]$;

- према биномној теореме следи да је $1 = (1 - t + t)^n = \sum_{i=0}^n \binom{n}{i} t^i (1 - t)^{n-i}$, што даље имплицира да је $\sum_{i=0}^n B_{i,n}(t) \equiv 1$;
- скуп Bernstein-ових полинома $\{B_{0,n}(t), \dots, B_{n,n}(t)\}$ степена n база је векторског простора $R_n[t]$ свих полинома степена $\leq n$;
- за свако $i = 1, \dots, n - 1$ важи рекурзија $B_{i,n}(t) = (1 - t)B_{i,n-1}(t) + t \cdot B_{i-1,n-1}(t)$, односно важи $B_{0,n}(t) = (1 - t)B_{0,n-1}(t)$ и $B_{n,n}(t) = (1 - t)B_{n-1,n-1}(t)$;
- за свако $i = 0, \dots, n$ важи да је $B_{n-1,n}(1 - t) = B_{i,n}(t)$. У том случају Bernstein-ови полиноми су симетрични (Слика 4.7);
- за k -ти извод $B_{i,n}^{(k)}(t)$ полиномне функције $B_{i,n}(t)$ у $t = 0$ и $t = 1$ важи да је $B_{i,n}^{(k)}(0) = 0$ за $i = k + 1, \dots, n$, и $B_{i,n}^{(k)}(1) = 0$ за $i = 0, \dots, n - k - 1$;
- извод Bernstein-ових полинома је линеарна комбинација Bernstein-ових полинома.



Слика 4.7 Основна Bernstein-ова функција а) другог степена, б) четвртог степена на интервалу $[0, 1]$

Дефиниција 4.3.3. Bézier-ове криве. Ако је дато $n + 1$ тачака $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$ у 3Д просору или у равни [Nic10], крива c која се може дефинисати формулом:

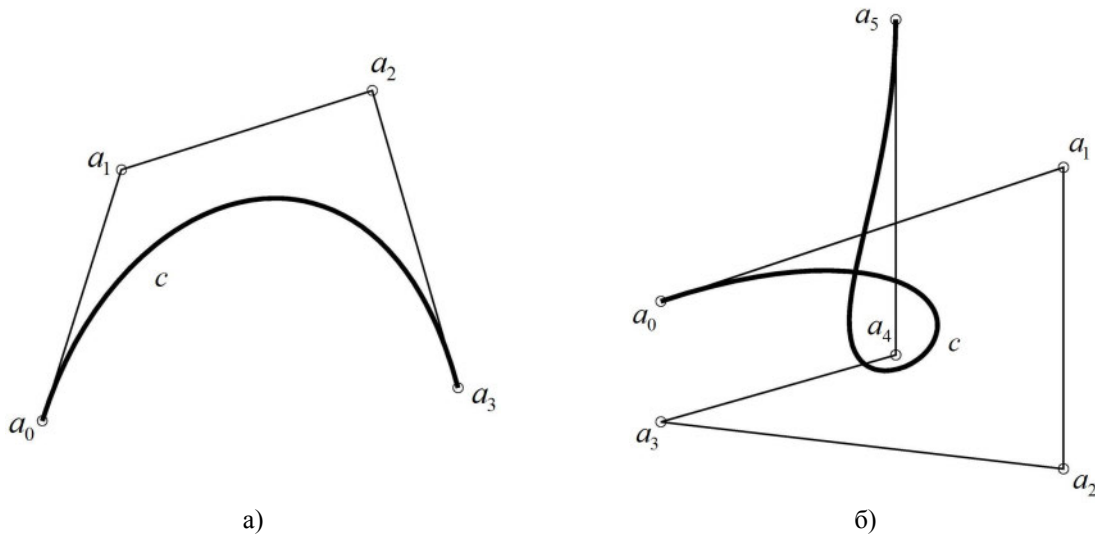
$$\mathbf{p}(t) = \sum_{i=0}^n B_{i,n}(t) \cdot \mathbf{a}_i \text{ за } t \in [0,1]. \quad \text{Формула 4.3.4}$$

назива се *Bézier-ова крива степена n на контролном полигону $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$* . У основи, Bézier-ова крива степена n је полиномна крива степена n . Такође, свака полиномна крива степена n може бити представљена као Bézier-ова крива степена n преко одговарајућег контролног полигона. Ово важи из констатације да је скуп $\{B_{0,n}(t), \dots, B_{n,n}(t)\}$ Bernstein-ових полинома основа $R_n[t]$.

Узимајући да је дата Bézier-ова крива степена n дефинисана на контролном полигону $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$, из свега наведеног произилазе основне особине Bézier-ове криве:

- $\mathbf{p}(0) = \mathbf{a}_0$ и $\mathbf{p}(1) = \mathbf{a}_n$. Bézier-ова крива и њен контролни полигон имају исту почетну тачку \mathbf{a}_0 и крајњу тачку \mathbf{a}_n (Слика 4.8);
- облик Bézier-ове криве одређују контролне тачке кроз које крива не пролази;
- ако је $k \in \{1, \dots, n\}$ целобројна вредност, онда k -ти извод вектора $\mathbf{p}^{(k)}(t)$ у $t = 0$ зависи једино од контролних тачака $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_k$ на $k \in \{0, \dots, n\}$:

$$\mathbf{p}^{(k)}(0) = n \cdot (n - 1) \cdot \dots \cdot (n - k + 1) \sum_{i=0}^k (-1)^i \cdot \binom{k}{i} \cdot \mathbf{a}_{k-i}. \quad \text{Формула 4.3.5}$$



Слика 4.8 Bézier -ве криве а) раванска Bézier-ова крива степена 3 на контролном полигону $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_3$, б) просторна Bézier-ова крива степена 5 на контролном полигону $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_5$

Аналогно, k -ти извод вектора $\mathbf{p}^{(k)}(t)$ у $t = 1$ једино зависи од тачака $\mathbf{a}_n, \dots, \mathbf{a}_{n-k}$ које припарају $k \in \{0, \dots, n\}$, односно:

$$\mathbf{p}^{(k)}(1) = n \cdot (n-1) \cdot \dots \cdot (n-k+1) \sum_{i=0}^k (-1)^i \binom{k}{i} \cdot \mathbf{a}_{n-i}; \quad \text{Формула 4.3.6}$$

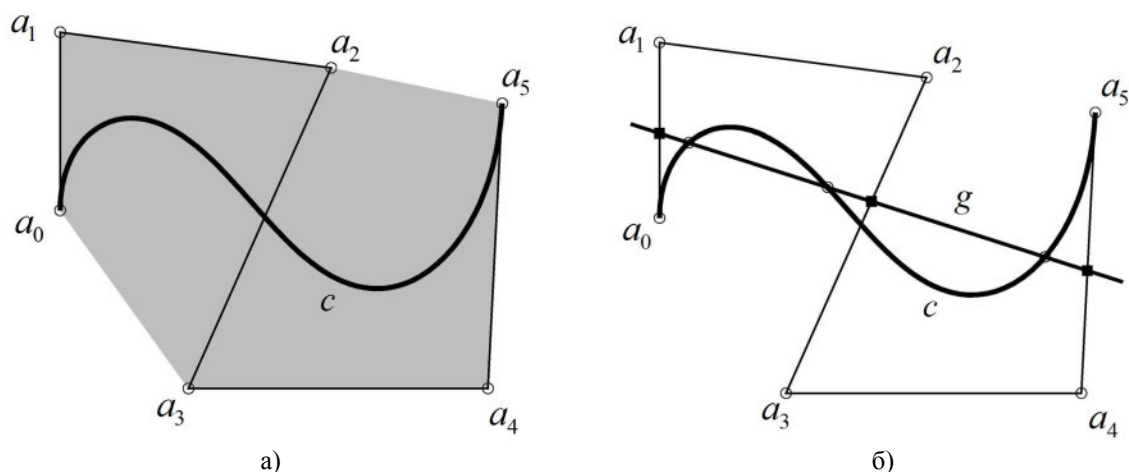
- крива је инваријантно повезана са контролним полигоном $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$, према принципима афине трансформације. Узимајући да је α афина трансформација и да су Bernstein-ови полиноми $B_{i,n}(t)$ степена n , може се написати:

$$\alpha(\mathbf{p}(t)) = \alpha \left(\sum_{i=0}^k B_{i,n}(t) \cdot \mathbf{a}_i \right) = \sum_{i=0}^n B_{i,n}(t) \cdot \alpha(\mathbf{a}_i); \quad \text{Формула 4.3.7}$$

- Bézier-ова крива дефинисана на инверзном контролном полигону истог је облика као и оригинална крива c , али долази до промене оријентације. Према правилу симетрије важи:

$$\sum_{i=0}^n B_{i,n}(t) \cdot \mathbf{a}_i = \sum_{i=0}^n B_{n-i,n}(1-t) \cdot \mathbf{a}_i = \sum_{i=0}^n B_{i,n}(1-t) \cdot \mathbf{a}_{n-i}; \quad \text{Формула 4.3.8}$$

- крива може да сече дужи раванског контролног полигона (Слика 4.9а). Правило важи и за просторне полигоне (полиhedроне);
- нека је c планарна Bézier-ова крива дефинисана контролним полигоном p и нека је g права линија која сече линију c и полигон p . Број пресечних тачака са c мањи је или једнак броју пресечних тачака са p .
- слично се може дефинисати и у простору, преко броја пресечних тачака криве и равни γ (Слика 4.9б).



Слика 4.9 Особине Bézier –вих кривих а) пресек криве c са контролним полигоном $a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5$, б) пресек криве и контролног полигона правом линијом g

Према формули (Формула 4.3.6), за $k = 1$ следи да је $\dot{\mathbf{p}}(0) = n \cdot (\mathbf{a}_1 - \mathbf{a}_0)$. Ово значи да је прва дуж контролног полигона $\mathbf{a}_0\mathbf{a}_1$ тангентна на Bézier-ову криву c у почетној тачки \mathbf{a}_0 . Еквивалентно, последња дуж контролног полигона $\mathbf{a}_{n-1}\mathbf{a}_n$ тангентна је на криву c у крајњој тачки контролног полигона \mathbf{a}_n (Слика 4.8).

4.3.2 B-Spline криве

Наставак Bézier-ове криве и моделирање њеног облика омогућавају корисницима конструисање линија са потребним бројем сегмената степена n и C^k степена континуитета у тачкама њиховог спајања. Дељење кривих на више сегмената води ка концепту сплајн (енгл. „Spline“) кривих [Mar05].

Дефиниција 4.3.4. *Spline функција и spline криве.* Математички, Spline линије дефинисане су на следећи начин:

- низ реалних бројева $t_0 < t_1 < \dots < t_m$ предаваља чворове (енгл. „knots“), а (t_0, t_1, \dots, t_m) је вектор чворова;
- Spline линија не пролази ни кроз једну од контролних тачака;
- ако је познат вектор чвора (t_0, t_1, \dots, t_m) , онда се функција $F(t), t \in [t_0, t_m]$ коју чине полиномни сегменти $f_j(t), t \in [t_j, t_{j+1}]$ степена $k - 1$ назива *Spline функција*, ако је $(k - 2)$ пута диференцијабилна у чворним тачкама. У том случају припадајући полиноми $f_j(t), f_{j+1}(t)$ имају исте изводе до $k - 2$ у t_{j+1} . Уколико је степен диференцијабилности у тим тачкама мањи од $k - 2$, таква функција зове се *SubSpline функција*;
- скуп свих Spline функција степена $k - 1$ чворног вектора (t_0, t_1, \dots, t_m) може се представити функцијом $\mathcal{F}_{k-1}(t_0, t_1, \dots, t_m)$;
- слободна крива облика $\mathbf{p}(t) = \sum_{i=0}^m F_i(t) \cdot \mathbf{a}_i$ назива се *Spline крива* ако су функције $F_i(t)$ Spline функције над заједничким чворним вектором (t_0, t_1, \dots, t_m) .

Скуп Spline функција $\mathcal{F}_{k-1}(t_0, t_1, \dots, t_m)$ је векторски простор димензије $d = \dim \mathcal{F}_{k-1}(t_0, t_1, \dots, t_m) = m + k - 1$.

Једна од најчешће коришћених Spline линија су B-Spline линије (енгл. „Basic Spline“), па се као у случају Bézier-ове криве разматрају кореспондентне основне функције.

Дефиниција 4.3.5. *Основне функције B-Spline криве.* Нека су n и $k < n$ позитивне целобројне вредности и нека је $(t_0, t_1, \dots, t_n, t_{n+1}, \dots, t_{n+k})$ чворни вектор. Може се дефинисати:

1. За $k = 1$:

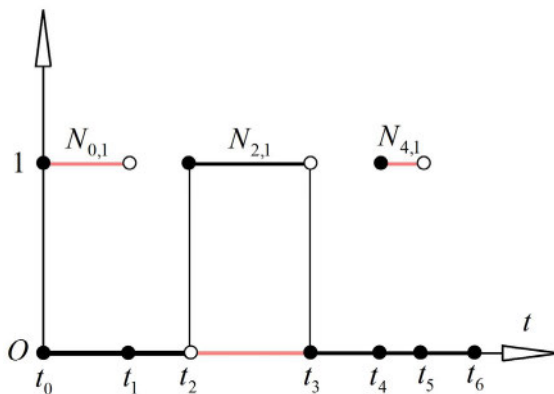
$$N_{i,1}(t) = \begin{cases} 1, & \text{if } t_i \leq t < t_{i+1}, \\ 0 & \end{cases} \quad \text{Формула 4.3.9}$$

2. За $k > 1$:

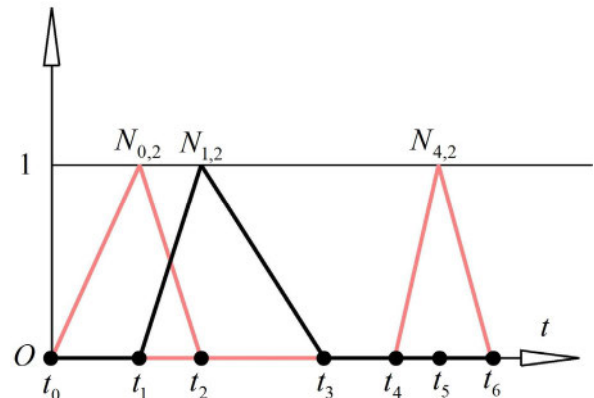
$$N_{i,k}(t) = \frac{t-t_i}{t_{i+k-1}-t_i} \cdot N_{i,k-1}(t) + \frac{t_{i+k}-t}{t_{i+k}-t_{i+1}} \cdot N_{i+1,k-1}(t), \text{ за } i = 0, \dots, n. \quad \text{Формула 4.3.10}$$

Функције $N_{i,k}(t)$ су основне функције B-Spline линије (Слика 4.10, Слика 4.11, Слика 4.12, Слика 4.13) и за њих важи следеће:

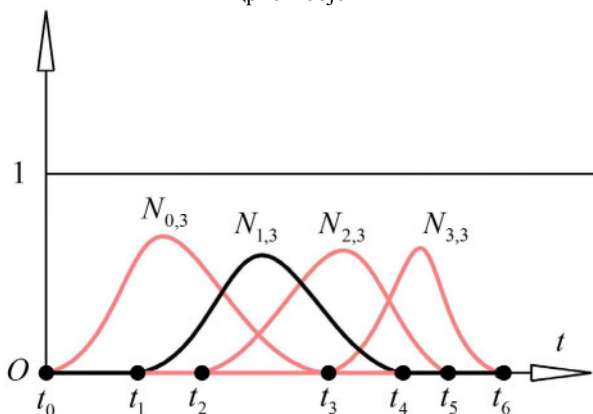
- $N_{i,k}(t) > 0$ за $t \in (t_i, t_{i+k})$ и $N_{i,k}(t) = 0$ у осталим вредностима;
- функције $N_{i,k}(t)$ садрже полиномне сегменте степена $k - 1$, сваки дефинисан на интервалу $[t_j, t_{j+1}]$ између два суседна чвора;
- свака B-Spline основна функција $N_{i,k}(t)$ је $(k - 2)$ пута диференцијабилна у сваком чвору $t_i, t_{i+1}, \dots, t_{i+k}$;
- у оквиру интервала $[t_l, t_{l+1}]$, једино су базне функције $N_{l-k+1,k}(t), \dots, N_{l,k}(t)$ различите од 0.



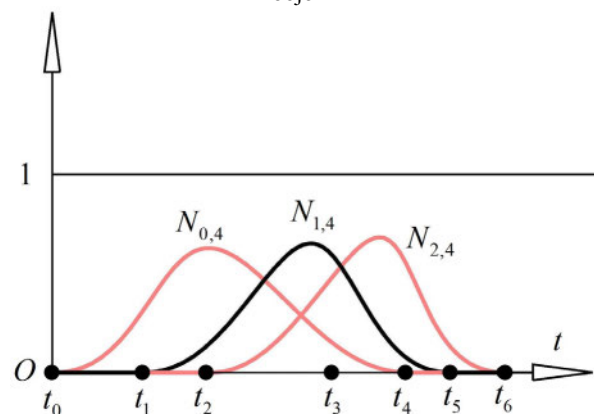
Слика 4.10 B-Spline основна функција $N_{i,1}(t)$ за $i = 0, 2$ и $i = 4$. Функција $N_{2,1}(t)$ истакнута је црном бојом



Слика 4.11 B-Spline основна функција $N_{i,2}(t)$ за $i = 0, 1, 4$. Базна функција $N_{2,1}(t)$ истакнута је црном бојом



Слика 4.12 B-Spline основна функција $N_{i,3}(t)$ за $i = 0, 1, 2, 4$. Функција $N_{1,3}(t)$ је истакнута



Слика 4.13 B-Spline основна функција $N_{i,4}(t)$ за $i = 0, 1, 2$. Истакнута је функција $N_{1,4}(t)$

- за B-Spline базне функције важи да је њихов збир једнак 1:

$$\sum_{i=0}^n N_{i,k}(t) \equiv 1; \quad \text{Формула 4.3.11}$$

- В-Spline базне функције $N_{0,k}(t), \dots, N_{n,k}(t)$ чине основу линеарног простора $\mathcal{F}_{k-1}(t_{k-1}, \dots, t_{n+1})$.

Дефиниција 4.3.6. *В-Spline крива.* Ако су дати целобројни позитивни параметри k и n , при чему је $k < n + 2$ и нека је познат вектор чворова $(t_0 < t_1 < \dots < t_n < t_{n+1} < \dots < t_{n+k})$, као и $n + 1$ тачака контролног полигона $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$. Крива c представљена параметарском формулом:

$$\mathbf{p}(t) = \sum_{i=0}^n N_{i,k}(t) \cdot \mathbf{a}_i \quad \text{за } t \in [t_{k-1}, t_{n+1}], \quad \text{Формула 4.3.12}$$

назива се *В-Spline крива* на контролном полигону $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$ и чворном вектору (t_0, \dots, t_{n+k}) . Тачке \mathbf{a}_i су контролне тачке полигона или *de Boor*-ове тачке.

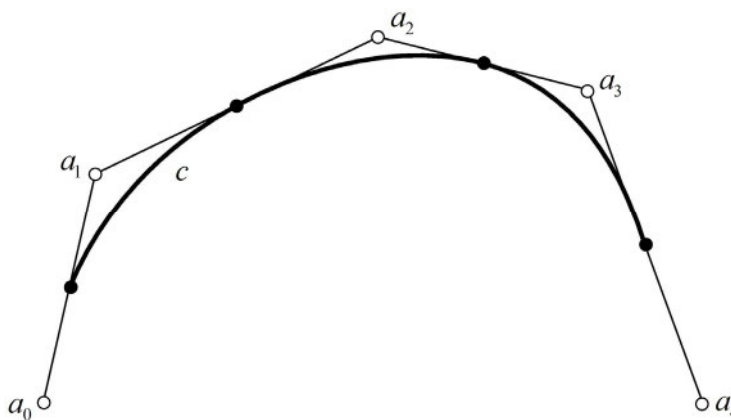
Дефиниција 4.3.7. *Униформне и неуниформне В-Spline криве.* Ако је чворни интервал $[t_i, t_{i+1}]$ и ако су дужи између чворишта једнаке, чворни вектор је *униформан*. В-Spline линија која има чворни вектор са овим својством назива се *униформна В-Spline крива* (енгл. „Uniform B-Spline curve“) (Слика 4.14). Чворни вектори са неуниформном дистрибуцијом чворова дефинишу *неуниформне В-Spline криве* (енгл. „Non-uniform B-Spline curve“).

У складу са овим, наводе се особине В-Spline кривих:

- за интервал $t \in [t_l, t_{l+1}]$ важи да сегмент В-Spline линије на интервалу $[t_l, t_{l+1}]$ једино зависи од k контролних тачака $\mathbf{a}_{l-k+1}, \dots, \mathbf{a}_l$, односно важи:

$$\mathbf{p}(t) = \sum_{i=0}^n N_{i,k}(t) \cdot \mathbf{a}_i = \sum_{i=l-k+1}^l N_{i,k}(t) \cdot \mathbf{a}_i; \quad \text{Формула 4.3.13}$$

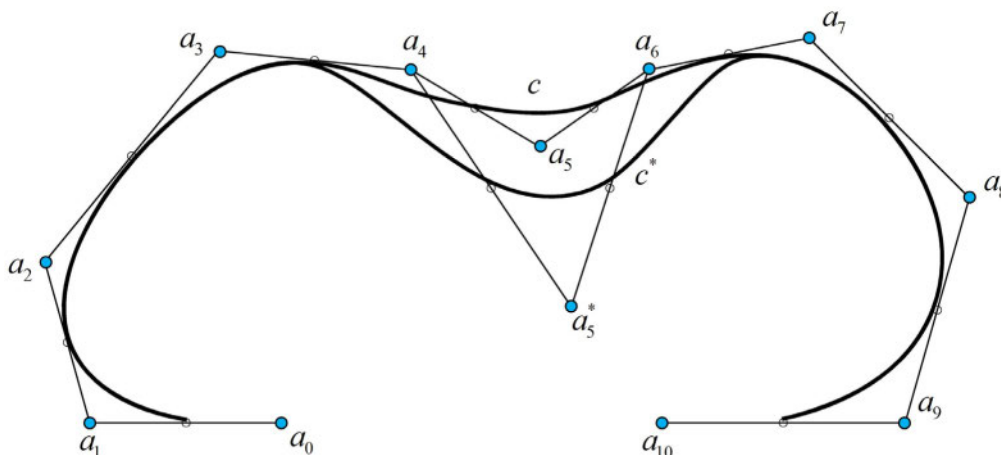
- крива је инваријантно повезана са контролним полигоном $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$ афиним трансформацијама;
- В-Spline крива је глатка на сваком интервалу интервала $[t_i, t_{i+1}]$. Оне су C^{k-2} континуалне у тачкама $\mathbf{p}(t_i)$.



Слика 4.14 В-Spline крива $n = 4$ и $k = 3$. Вектор чворова је униформан тј. крива је дефинисана преко средњих тачака дужи контролних полигона

Подсећања ради, степен полинома Bézier-ове криве је за 1 мањи од броја контролних тачака. За разлику од тога, полином B-Spline линије $k - 1$ и не зависи од $n + 1$ контролних тачака. Стога је једна од значајних предности B-Spline линија то што повећањем броја n не долази до промене степена полинома.

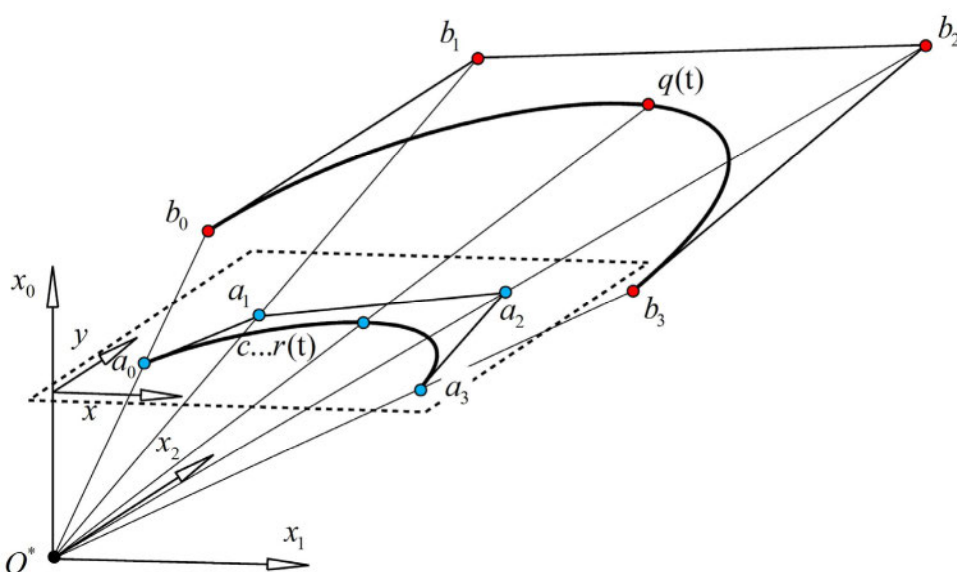
Према формули (Формула 4.3.13) промена положаја контролне тачке a_l условиће промену сегмента криве дефинисане на интервалу $[t_l, t_{l+k}]$, а остали сегменти остају непромењени (Слика 4.15).



Слика 4.15 Локална контрола B-Spline криве, $k = 4$. Промена контролне тачке a_5 на a_5^* локално мења облик криве на интервалима $[t_5, t_6], [t_6, t_7], [t_7, t_8], [t_8, t_9]$. Сегменти који се односе на интервале $[t_3, t_4], [t_4, t_5]$ и $[t_9, t_{10}], [t_{10}, t_{11}]$ остају непромењени

4.3.3 Рационалне слободне криве, NURBS (Рационалне криве слободног облика, NURBS)

Избором одговарајуће фамилије основних функција $F_i(t)$ за $i = 0, \dots, n$ на одговарајућем полигону одређена је крива слободног облика. Сада се дефинише појам рационалних линија слободног облика. Разматра се полигон a_0, \dots, a_n у равни $[x, y]$ као $a_i = \begin{bmatrix} a_{i,1} \\ a_{i,2} \end{bmatrix}$ за $i = 0, \dots, n$.



Слика 4.16 Рационална раванска крива $c \dots r(t)$ интерпретирана као централна пројекција просторне слободне криве $q(t)$

Да би се дефинисао појам рационалне криве слободног облика $\mathbf{r}(t)$ одређују се вредности тежинских фактора w_i за сваку контролну тачку. Да би се конструисала линија $\mathbf{r}(t)$ примењују се следећа три корака:

Први корак: Нека раван π садржи тачке контролног полигона $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$ и припада простору E_3 и нека је просторни координатни систем дефинисан тачком O^* и координатним осама x_0, x_1, x_2 . Тачка \mathbf{p} са координатама x, y у равни π има координате $x_0 = 1, x_1 = x, x_2 = y$ (Слика 4.16).

Други корак: Свака тачка \mathbf{a}_i представљена је вектором $[1, a_{i,1}, a_{i,2}]^T$. Тежински фактори w_i користе се као фактор скалирања координата од O^* . Линије пројекције обухватају тачке \mathbf{a}_i и тачке $\mathbf{b}_i = [w_i, w_i a_{i,1}, w_i a_{i,2}]^T$. Нове тачке \mathbf{b}_i садрже информације о координатама \mathbf{a}_i и њихових тежинских фактора w_i . Тачке $\mathbf{b}_0, \dots, \mathbf{b}_n$ новог просторног полигона представљају основ за креирање криве слободног облика, основне функције $F_i(t)$:

$$\mathbf{q}(t) = \sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot \mathbf{b}_i, \text{ за } t \in [t_0, t_1]. \quad \text{Формула 4.3.14}$$

Трећи корак: Сада се разматра централна пројекција δ од центра O^* у равни $\pi \dots x_0 = 1$. Тачка $\mathbf{q} = [x_0, x_1, x_2]^T$ у 3Д простору за $x_0 \neq 0$ мапирана је на пројекционој равни у тачки $\mathbf{p} = [1, \frac{x_1}{x_0}, \frac{x_2}{x_0}]^T$. Уколико се изостави координата $x_0 = 1$, тада се добија $\delta(\mathbf{q}) = [\frac{x_1}{x_0}, \frac{x_2}{x_0}]^T = [x, y]^T$. Рационална слободна крива $\mathbf{r}(t)$ дефинисана је као централна пројекција полиномне слободне криве $\mathbf{q}(t)$ у равни π .

$$\mathbf{r}(t) = \delta(\mathbf{q}(t)) = \frac{\sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot w_i \cdot \mathbf{a}_i}{\sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot w_i}. \quad \text{Формула 4.3.15}$$

Дефиниција 4.3.8. *Рационалне слободне криве.* Рационалне слободне криве $\mathbf{r}(t)$ на задатом контролном полигону $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$ за дефинисане пондере $w_0 \neq 0, \dots, w_n \neq 0$ и полиномне основне функције $F_0(t), \dots, F_n(t)$ параметарски су дефинисане формулом (Формула 4.3.15).

Овај концепт може се генерализовати на просторну рационалну криву преко просторног полигона $\mathbf{a}_i = [a_{i,1}, a_{i,2}]^T$ за $i = 0, \dots, n$. Поставља се суштинско питање: Како утицајни тежински фактори утичу на облик криве? Одговор зависи од типа криве (нпр. B-Spline, Bézier-ова крива, итд.).

Дефиниција 4.3.9. *Карактеристике рационалних кривих линија слободног облика.* Ако је $c \dots \mathbf{r}(t)$ рационална крива слободног облика дефинисана контролним полигоном $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$, пондерима w_0, \dots, w_n и полиномним основним функцијама $F_0(t), \dots, F_n(t)$, онда:

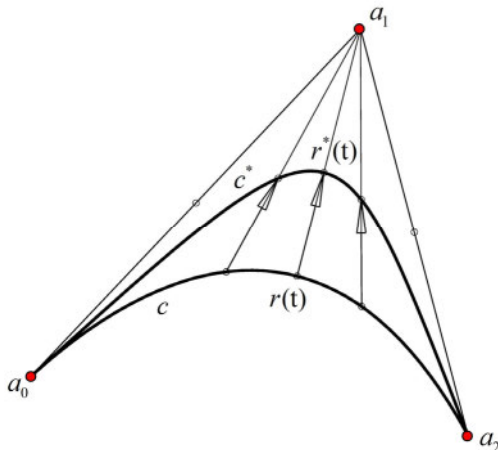
- облик криве c може се променити без замене тачака контролног полигона, променом вредности w_i ;
- ако су w_0, \dots, w_n позитивне вредности и ако се један пондер w_{i_0} повећа на $w_{i_0} + \Delta$, за $\Delta > 0$, онда се крива $c \dots \mathbf{r}(t)$ претвара у нову $c^* \dots \mathbf{r}^*(t)$. Такође, за сваку вредност t тачке $\mathbf{r}(t)$, $\mathbf{r}^*(t)$ и \mathbf{a}_{i_0} су колинеарне. Нова тачка $\mathbf{r}^*(t)$ добија се по следећој формули:

$$\mathbf{r}^*(t) - \mathbf{r}(t) = \frac{F_{i_0}(t) \cdot \Delta}{\sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot w_i - F_{i_0}(t) \cdot \Delta} (\mathbf{a}_{i_0} - \mathbf{r}(t)); \quad \text{Формула 4.3.16}$$

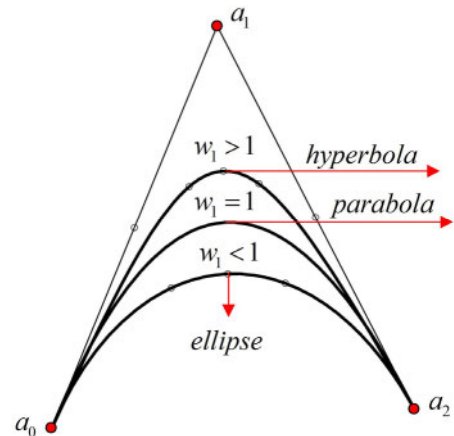
- множењем пондера са константним фактором $\alpha \neq 0$ не долази до промене резултујуће рационалне криве;

- ако су сви пондери w_i еквивалентни ($w_0 = \dots = w_n = w \neq 0$), рационална крива идентична је са регуларном кривом $\mathbf{p}(t) = \sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot \mathbf{a}_i$. Ово произилази из следеће формуле:

$$\mathbf{r}(t) = \frac{\sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot w \cdot \mathbf{a}_i}{\sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot w} = \frac{w \cdot \sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot \mathbf{a}_i}{w \cdot \sum_{i=0}^n F_i(t)} = \sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot \mathbf{a}_i. \quad \text{Формула 4.3.17}$$



Слика 4.17 Рационална Bézier-ова крива c степена 2. Повећањем пондера w_1 на $w_1 + \Delta$ креира другу рационалну криву c^* . Повећањем пондера w_1 помера сваку тачку ка контролној тачки a_1



Слика 4.18 Рационална Bézier-ова степена 2 са тежинским факторима $w_0, w_2 = 1$ у крајњим тачкама. У зависности од вредности w_1 крива c може бити елипса, парабола или хипербола.

Даље се разматрају принципи рационализације криве према основним полиномним функцијама $F_i(t)$ за $i = 0, \dots, n$. У том смислу говори се о рационалним B-Spline и Bézier-овим кривама.

4.3.3.1 Рационалне Bézier-ове криве

Узмимо да су Bernstein-ови полиноми $B_{i,n}(t)$ степена n . Дефинишући једнакост $F_i(t) = B_{i,n}(t)$ добија се параметризација рационалне Bézier-ове криве у форми:

$$\mathbf{r}(t) = \frac{\sum_{i=0}^n B_{i,n}(t) \cdot w_i \cdot \mathbf{a}_i}{\sum_{i=0}^n B_{i,n}(t) \cdot w_i}. \quad \text{Формула 4.3.18}$$

Полиномне регуларне Bézier-ове криве имају многа ограничења у примени, чак и са степеном полинома $n = 2$. Да би се нпр. Bézier-овом кривом представила хипербола, елипса, круг и сл., у том случају параметризација се обавља рационалним функцијама.

Општа репрезентација рационалне Bézier-ове криве c дефинисане на интервалу $\mathbf{a}_0, \mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2$ представљена је формулом:

$$\mathbf{r}(t) = \frac{\sum_{i=0}^2 B_{i,2}(t) \cdot w_i \cdot \mathbf{a}_i}{\sum_{i=0}^2 B_{i,2}(t) \cdot w_i} = \frac{(1-t)^2 w_0 \cdot \mathbf{a}_0 + 2t(1-t)^2 w_1 \cdot \mathbf{a}_1 + t^2 w_2 \cdot \mathbf{a}_2}{(1-t)^2 w_0 + 2t(1-t)^2 w_1 + t^2 w_2}. \quad \text{Формула 4.3.19}$$

4.3.3.2 Рационалне B-Spline криве, NURBS

Имајући у виду да су B-Spline криве далеко флексибилније за обликовање од Bézier-ових кривих, могућност да се представе као рационалне функције даје им додатне погодности и проширује њихову примену.

Дефиниција 4.3.10. *Рационалне B-Spline криве.* Нека је дат просторни или равански контролни полигон $\mathbf{a}_0, \dots, \mathbf{a}_n$, пондери w_0, \dots, w_n и нека је $N_{i,k}(t)$ за $i = 0, \dots, n$ B-Spline базна функција која припада чворном вектору $(t_0, t_1, \dots, t_n, t_{n+1}, \dots, t_{n+k})$. Онда је кореспондентна рационална B-Spline крива дефинисана следећом формулом:

$$\mathbf{r}(t) = \frac{\sum_{i=0}^n N_{i,k}(t) \cdot w_i \cdot \mathbf{a}_i}{\sum_{i=0}^n N_{i,k}(t) \cdot w_i}. \quad \text{Формула 4.3.20}$$

Према дефиницији чворног вектора, B-Spline криве могу бити униформне и неуниформне, те се у складу са тим дефинише појам NURBS.

Дефиниција 4.3.11. *NURBS.* Рационалне B-Spline криве са неуниформним чворним вектором генерално се називају NURBS (енгл. „*Non-Uniform Rational B-Spline*“) [Mun13].

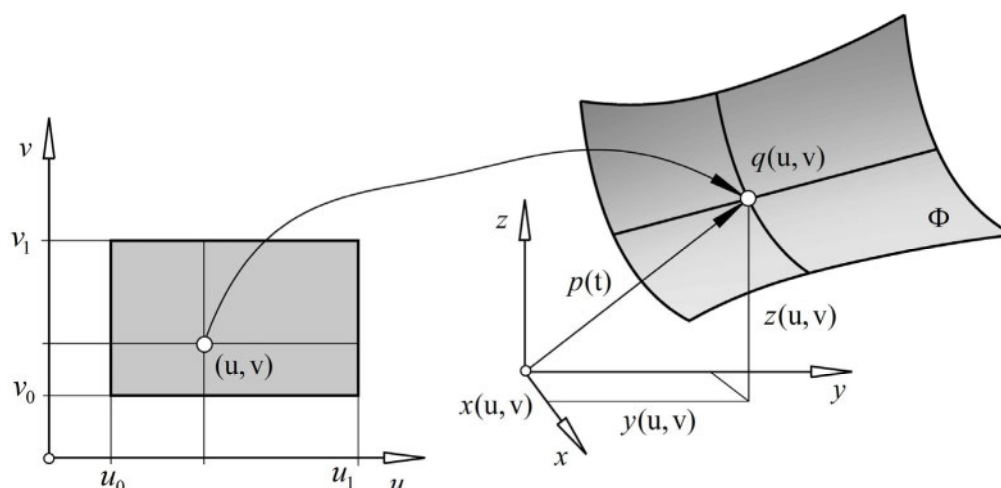
У компјутерској графичи и CAD системима NURBS криве нуде конструкторима значајне погодности и низ параметара (пондера или чворишта) за контролу облика линије и површи (облика).

4.4 ПОВРШИ

Овај део поглавља ослања се на претходни текст и у њему се разматрају основне дефиниције, математички параметарски описи и заједничке геометријске карактеристике појединих врста површи. Посебна пажња посвећена је скулптурним деформабилним површима, тензорским 3Д површима и њиховој анализи.

4.4.1 Параметарска репрезентација површи

Једна од најједноставнијих дефиниција површи је да је површ дводимензионални сет тачака у 3Д простору [Rog01]. Тачка у 3Д простору описана је вектором позиције $\mathbf{p}(t)$ и за њу се сматра да је нулте димензије. Ако позиција вектора зависи од параметра t добија се крива. Аналогно, површ је скуп тачака у 3Д простору описаних векторском функцијом два параметра u и v , $\mathbf{q}(u, v)$ (Слика 4.19). Другим речима, површ је траг покретне криве у простору.



Слика 4.19 Параметризација површи Φ . Пресликавањем на параметарском домену $D = [u_0, u_1] \times [v_0, v_1]$ креира се тачка $\mathbf{q}(u, v)$ за сваку вредност $(u, v) \in D$. Тачке $\mathbf{q}(u, v)$ дефинишу површ Φ у 3Д простору

$$\mathbf{q}(u, v) = \begin{bmatrix} x(u, v) \\ y(u, v) \\ z(u, v) \end{bmatrix} \text{ за } (u, v) \in D. \quad \text{Формула 4.4.1}$$

Параметарска репрезентација површи дефинисана је формулом (Формула 4.4.1). Параметри (u, v) дефинисани су на параметарском домену који је обично правоугаони $D = [u_0, u_1] \times [v_0, v_1]$.

Дефиниција 4.4.1. *Регуларна параметризација површи.* Параметризација површи представљена формулом (Формула 4.4.1) је регуларна ако је диференцијабилна векторска функција у u и v и ако су за све $u, v \in D$ вектори извода линеарно независни:

$$\mathbf{q}_u(u, v) = \frac{d\mathbf{q}}{du}(u, v), \mathbf{q}_v(u, v) = \frac{d\mathbf{q}}{dv}(u, v), \text{ односно важи } \mathbf{q}_u \times \mathbf{q}_v \neq 0. \quad \text{Формула 4.4.2}$$

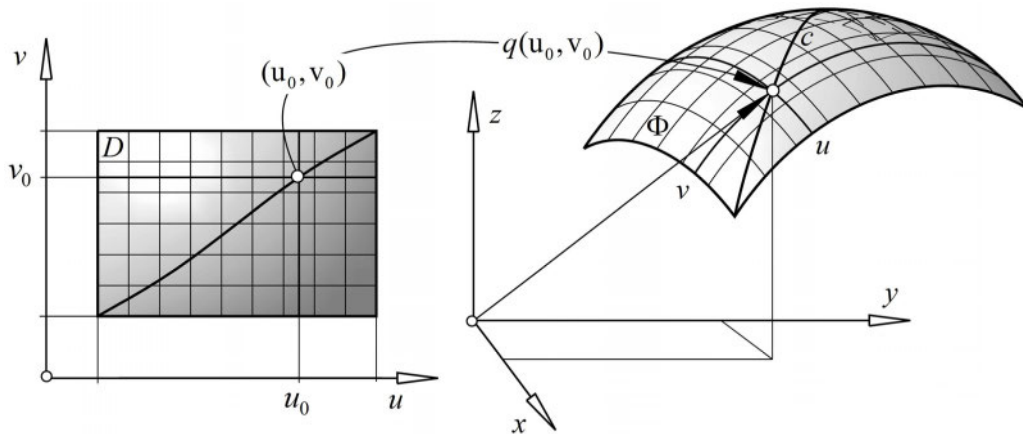
4.4.2 Криве на површи

Ако је површ Φ дефинисана параметарском репрезентацијом (Формула 4.4.1), лако је описати криву која јој припада.

Дефиниција 4.4.2. *Крива на површи.* Ако је површ Φ параметарски дефинисана и ако су функције $u = u(t)$ и $v = v(t)$ зависне од једног параметра t , тада крива c која припада параметарском домену D , припада површи Φ и описана је следећом формулом.

$$\mathbf{p}(t) = \mathbf{q}(u(t), v(t)) = \begin{bmatrix} x(u(t), v(t)) \\ y(u(t), v(t)) \\ z(u(t), v(t)) \end{bmatrix}. \quad \text{Формула 4.4.3}$$

У специјалном случају, за $u = t$ и $v = v_0 = \text{const}$ целокупни сет кривих на површи зависи од константе $v = v_0$, и такве линије су u -линије (Слика 4.20). Сличним условом $u = u_0 = \text{const}$ и $v = t$, добиће се сет v -линија. Линије u и линије v образују *мрежу параметарских линија*. Облик линија које чине параметарску мрежу зависи од параметарске функције $\mathbf{q}(u, v)$ на површ Φ .



Слика 4.20 Крива на површи $c \dots \mathbf{p}(u(t), v(t))$ мапирана у параметарском домену D за $u = u(t)$ и $v = v(t)$. Свака тачка $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ на површи Φ налази се у пресеку u -линије за $u = u_0$ и v -линије за $v = v_0$

4.4.3 Изводи и тангентне равни на површ

Као и код кривих, и код површи се може дефинисати класа диференцијабилности функције, односно непрекидности споја две површи. Нека је k ненегативни целобројни параметар и нека је Φ параметарска површ $\mathbf{q} = \mathbf{q}(u, v)$, $(u, v) \in D$. За параметризацију $\mathbf{q}(u, v)$ каже се да је класе C^k ако постоје сви парцијални изводи степена k и континуалне су векторске функције.

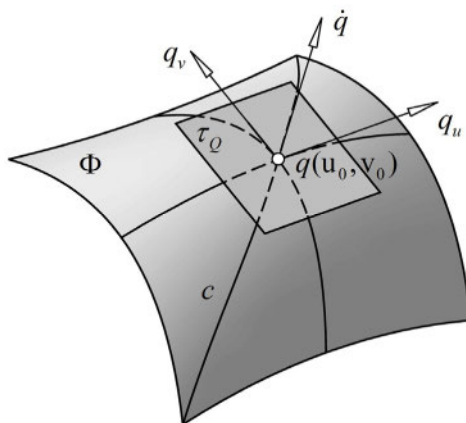
$$\frac{\partial^k \mathbf{q}}{(\partial u)^i (\partial v)^j}(u, v) \text{ за } i + j = k. \quad \text{Формула 4.4.4}$$

Ако k -ти парцијални извод векторске функције $\mathbf{p}(u, v)$ постоји за сваку вредност $k \in \mathbb{N}$, за функцију $\mathbf{q}(u, v)$ каже се да је класе C^∞ или глатка.

Нека је параметарска површ Φ описана са $\mathbf{q} = \mathbf{q}(u, v)$ класе C^1 и нека је крива c на површи параметризована функцијама $\mathbf{p}(t) = \mathbf{q}(u(t), v(t))$, $u = u(t)$, $v = v(t)$ класе C^1 . Тангентни вектор на криву c у $t = t_0$, ($u_0 = u(t_0)$, $v_0 = v(t_0)$) настаје диференцирањем:

$$\dot{\mathbf{p}}(t_0) = \frac{d\mathbf{p}}{dt}(t_0) = \mathbf{q}_u(u_0, v_0) \cdot \dot{u}(t_0) + \mathbf{q}_v(u_0, v_0) \cdot \dot{v}(t_0). \quad \text{Формула 4.4.5}$$

На основу овога произилази да вектор тангенте криве на површи у тачки $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ представља линеарну комбинацију тангентних вектора \mathbf{q}_u и \mathbf{q}_v параметарских линија које се секу у истој тачки. Ако је параметарска презентација површи регуларна, парцијални вектори \mathbf{q}_u и \mathbf{q}_v у тачки (u_0, v_0) су линеарно независни и леже у равни τ_Q која тангира површ у тачки $Q \dots \mathbf{q}(u_0, v_0)$ (Слика 4.21).



Слика 4.21 Тангентна равна τ_Q на површ у тачки $\mathbf{q}(u_0, v_0)$. Равна τ_Q образују вектори \mathbf{q}_u и \mathbf{q}_v , тангентни на параметарске линије кроз $\mathbf{q}(u_0, v_0)$.

Дефиниција 4.4.3. *Тангентна равна и нормала у тачки.* Нека је Φ површ регуларне параметризације $\mathbf{q} = \mathbf{q}(u, v)$ класе C^1 и нека је $Q \dots \mathbf{q}(u_0, v_0)$ тачка која јој припада. Онда се равна τ_Q кроз Q дефинисана векторима $\mathbf{q}_u(u_0, v_0)$ и $\mathbf{q}_v(u_0, v_0)$ назива *тангентна равна* на површ Φ у тачки $\mathbf{q}(u_0, v_0)$.

Равна се налази у тачки $Q \dots \mathbf{q}(u_0, v_0)$ и детерминише *вектор нормале* $\mathbf{n}(u_0, v_0) = \mathbf{q}_u(u_0, v_0) \times \mathbf{q}_v(u_0, v_0)$. Равна τ_Q дефинисана је једначином $\tau_Q \dots \langle \mathbf{n}(u_0, v_0), \mathbf{x} - \mathbf{q}(u_0, v_0) \rangle = 0$.

Дефиниција 4.4.4. C^k *континуитет две површи у тачки.* Нека су дате две површи Φ_1 и Φ_2 параметарски дефинисане са $\mathbf{q}_1 = \mathbf{q}_1(u, v)$ и $\mathbf{q}_2 = \mathbf{q}_2(u, v)$, обе класе C^k , $k \geq 0$.

Параметарски спој површи континуитета C^k у тачки (u_0, v_0) испуњен је ако важи: $\frac{\partial^l \mathbf{q}_1}{(\partial u)^i (\partial v)^j}(u_0, v_0) = \frac{\partial^l \mathbf{q}_2}{(\partial u)^i (\partial v)^j}(u_0, v_0)$ за свако $l = 0, \dots, k$ и $i + j = l$. У геометријском смислу говори се о GC^k континуитету.

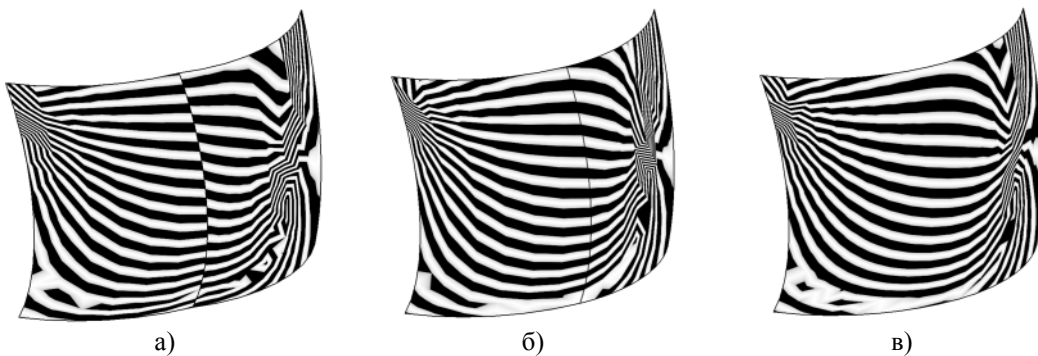
Дефиниција 4.4.5. GC^k *континуитет две површи у тачки.* Ако су две површи Φ_1 и Φ_2 параметарски дефинисане са $\mathbf{r}_1 = \mathbf{r}_1(s, t)$ и $\mathbf{r}_2 = \mathbf{r}_2(\sigma, \tau)$ и нека имају заједничку тачку $\mathbf{r}_1 = \mathbf{r}_1(s_0, t_0) = \mathbf{r}_2 = \mathbf{r}_2(\sigma_0, \tau_0) = \mathbf{a}$, онда се каже да су површи Φ_1 и Φ_2 спојене континуитетом GC^k у тачки \mathbf{a} уколико постоје репараметризације: $\mathbf{q}_1(u, v) = \mathbf{r}_1(s(u, v), t(u, v))$ и $\mathbf{q}_2(u, v) = \mathbf{r}_2(\sigma(u, v), \tau(u, v))$ површи Φ_1 и Φ_2 такве да су $\mathbf{q}_1(u, v)$ и $\mathbf{q}_2(u, v)$, континуалности C^k у тачки (u_0, v_0) .

Треба имати на уму да је континуитете GC^k и C^k у тачки визуелно тешко разликовати. У практичним применама, спој две површи у тачки најчешће се моделира континуитетом C^0 (заједничка тачка) и C^1 (заједничка тачка и тангентна равна), специјално и до C^2 .

Дефиниција 4.4.6. C^k и GC^k континуитет две површи дуж линије. Ако су Φ_1 и Φ_2 две површи, онда важи:

- ако је параметарски спој површи Φ_1 и Φ_2 континуитета C^k у свакој тачки заједничке криве c каже се да су површи Φ_1 и Φ_2 спојене континуитетом C^k дуж криве c ;
- ако постоји параметарска трансформација две површи таква да је њихов спој C^k континуалан у свакој тачки криве c , за површи Φ_1 и Φ_2 су GC^k континуалне дуж линије c .

Потреба за успостављањем континуитета C^k и GC^k дуж линије споја површи c јавља се у великом броју САД система. У њима постоји низ алата за визуелну анализу континуитета споја делова и/или сегмената површи – печева (енгл. „Patches“) који се не би могли уочити голим оком. На слици (Слика 4.22) илустрована је примена рефлексивних линија аплицираних на две површи које су спојене различитим степеном континуитета.



Слика 4.22 Два глатка сегмента површи спојена различитим степеном континуитета: а) континуитет C^0 , спој дуж линије, б) континуитет C^1 , спој дуж линије у којој постоје заједничке тангентне равни на оба сегмента површи и в) континуитет C^2 , рефлексивне линије су континуитета C^1 на линији спајања

4.4.4 Теорија кривине површи - Анализа површи

У теорији кривине површи најпре се полази од регуларне параметризације површи Φ у облику:

$$\mathbf{q}(u, v) = \begin{bmatrix} x(u, v) \\ y(u, v) \\ z(u, v) \end{bmatrix}, \text{ за } (u, v) \in D. \quad \text{Формула 4.4.6}$$

Такође, разматра се и једна крива c на површи у облику:

$$\mathbf{p}(t) = \mathbf{q}(u(t), v(t)) = \begin{bmatrix} x(u(t), v(t)) \\ y(u(t), v(t)) \\ z(u(t), v(t)) \end{bmatrix}. \quad \text{Формула 4.4.7}$$

Додатно се претпоставља да су поменуте функције класе C^2 , такве да је $(\dot{u}, \dot{v}) \neq (0, 0)$ за свако $(u, v) \in D$, тада је вектор тангенте на криву c увек различит од нуле:

$$\dot{\mathbf{p}} = \frac{d\mathbf{q}}{du} \cdot \frac{du}{dt} + \frac{d\mathbf{q}}{dv} \cdot \frac{dv}{dt} = \mathbf{q}_u \cdot \dot{u} + \mathbf{q}_v \cdot \dot{v}. \quad \text{Формула 4.4.8}$$

Ако је s параметар дужине лука криве c може се написати:

$$\left(\frac{ds}{dt}\right)^2 = \|\dot{\mathbf{p}}\|^2 = \|\mathbf{q}_u \cdot \dot{u} + \mathbf{q}_v \cdot \dot{v}\|^2. \quad \text{Формула 4.4.9}$$

Увођењем смене $E = \|\mathbf{q}_u\|^2$, $G = \|\mathbf{q}_v\|^2$ и $F = \langle \mathbf{q}_u, \mathbf{q}_v \rangle$, формула (Формула 4.4.9) може се даље написати у облику: $\left(\frac{ds}{dt}\right)^2 = E \cdot \dot{u}^2 + 2F \cdot \dot{u} \cdot \dot{v} + G \cdot \dot{v}^2$. Ако се крива c репараметризује преко параметра s , њени изводи могу се представити у облику $\mathbf{p}' = \mathbf{t}$ и $\mathbf{p}'' = k \cdot \mathbf{h}$, при чему су \mathbf{t} и \mathbf{h} јединични вектор тангенте и главни вектор нормале на криву c и ови вектори образују оскулаторну раван σ на криви c . На основу формуле (Формула 4.4.8) након диференцирања, добија се:

$$\mathbf{p}' = \mathbf{q}_u \cdot u' + \mathbf{q}_v \cdot v', \quad \text{Формула 4.4.10}$$

$$\mathbf{p}'' = \mathbf{q}_{uu} \cdot u'^2 + 2\mathbf{q}_{uv} \cdot u' \cdot v' + \mathbf{q}_{vv} \cdot v'^2 + \mathbf{q}_u \cdot u'' + \mathbf{q}_v \cdot v''. \quad \text{Формула 4.4.11}$$

Означавањем са φ угла између јединичног вектора нормале на површ $\mathbf{n} = \frac{\mathbf{q}_u \times \mathbf{q}_v}{\|\mathbf{q}_u \times \mathbf{q}_v\|}$ и главног вектора нормале на криву \mathbf{h} добија се $k \cdot \cos\varphi = k \cdot \langle \mathbf{n}, \mathbf{h} \rangle = \langle \mathbf{n}, \mathbf{p}'' \rangle = \langle \mathbf{n}, \mathbf{q}_{uu} \rangle \cdot u'^2 + 2\langle \mathbf{n}, \mathbf{q}_{uv} \rangle \cdot u' \cdot v' + \langle \mathbf{n}, \mathbf{q}_{vv} \rangle \cdot v'^2$. Ово имплицира да је вектор нормале \mathbf{n} управан на векторе $\mathbf{q}_u, \mathbf{q}_v$. Увођењем смене $u' = \dot{u} \frac{dt}{ds}$ и $v' = \dot{v} \frac{dt}{ds}$, претходни израз поприма нову форму:

$$k \cdot \cos\varphi = \frac{\langle \mathbf{n}, \mathbf{q}_{uu} \rangle \cdot \dot{u}^2 + 2\langle \mathbf{n}, \mathbf{q}_{uv} \rangle \cdot \dot{u} \cdot \dot{v} + \langle \mathbf{n}, \mathbf{q}_{vv} \rangle \cdot \dot{v}^2}{\left(\frac{ds}{dt}\right)^2}. \quad \text{Формула 4.4.12}$$

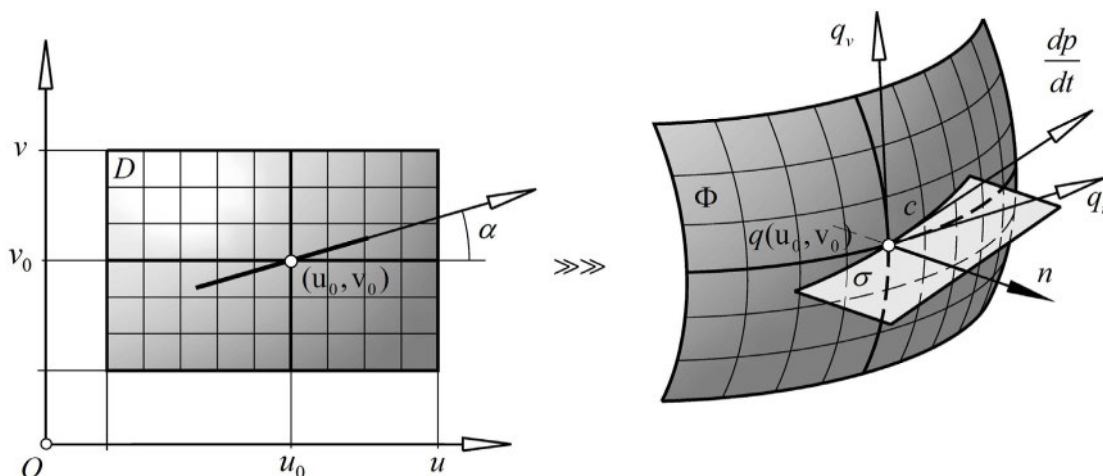
Увођењем додатне смене $L = \langle \mathbf{n}, \mathbf{q}_{uu} \rangle$, $M = \langle \mathbf{n}, \mathbf{q}_{uv} \rangle$ и $N = \langle \mathbf{n}, \mathbf{q}_{vv} \rangle$, коначно се добија:

$$k \cdot \cos\varphi = \frac{L \cdot \dot{u}^2 + 2M \cdot \dot{u} \cdot \dot{v} + N \cdot \dot{v}^2}{E \cdot \dot{u}^2 + 2F \cdot \dot{u} \cdot \dot{v} + G \cdot \dot{v}^2}. \quad \text{Формула 4.4.13}$$

У специјалном случају тј. за $\varphi = 0$ или $\varphi = \pi$, оскулаторна раван σ криве на површи садржи вектор нормале површи:

$$k = \left| \frac{L \cdot \dot{u}^2 + 2M \cdot \dot{u} \cdot \dot{v} + N \cdot \dot{v}^2}{E \cdot \dot{u}^2 + 2F \cdot \dot{u} \cdot \dot{v} + G \cdot \dot{v}^2} \right|. \quad \text{Формула 4.4.14}$$

Уводи се нови параметар $\lambda = \frac{dv}{du} = \frac{\dot{v}}{\dot{u}}$ једнак тангенсу угла $\tan\alpha$, при чему α представља угао између u осе и правца $[\dot{u}, \dot{v}]^T$ у u, v параметарској равни, односно важи $\lambda = \tan\alpha$ (Слика 4.23).



Слика 4.23 Нормална кривина површи Φ . Може се израчунати за свако $\lambda = \tan\alpha$. Пресечна раван σ дефинисана је вектором нормале на површ \mathbf{n} и вектором тангенте на криву $\frac{d\mathbf{p}}{dt} = \mathbf{q}_u \frac{du}{dt} + \mathbf{q}_v \frac{dv}{dt}$

Кривина површи може се написати у облику:

$$k = \left| \frac{L + 2M \cdot \lambda + N \cdot \lambda^2}{E + 2F \cdot \lambda + G \cdot \lambda^2} \right|. \quad \text{Формула 4.4.15}$$

4.4.4.1 Нормална кривина површи

За површ Φ класе C^2 параметарски дефинисане формулом (Формула 4.4.6), нормална кривина површи у тачки $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ која припада правцу тангенте $\lambda = \frac{dv}{du}$ дефинисана је формулом:

$$k_n(\lambda) = \frac{L + 2M \cdot \lambda + N \cdot \lambda^2}{E + 2F \cdot \lambda + G \cdot \lambda^2}. \quad \text{Формула 4.4.16}$$

Нормална кривина k_n једнака је кривини k у нормалном пресеку површи Φ и равни σ кроз тангенту на површ g , односно важи $g \dots \mathbf{g}(w) = \mathbf{q} + w \cdot (\mathbf{q}_u \cdot \dot{u} + \mathbf{q}_v \cdot \dot{v}) = \mathbf{q} + w \cdot \dot{\mathbf{p}}$. За свако $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ на површи Φ , нормална кривина $k_n(\lambda)$ је рационална квадратна функција од λ . Основне карактеристике кривине $k_n(\lambda)$ су:

- деноминатор (Формула 4.4.16) увек је позитиван што значи да је кривина $k_n(\lambda)$ дефинисана за свако $\lambda \in R$;
- рационална квадратна функција $k_n(\lambda)$ константна је ако и само ако је $E:F:G = L:M:N$. Тачка $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ на површи Φ која има ово својство означава се са UP^3 (енгл. „*Umbilic Point*“). Сви нормални пресеци површи кроз такве тачке имају исту кривину (код сфере нпр. нормална кривина иста је у свим тачкама). У том смислу, за део површи Φ који садржи тачку $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ са овим својством каже се да је површ Φ у околини тачке $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ сферична;
- за тачке које немају својство UP тачке, односно када је $E:F:G \neq L:M:N$, показује се да су за $k_n = k_n(\lambda)$ вредности кривине екстремне тј. $k_{n,1} = k_n(\lambda_1)$ и $k_{n,2} = k_n(\lambda_2)$. Вредности λ_1 и λ_2 рачунају се преко детерминанте;
- екстремне вредности $k_{n,1}$ и $k_{n,2}$ називају се *главне кривине површи* Φ у тачки $\mathbf{q}(u_0, v_0)$. Оне задовољавају следеће услове:

$$k_{n,1} \cdot k_{n,2} = \frac{LN - M^2}{EG - F^2},$$

$$k_{n,1} + k_{n,2} = \frac{LN - 2FM + GL}{EG - F^2}.$$

4.4.4.2 Гаусова и средња кривина површи

Ако је површ Φ класе C^2 параметарски дефинисана (Формула 4.4.6), онда се Гаусова кривина K (енгл. „*Gaussian curvature*“) и средња кривина H (енгл. „*Mean curvature*“) дефинишу формулама (Формула 4.4.17, Формула 4.4.18):

$$K = k_{n,1} \cdot k_{n,2} = \frac{LN - M^2}{EG - F^2}, \quad \text{Формула 4.4.17}$$

$$H = \frac{k_{n,1} + k_{n,2}}{2} = \frac{LN - 2FM + GL}{2(EG - F^2)}. \quad \text{Формула 4.4.18}$$

³У диференцијалној геометрији 3Д површи, испупчење или тачка испупчења је тачка у којој је површ локално сферична. У тим тачкама нормалне кривина у свим правцима су једнаке, односно главне кривине су једнаке и сваки тангентни вектор је главни правац. Енглеска реч "umbilic" потиче од латинске речи *umbilicus* – navel (пупак).

Гаусова кривина омогућава класификацију тачака и њихових околина на површи у три категорије. Ако је површ Φ класе C^2 параметарски дефинисана и ако $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ није UP, тада је околина те тачке:

- елиптична, ако је $K > 0$;
- хиперболична, ако је $K < 0$;
- параболична, ако је $K = 0$.

Да би се боље схватило геометријско значење наведене класификације, разматрају се нормални пресеци површи Φ у посматраној тачки $\mathbf{q}(u_0, v_0)$. Очигледно је да центри кривине $c(\lambda)$ у нормалним пресецима „леже“ на нормали n на површи Φ кроз $\mathbf{q}(u_0, v_0)$. Тачка $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ дели вектор нормале n на n^+ и n^- .

Ако је $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ елиптична тачка, принципалне кривине $k_{n,1}$ и $k_{n,2}$ су различите од 0 и имају исти знак. Локално, површ је конвексна. Ако је $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ хиперболична тачка, принципалне кривине $k_{n,1}$ и $k_{n,2}$ су различите од 0, али имају различит знак. Локално, површ је „седласта“, најчешће у одлику хиперболичног параболоида. Ако је $\mathbf{q}(u_0, v_0)$ параболична тачка, тада су главне компоненте кривине $k_{n,1}$ и $k_{n,2}$ једнаке 0.

Треба напоменути да се у специјалном случају површи класификују према вредностима Гаусове и средње кривине на:

- а) развијене површи, ако је $K \equiv 0$ (нпр. развијена стања лимених делова, површ продора геометријских тела представљена у равни и сл.);
- б) за $K = H \equiv \text{const} \neq 0$, површ је сфера;
- в) за $K = H \equiv 0$, површ је раван.

Осим поменутих, у литератури се срећу још и ротационе, трансляторне, завојне и развијене површи. Даље се разматрају класе површи и могућности за њихову математичку параметризацију.

4.4.5 Математичка репрезентација површи

Најједноставнији математички запис површи Φ у 3Д простору је у виду имплицитне формуле:

$$F(x, y, z) = 0. \quad \text{Формула 4.4.19}$$

Каже се да тачка \mathbf{p} припада површи Φ ако њене координате (x, y, z) задовољавају формулу (Формула 4.4.19). Ако се нпр. координата z експлицитно изрази, формула површи добија нови, експлицитни облик $z = f(x, y)$.

4.4.6 Алгебарске површи

Међу површима дефинисаним једначинама јављају се оне које захтевају посебну пажњу јер су изражене једино преко полинома.

Дефиниција 4.4.7. *Алгебарске површи.* Разматра се полиномна једначина променљивих x, y, z . Површ Φ је *алгебарска* ако је дефинисана полиномном функцијом:

$$F(x, y, z) = \sum_{finite} a_{ijk} x^i y^j z^k = 0. \quad \text{Формула 4.4.20}$$

За алгебарске површи каже се да су степена n ако је $F(x, y, z) = n$, а за површи које не могу да се опишу преко полинома каже се да су *трансцендентне*. Степен алгебарских површи могуће је анализирати у геометријском смислу, на сличан начин као степен кривих.

4.4.7 Рационалне површи

Рационалне површи дефинишу се на сличан начин као рационалне криве. Површ Φ је рационална ако се може представити рационалном параметарском параметризацијом:

$$\mathbf{q}(u, v) = \begin{bmatrix} q_1(u, v) \\ q_0(u, v) \\ q_2(u, v) \\ q_0(u, v) \\ q_3(u, v) \\ q_0(u, v) \end{bmatrix}. \quad \text{Формула 4.4.21}$$

У овом облику су $q_i(u, v)$ двопараметарски полиноми који се детерминишу преко израза $\gcd\{q_1(u, v), q_0(u, v)\} = \gcd\{q_2(u, v), q_0(u, v)\} = \gcd\{q_3(u, v), q_0(u, v)\} = 1$. У специјалном случају, уколико је $q_0(u, v) \equiv 1$, тада се површ Φ назива *полиномна површ*.

Такође, *степен рационалне површи* Φ одређује се преко максимума степена свих тачака $n = \max\{\deg q_0(u, v), \deg q_1(u, v), \deg q_2(u, v), \deg q_3(u, v)\}$.

Полазећи од чињенице да рационалне површи припадају фамилији алгебарских површи, може се доказати да нека рационална површ степена n је истовремено и алгебарска површ степена $\leq n$. Из свега се може закључити да су полиномне површи специјалан случај рационалних површи.

Bézier-ове површи пример су полиномних површи, B-Spline површи су делимично полиномне, а делови NURBS површи су делом рационалне површи. Рационалне и полиномне површи најчешће се користе у CAD системима за креирање сложених и скулптурних облика.

4.5 ТЕНЗОРСКЕ СКУЛПТУРНЕ ПОВРШИ

У делу 4.2 овог поглавља разматране су карактеристике слободних кривих линија и њихов параметарски опис, а облик криве дефинисан је преко контролног полигона. Сличан концепт важи и за површи код којих је контролни полигон замењен контролном мрежом [Pet90].

Дефиниција 4.5.1. *Тензорски производ површи.* Нека је дато $(m + 1) \times (n + 1)$ тачака $\mathbf{a}_{i,j}$, $i = 0, \dots, m$ и $j = 0, \dots, n$ у 3Д простору. Такође, нека су функције $F_i(u)$, $i = 0, \dots, m$ и $G_j(v)$, $j = 0, \dots, n$ сетови параметарских функција од u и v . Параметарска репрезентација површи, представљена формулом (Формула 4.5.1):

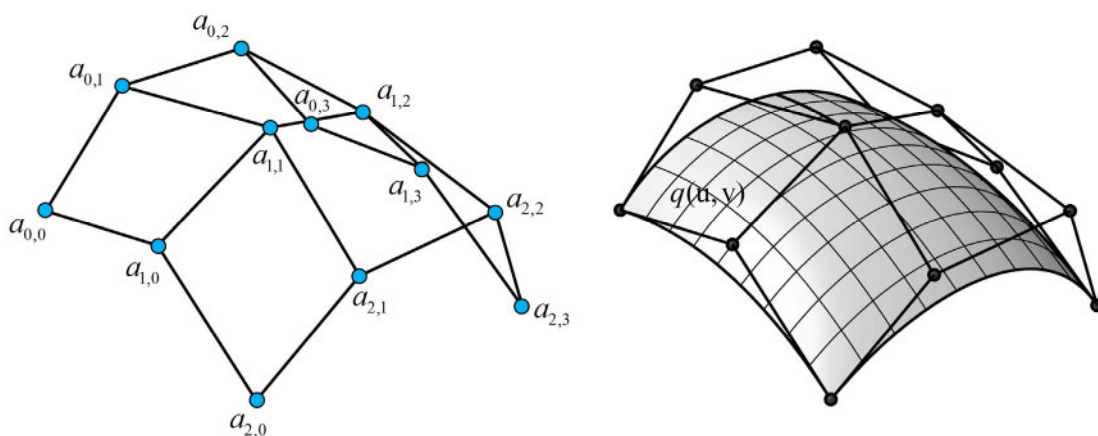
$$\mathbf{q}(u, v) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n F_i(u) \cdot G_j(v) \cdot \mathbf{a}_{i,j}, \quad \text{Формула 4.5.1}$$

за $u \in [u_0, u_1]$, $v \in [v_0, v_1]$ назива се *тензорски производ површи* или *тензорски печ* (енгл. „Patch“). Матрица тачака $\mathbf{a}_{i,j}$, $i = 0, \dots, m$ и $j = 0, \dots, n$ представља контролну мрежу тензорског производа површи $\mathbf{q}(u, v)$, а функције $F_i(u)$ и $G_j(v)$ представљају Б-функције (енгл. „Blending Functions“).

Ако се користи једна фамилија Б-функција које су дефинисане преко два параметра $H_{i,j}(u, v)$, $i = 0, \dots, m$ и $j = 0, \dots, n$, онда се скулптурна површ (енгл. „Freeform Surface“) може представити као $\mathbf{q}(u, v) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n H_{i,j}(u, v) \cdot \mathbf{a}_{i,j}$. Једнопараметарске функције посматрају се у форми $F_i(u) \cdot G_j(v)$ због лакше примене особина слободних кривих при обликовању сложених облика.

У литератури се среће још један прихватљивији запис тензорског производа површи:

$$\mathbf{q}(u, v) = [F_0(u), \dots, F_m(u)] \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{a}_{0,0} & \dots & \mathbf{a}_{0,n} \\ \vdots & & \vdots \\ \mathbf{a}_{m,0} & \dots & \mathbf{a}_{m,n} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} G_0(v) \\ \vdots \\ G_n(v) \end{bmatrix}. \quad \text{Формула 4.5.2}$$



Слика 4.24 Тензорски производ површи $\mathbf{q}(u, v)$ кога образује фамилија кривих $F_i(u)$, $i = 0, \dots, m$ и $G_j(v)$, $j = 0, \dots, n$ над контролним тачкама $\mathbf{a}_{i,j}$, $i = 0, \dots, m$ и $j = 0, \dots, n$. Контролна мрежа ($m = 2$ и $n = 3$) дефинисана је матрицом $\mathbf{a}_{i,j}$ и чине је u и v оквири

Линије u , за $v = v_0 = const$ на тензорском производу површи $\mathbf{q}(u, v)$ су уствари криве слободног облика (Слика 4.24). Уведећи смену:

$$\mathbf{q}(u, v_0) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n F_i(u) \cdot G_j(v_0) \cdot \mathbf{a}_{i,j} = \sum_{j=0}^n G_j(v_0) \cdot \sum_{i=0}^m F_i(u) \cdot \mathbf{a}_{i,j} = \sum_{j=0}^n F_i(u) \cdot \mathbf{c}_j. \quad \text{Формула 4.5.3}$$

Тачке \mathbf{c}_j формирају контролни полигон u -линије. Слично се може показати и за v -линије. Тензорски производ површи потпуно је дефинисан контролном мрежом и двама фамилијама функција $F_i(u)$ и $G_j(v)$ и не зависи од избора координатног система ако обе фамилије $F_i(u)$ и $G_j(v)$ задовољавају услов:

$$\sum_{i=0}^m F_i(u) \equiv \sum_{j=0}^n G_j(v) \equiv 1. \quad \text{Формула 4.5.4}$$

4.5.1 Bézier-ове површи

Избором одговарајућих Б-функција $F_i(u)$ и $G_j(v)$ могу се добити скулптурне површи различитих геометријских облика. За најпознатији тип тензорских површи, Bézier-ове површи, ове функције су Bernstein-ови полиноми [Tho09].

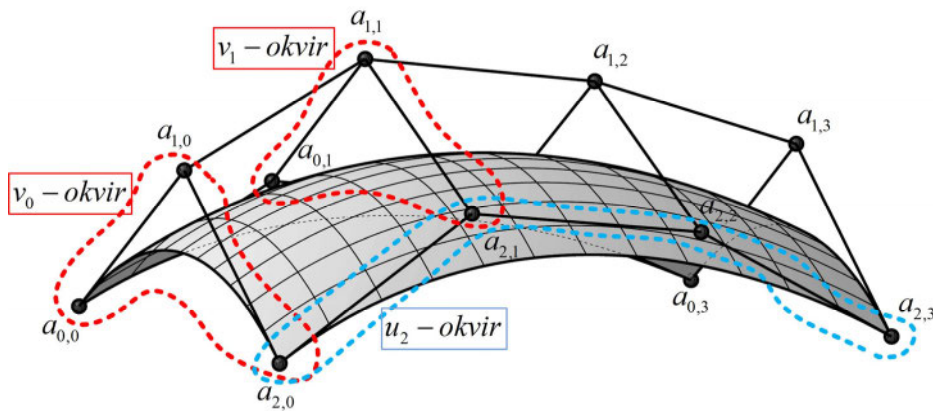
Дефиниција 4.5.2. *Bézier-ове површи.* Bézier-ова површ или Bézier-ов печ степена (m, n) је тензорски производ површи над контролном мрежом $\mathbf{a}_{i,j}$, $i = 0, \dots, m$ и $j = 0, \dots, n$ где су сетови функција $F_i(u)$ и $G_j(v)$ Bernstein-ови полиноми $B_{i,m}(u)$ и $B_{j,n}(v)$ степена m и n респективно.

$$\mathbf{q}(u, v) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n B_{i,m}(u) \cdot B_{j,n}(v) \cdot \mathbf{a}_{i,j}, \quad \text{за } u \in [0,1] \text{ и } v \in [0,1]. \quad \text{Формула 4.5.5}$$

Карактеристике Bézier-ових површи:

- облик површи зависи од броја тачака контролног полигона и њиховог распореда (Слика 4.25);

- било која u -линија или v -линија Bézier-ове површ је Bézier-ова крива. Контролни полигон криве може се одредити формулом (Формула 4.5.3);
- 4 граничне линије Bézier-ове површи или печа су Bézier-ове линије и дефинисане су преко граничних тачака контролне мреже. Нпр., контролни полигон граничне криве $\mathbf{p}(u) = \mathbf{q}(u, 0)$ је $\mathbf{a}_{0,0}, \dots, \mathbf{a}_{m,0}$;
- Bézier-ова површ и њена контролна мрежа имају заједничке контролне тачке у угловима $\mathbf{q}(0,0) = \mathbf{a}_{0,0}$, $\mathbf{q}(0,1) = \mathbf{a}_{0,n}$, $\mathbf{q}(1,0) = \mathbf{a}_{m,0}$ и $\mathbf{q}(1,1) = \mathbf{a}_{m,n}$;
- тангентна раван $\tau_{0,0}$ Bézier-ове површи у $\mathbf{q}(0,0) = \mathbf{a}_{0,0}$ дефинисана је трима тачкама $\mathbf{a}_{0,0}, \mathbf{a}_{0,1}, \mathbf{a}_{1,0}$. Исто важи и за остала три угла;
- како Bernstein-ови полиноми задовољавају израз (Формула 4.5.4), може се сматрати да је површ инваријантно повезана са контролним полигоном $\mathbf{a}_{i,j}$, афиним трансформацијама;
- Bézier-ова површ дефинисана на инверзној контролној мрежи иста је као оригинална Bézier-ова површ.



Слика 4.25 Контролна мрежа (2,3) Bézier-ове површи, са параметарским Bézier-овим кривама. Крајеви Bézier-ове површи подударни су са ивицама контролне мреже

4.5.2 B-Spline површи

За разлику од Bézier-ових површи, код B-Spline површи се као B-функције $F_i(u)$, $i = 0, \dots, m$ и $G_j(v)$, $j = 0, \dots, n$ узимају основне B-Spline функције описане у (4.3.2).

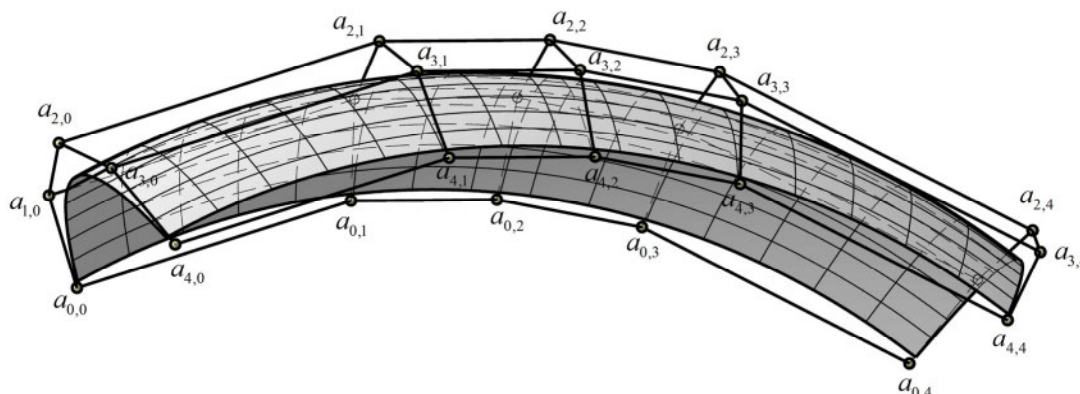
Дефиниција 4.5.3. B-Spline површи и SubSplines површи. Тензорски производ површи $\mathbf{q}(u, v) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n F_i(u) \cdot G_j(v) \cdot \mathbf{a}_{i,j}$ је Spline површ (SubSpline површ) ако су функције $F_i(u)$ и $G_j(v)$ Spline функције (SubSpline функције).

Дефиниција 4.5.4. B-Spline површи. Нека су k, l, m целобројни параметри, за $2 \leq k \leq m + 1$, и $2 \leq l \leq n + 1$ и нека су $(u_0, u_1, \dots, u_m, u_{m+1}, \dots, u_{m+k})$ и $(v_0, v_1, \dots, v_n, v_{n+1}, \dots, v_{n+l})$ два вектора чворова. Такође, нека је $\mathbf{a}_{i,j}$, $i = 0, \dots, m$, $j = 0, \dots, n$ матрица тачака у 3Д простору, онда се параметарска репрезентација површи, за $(u, v) \in [u_{k-1}, u_{m+1}] \times [v_{l-1}, v_{n+1}]$:

$$\mathbf{q}(u, v) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n N_{i,k}(u) \cdot N_{j,l}(v) \cdot \mathbf{a}_{i,j}, \quad \text{Формула 4.5.6}$$

назива B-Spline површ за задате векторе чворова и контролну мрежу $\mathbf{a}_{i,j}$, $i = 0, \dots, m$, $j = 0, \dots, n$ (Слика 4.26). Контролна мрежа површи $\mathbf{q}(u, v)$ се врло често назива и de Boor-ова мрежа. Ако су вектори чворова униформни, таква B-Spline површ назива се униформна B-Spline површ. Карактеристике B-Spline површи су:

- сегмент B-Spline површи који припада домену $[u_r, u_{r+1}] \times [v_s, v_{s+1}]$ зависи једино од контролних тачака $\mathbf{a}_{i,j}$, $i = r - k + 1, \dots, r$, $j = s - l + 1, \dots, s$;
- површ је инваријантно повезана са *de Boor*-овом мрежом $\mathbf{a}_{i,j}$, афиним трансформацијама;
- B-Spline површ је глатка (C^∞) на домену $(u_i, u_{i+1}) \times (v_j, v_{j+1})$;
- за најчешћи случај $k = l$ важи да је B-Spline површ континуитета C^{k-2} .

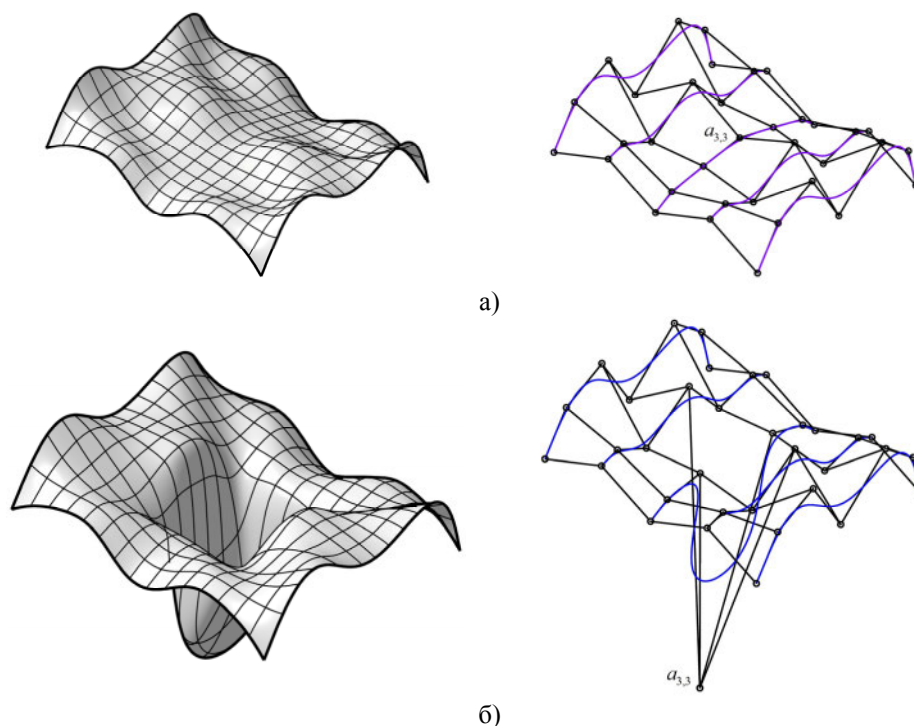


Слика 4.26 B-Spline површ над *de Boor*-овом мрежом 5×5 ($m = n = 4$) и сегментима $k = l = 3$

Повећањем степена m и n B-Spline кривих не долази до промене степена полинома B-Spline површи и то је кључна разлика, али и предност B-Spline површи у односу на Bézier-ове.

4.5.2.1 Локална контрола мреже B-Spline површи

Промена положаја специфичних контролних тачака, нпр. $\mathbf{a}_{r,s}$ условљава промену облика B-Spline површи у околини тих тачака, односно параметарског домена $[u_r, u_{r+k}] \times [v_s, v_{s+l}]$. Делови површи изван овог домена остају непромењени. Ово својство B-Spline површи назива се *локална контрола* и значајна је за креирање скулптурних облика и детаља (Слика 4.27).



Слика 4.27 Локална контрола B-Spline површи степена $m = n = 6$, $k = l = 3$: а) Оригинални печ Φ и контролна мрежа, б) Модификовани печ са променом положаја контролне тачке $\mathbf{a}_{3,3}$

4.5.3 Рационални тензорски производ површи, NURBS површи

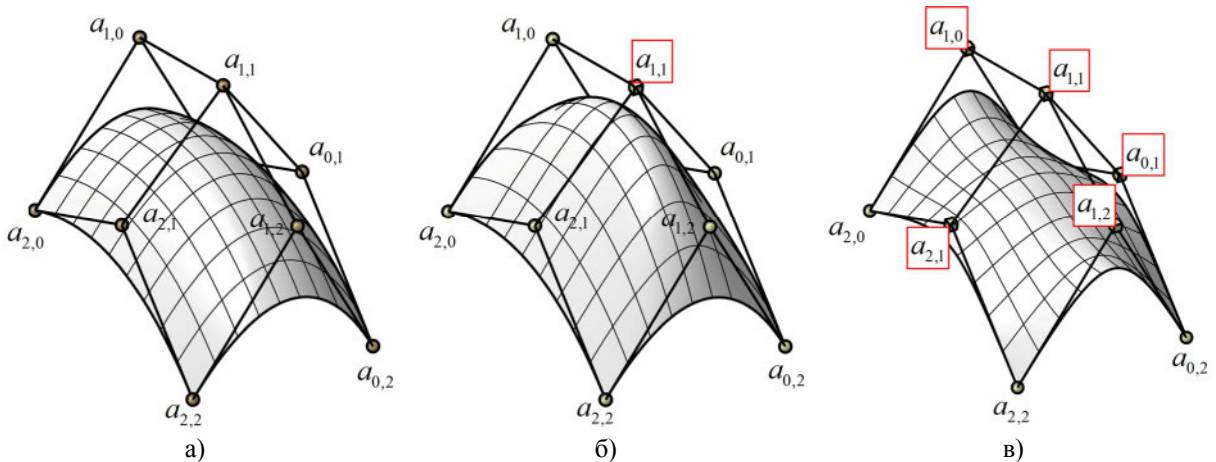
Нека су фамилије основних функција $F_i(u)$, $i = 0, \dots, m$ и $G_j(v)$, $j = 0, \dots, n$ параметарски описане са u и v респективно и нека контролна мрежа одређује тензорски производ површи. Сада се додатно описује *рационални* тензорски производ површи разматрањем контролне мреже $(m + 1) \times (n + 1)$ тачака у 3Д простору, односно:

$$\mathbf{a}_{i,j} = \begin{bmatrix} a_{i,j,1} \\ a_{i,j,2} \\ a_{i,j,3} \end{bmatrix}, i = 0, \dots, m, j = 0, \dots, n.$$

За сваку контролну тачку $\mathbf{a}_{i,j}$ бирају се вредности тежинских фактора (пондера) $w_{i,j}$. Генерисање рационалног тензорског производа површи на контролној мрежи $\mathbf{a}_{i,j}$ за вредности $w_{i,j}$ врши се на исти начин као у случају рационалних линија слободног облика (0).

Уводећи нови координатни систем са почетком у O^* у 4Д простору и координате x_0, x_1, x_2, x_3 , тачку p коју описују координате x, y, z описује четворочлани вектор $[1, x, y, z]^T$. Стога, свака тачка контролне мреже $\mathbf{a}_{i,j}$ описана је сличним вектором облика $[1, a_{i,j,1}, a_{i,j,2}, a_{i,j,3}]^T$. Уводећи пондере $w_{i,j}$ за сваку тачку $\mathbf{a}_{i,j}$, вектор $\mathbf{a}_{i,j} = [1, a_{i,j,1}, a_{i,j,2}, a_{i,j,3}]^T$ се у односу на почетак O^* трансформише у $\mathbf{b}_{i,j} = [w_{i,j}, w_{i,j}a_{i,j,1}, w_{i,j}a_{i,j,2}, w_{i,j}a_{i,j,3}]^T$. Тачке $\mathbf{b}_{i,j}$ образују контролну мрежу тензорског производа површи у 4Д простору са базним функцијама $F_i(u)$ и $G_j(v)$:

$$\mathbf{q}(u, v) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n F_i(u) \cdot G_j(v) \cdot \mathbf{b}_{i,j} \text{ за } (u, v) \in [u_0, u_1] \times [v_0, v_1]. \quad \text{Формула 4.5.7}$$



Слика 4.28 Рационални Bézier-ов печ: а) Једнаки пондери на крајевима $w_{i,j} = 1.0$, $i, j = 0, 1, 2$ - јединични Bézier-ов печ, б) Сви пондери су 1, осим $w_{1,1}$ који износи $w_{1,1} = 5.0$, све тачке померају се ка $\mathbf{a}_{1,1}$, в) скулптурна површ са различитим пондерима $w_{1,1} \rightarrow 0.02$ и $w_{0,1} = w_{1,0} = w_{2,1} = w_{1,2} \rightarrow 3.0$ над кореспондентним контролним тачкама

Дефиниција 4.5.5. *Рационални тензорски производ површи.* Рационални тензорски производ површи за контролну мрежу $\mathbf{a}_{i,j}$, пондере $w_{i,j}$ и две фамилије базних функција $F_i(u)$, $i = 0, \dots, m$ и $G_j(v)$, $j = 0, \dots, n$ је *скулптурна површ* у параметарском облику:

$$\mathbf{r}(u, v) = \frac{\sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n F_i(u) \cdot G_j(v) \cdot w_{i,j} \cdot \mathbf{a}_{i,j}}{\sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n F_i(u) \cdot G_j(v) \cdot w_{i,j}}. \quad \text{Формула 4.5.8}$$

Уводећи смену $w_{i,j} = 1$, рационални тензорски производ површи поприма карактеристике обичног тензорског производа површи, описаног у (4.5). На слици (Слика 4.28), приказан је ефекат

промене тежинских фактора на примеру рационалних Bézier-ових површи [Mor06]. Први случај је обична Bézier-ова површ код које су сви пондери једнаки 1. У друга два случаја приказан је утицај тежинских фактора на облик површи.

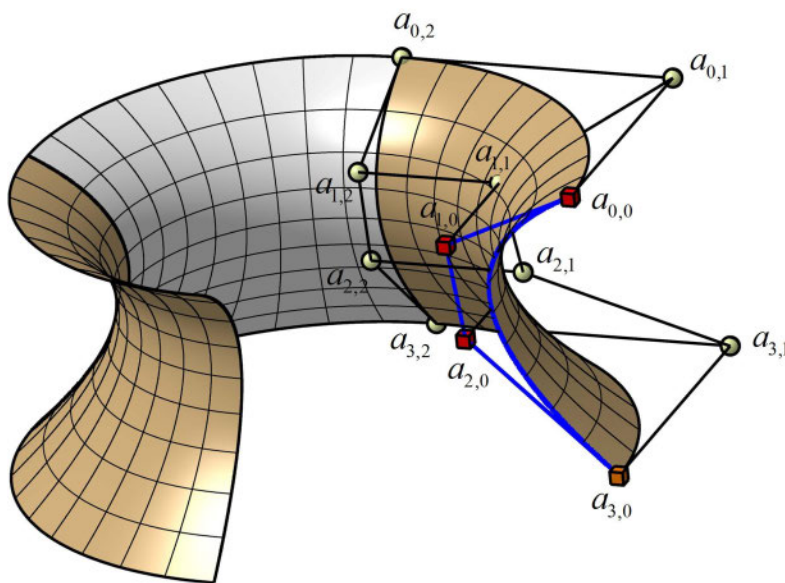
Одговор на питање какав је утицај пондера на облик скулптурне површи описан је у следећим карактеристикама рационалног тензорског производа површи:

- облик рационалног тензорског производа површи може се променити модификовањем вредности пондера, без промене контролне мреже;
- нека је $\mathbf{a}_{i,j}$ контролна мрежа рационалног тензорског производа површи $\mathbf{r}(u, v)$ и нека су сви пондери $w_{i,j}$ позитивни. Повећањем једног пондера w_{i_0, j_0} на $w_{i_0, j_0} + \Delta$, добија се нови тензорски производ површи $\mathbf{r}^*(u, v)$. За свако (u, v) , тачке $\mathbf{r}(u, v)$, $\mathbf{r}^*(u, v)$ и \mathbf{a}_{i_0, j_0} су колинеарне. Ако су функције $F_i(u)$ и $G_j(v)$ позитивне на свом домену, за свако позитивно Δ , тачке $\mathbf{r}(u, v)$ померају се ка \mathbf{a}_{i_0, j_0} ;
- множењем пондера са константним фактором $\alpha \neq 0$, неће довести до промене резултујућег тензорског производа површи јер би се фактор α у изразу (Формула 4.5.8) поништио;
- ако су сви пондери $w_{i,j}$ једнаки, рационални тензорски производ површи идентичан је основном.

4.5.3.1 Рационалне Bézier-ове површи

Ако се разматрају основне функције $F_i(u)$ и $G_j(v)$ као Bernstein-ови полиноми степена m и n , односно ако је $F_i(u) = B_{i,m}(u)$ и $G_j(v) = B_{j,n}(v)$, рационална Bézier-ова површ дефинисана је изразом:

$$\mathbf{r}(u, v) = \frac{\sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n B_{i,m}(u) \cdot B_{j,n}(v) \cdot w_{i,j} \cdot \mathbf{a}_{i,j}}{\sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n B_{i,m}(u) \cdot B_{j,n}(v) \cdot w_{i,j}}. \quad \text{Формула 4.5.9}$$



Слика 4.29 Рационална ротациона Bézier-ова површ

На слици (Слика 4.29) приказана је ротациона рационална површ, креирана као Bézier-ова површ и контролна мрежа њене прве четвртине. Иницијална Bézier-ова површ креирана је углом ротације $\varphi = \frac{\pi}{2}$. Пондери $w_{0,0}, w_{1,0}, w_{2,0}, w_{3,0}$ и $w_{0,2}, w_{1,2}, w_{2,2}, w_{3,2}$ два гранична u оквира једнаки су 1, док су пондери средњег u оквира $w_{0,1}, w_{1,1}, w_{2,1}, w_{3,1}$ једнаки $\cos \frac{\pi}{2} = \frac{\sqrt{2}}{2}$.

4.5.3.2 Рационалне B-Spline површи, NURBS површи

И у овом случају полази се од општег облика рационалног тензорског производа површи на који се примењују својства B-Spline површи.

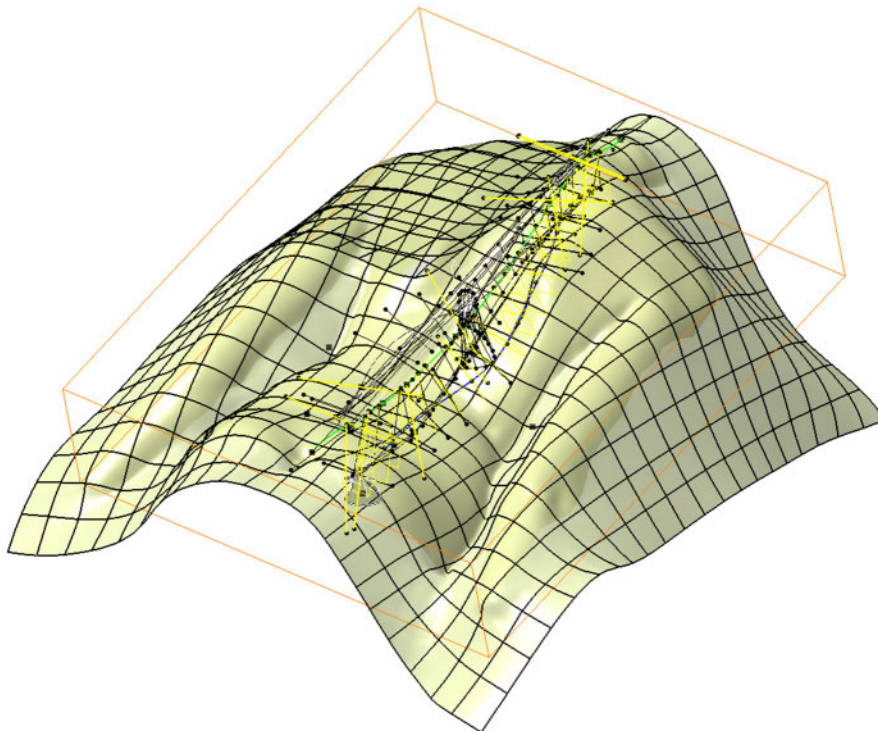
Дефиниција 4.5.6. Нека је дефинисана контролна мрежа $\mathbf{a}_{i,j}$ и пондери $w_{i,j}$, $i = 0, \dots, m$, $j = 0, \dots, n$ и нека су $N_{i,k}(u)$ и $N_{j,l}(v)$ основне B-Spline функције и чворни вектори (u_0, \dots, u_{m+k}) и (v_0, \dots, v_{n+l}) . Кореспондентна рационална B-Spline површ дефинисана је изразом:

$$\mathbf{r}(u, v) = \frac{\sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n N_{i,k}(u) \cdot N_{j,l}(v) \cdot w_{i,j} \cdot \mathbf{a}_{i,j}}{\sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n N_{i,k}(u) \cdot N_{j,l}(v) \cdot w_{i,j}}. \quad \text{Формула 4.5.10}$$

Уколико су пондери $w_{i,j} = 1$, ова површ је обична B-Spline површ. Како вектори чворова B-Spline површи могу бити униформни и неуниформни разматра се појам NURBS површи.

Дефиниција 4.5.7. Рационална B-Spline површ са неуниформним чворним векторима назива се NURBS површ (енгл. „*Non-Uniform Rational B-Spline*“).

Њихова примена посебно је интересна у домену креирања BioCAD модела [Sta05], [Sch09], [Rav09]. Предмет ове докторске дисертације је опис дорзалне површи пацијената са деформитетима кичменог стуба и моделирање NURBS површи и печева остварено је у модулу QSR (енгл. „*Quick Surface Reconstruction*“) PLM система CATIA (Слика 4.30).



Слика 4.30 Деформабилна NURBS површ којој припада реконструисана дорзална површи

4.6 ИНТЕРПОЛАЦИЈА КРИВАМА

Интерполација је поступак налажења неке друге функције која је блиска првој или је сасвим апроксимира. У литератури се најчешће помињу Лагранжов интерполациони полином, као и Њутнов интерполациони полином.

4.6.1 Једнопараметарска интерполација

Интерполација подразумева проналажење функције која се прилагођава задатом скупу података. Ако функција зависи од једног параметра, таква параметризација назива се једнопараметарска интерполација.

Дефиниција проблема 4.6.1. Нека су параметарске вредности $s_0 < \dots < s_n \in R$ у затвореном интервалу $[a, b]$ дате као $n + 1$ кореспондентних вредности $c_0, \dots, c_n \in R$ и нека је F линеарни простор континуалних функција на интервалу $[a, b]$. Тражи се функција $p(t) \in F$, таква да је:

$$p(s_j) = c_j, j = 0, \dots, n. \quad \text{Формула 4.6.1}$$

Решавање проблема интерполације може се спровести избором одговарајуће базне функције $\{F_0(t), \dots, F_n(t)\}$ у опису функције F , онда се функција интерполације $p(t)$ може изразити у облику:

$$p(t) = \sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot a_i. \quad \text{Формула 4.6.2}$$

Заменом овог израза у функцији интерполације (Формула 4.6.1), добија се $n + 1$ линеарних једначина у облику:

$$\sum_{i=0}^n F_i(s_j) \cdot a_i = c_j, j = 0, \dots, n. \quad \text{Формула 4.6.3}$$

, при чему су a_i непознати коефицијенти интерполације.

Ова функција се може написати у матричном облику:

$$\begin{bmatrix} F_0(s_0) & \dots & F_n(s_0) \\ \vdots & & \vdots \\ F_0(s_n) & \dots & F_n(s_n) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_0 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_0 \\ \vdots \\ c_n \end{bmatrix}. \quad \text{Формула 4.6.4}$$

Јединствено решење интерполационог проблема пронађено је ако и само ако је матрица коефицијената:

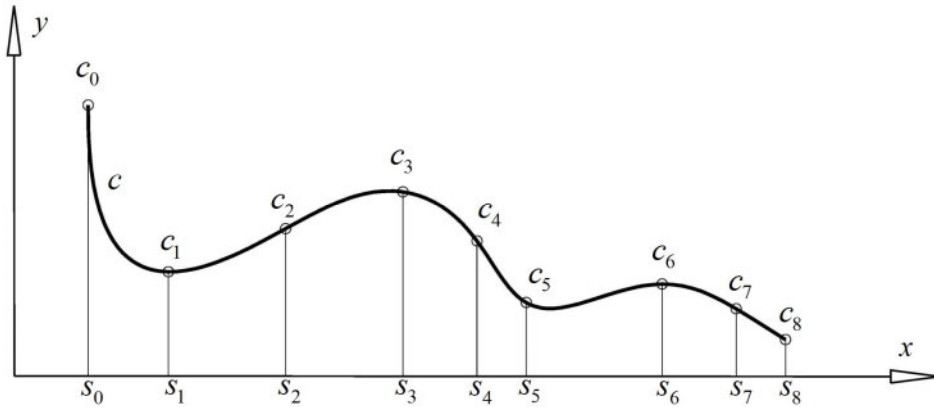
$$F = \begin{bmatrix} F_0(s_0) & \dots & F_n(s_0) \\ \vdots & & \vdots \\ F_0(s_n) & \dots & F_n(s_n) \end{bmatrix}. \quad \text{Формула 4.6.5}$$

, таква да је $\det F \neq 0$. У том случају решење проблема апроксимације је:

$$\begin{bmatrix} a_0 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = F^{-1} \begin{bmatrix} c_0 \\ \vdots \\ c_n \end{bmatrix}. \quad \text{Формула 4.6.6}$$

У многим инжењерским применама, ова форма је прихватљива и пружа помоћ, посебно за раванске случајеве.

Дефиниција проблема 4.6.2. Нека је дато $n + 1$ тачака s_0, \dots, s_n у равни или простору и одговарајуће параметарске вредности $s_0 < \dots < s_n$ на затвореном интервалу $[a, b]$. Такође, нека је F линеарни простор непрекидних функција на $[a, b]$ и $\{F_0(t), \dots, F_n(t)\}$ база функције F .



Слика 4.31 Интерполација 9 тачака c_0, \dots, c_8 кривом c , 8 степена полинома $R_8[t]$

Потребно је пронаћи криву облика:

$$p(t) = \sum_{i=0}^n F_i(t) \cdot a_i. \quad \text{Формула 4.6.7}$$

, такву да поуздано интерполира задате тачке.

$$p(s_j) = c_j, j = 0, \dots, n. \quad \text{Формула 4.6.8}$$

Решење овог проблема може се пронаћи из услова дефинисаних формулом (Формула 4.6.5). Ако је матрица F инверзна, постоји јединствено решење, односно векторски коефицијенти a_i који припадају том решењу су:

$$\begin{bmatrix} a_0 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = F^{-1} \cdot \begin{bmatrix} c_0 \\ \vdots \\ c_n \end{bmatrix}. \quad \text{Формула 4.6.9}$$

Прорачун инверзних матрица матрице F у случајевима великог броја тачака може бити изазов. У том смислу користе се разрађени алгоритми и програми (SPSS, Excel, и сл.).

4.6.2 Интерполација кубним сегментима

Кубни сегменти погодни су за постизање континуитета C^1 или већег у тачкама споја. У случају кубне интерполације, проблем интерполације решава се spline линијама степена $k = 3$ (engl. „Cubic Spline“). У литератури су посебно интересантна два приступа у интерполацији кубним сегментима, а то су:

- Hermite-ова интерполација;
- Интерполација кубном B-Spline линијом

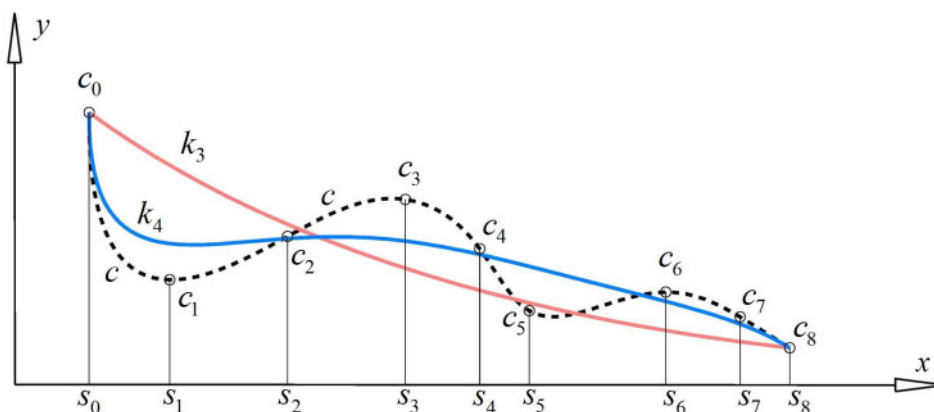
Како је други приступ прихватљивији за инжењерске примене и прорачун извода [Rav09], у овом докторату пажња се посвећује интерполацији кубном B-Spline линијом.

4.7 ЈЕДНОПАРАМЕТАРСКА АПРОКСИМАЦИЈА КРИВАМА

Апроксимација је оптимизациона процедура и подразумева проналажење функција које приближно описују дефинисане податке, такве да је функција одступања од њих минимална.

4.7.1 Апроксимација кубним B-Spline линијама

Да би се постигла оптимална глаткоћа средње спиналне линије и линије симетрије дорзалне површи, врши се апроксимација, односно оптимизација степена интерполационе B-Spline линије [Han10] (Слика 4.32). Интерполацијом се добијају криве које на најбољи начин пролазе кроз задати сет тачака (енгл. „Best-fit Curve“) и оне условљавају појаву великог броја превојних тачака.



Слика 4.32 Апроксимација криве c линијама мањег степена

У [Ber09] средња спинална линија повезује тежишта (центроиде) пршљенских тела у фронталној и сагиталној равни и на основу математичке репрезентације омогућено је лоцирање превојних тачака, анализа кривине и референтних углова.

У дијагностици сколиоза које се ослањају на анализу средње спиналне линије, треба правити разлику између термина „геометријска кривина“ од „угла кривине“ [Sto94]. Кривина у свакој тачки средње спиналне линије, укључујући и тачке вертебралних центроида (тежишта пршљенских тела) дефинише локални радијус кривине и правце нормала на криве (енгл. „Comb“)⁴. Геометријска кривина је дакле други извод вектора положаја сваке тачке, односно математичке једначине која описује средњу спиналну линију. Пројектовањем средње линије на две равни (симулација бипланарних РТГ снимака) и анализом пројекција могу се добити превојне тачке у којима је други извод једнак 0. Оскулаторни круг прелази у праву линију у случајевима када се кривина приближава нултој вредности. Тада је радијус оскулаторног круга бесконачан. На местима на којима крива линија има праве сегменте кривина је такође једнака нули.

Термин „угао кривине“ односи се на угао специфичне регије у равни, дат у степенима, и мери се познатим методама по Cobb-у, Ferguson-у и сл.

Анализа 3Д криве деформитета омогућава генерисање великог броја показатеља и на основу њих могу се одредити позиције кључних пршљенова криве, структура деформитета и параметри постуре [Ber09].

У овом раду разматрају се параметри деформитета две 3Д B-Spline линије пројектоване на основне анатомске равни, једна је средња спинална линија, а друга је линија спиналних процесуса, односно, линија симетрије реконструисане дорзалне површи.

⁴Кривина је димензионално својство криве којом се на интуитиван начин мери девијација криве линије од праве линије у карактеристичним тачкама [Bri07]. У случају анализе 2Д линија какве су пројекције средње спиналне линије на XY и YZ равни, кривина криве у свакој тачки представља степен промене смера кривине у свакој тачки. Оскулаторни круг лежи на конкавној страни кривине и има са њом заједнички вектор тангенте у посматраним тачкама. Радијус оскулаторног круга назива се радијус кривине.

5.

5. 3Д МОДЕЛИРАЊЕ И КИНЕМАТИКА КИЧМЕНОГ СТУБА

5.1 УВОД

Информације о локализацији, морфологији, врсти ткива и патолошког процеса које пружају савремени поступци скенирања (СТ – Computerized Tomography, СРЕСТ - Single Photon Emission Computed Tomography, MRI – Magnet Resonance Imaging, PET – Positron emission tomography, US – Medical Ultrasound, и др.) знатно олакшавају процену природе процеса, дају веран приказ анатомских структура и врло су значајне у терапијском и прогностичком смислу. Наиме, на основу реконструисаних модела могуће је сагледати све аномалије и неправилности на комплексним коштаном и другим анатомским и физиолошким структурама, као што су трауме, тумори, деформитети, итд. На светском нивоу, велики успеси постигнути су у области максиларне реконструкције, операција колена, повреда карлице и кука, траума, конгениталних и дегенеративних болести кичменог стуба, операција лобање, пластичне и реконструктивне хирургије и у стоматологији. Посебно је интересантна примена CAD/CAE/CAM/RP⁵ система у области биомедицинског инжењеринга [Tru04], [Bir10], [Sta05], [Bid08], [Gib05]. Реконструкција, односно 3Д моделирање медицинских анатомских структура своди се на креирање запреминских модела од низа аксијалних 2Д пресека добијених неким радиолошким поступком скенирања као што су СТ или MRI [Rei09], [Ner08], [Wey07], [Gib05], [Sch09], [Rav09].

У овој студији даје се приказ примене полуаутоматског сегментационог ТН (енгл. „Thresholding“) и RG (енгл. „Region Growing“) алгоритма којима се врши интерполација СТ снимака низом аксијалних контура у програму Materialise Mimics. Генерисање скулптурних

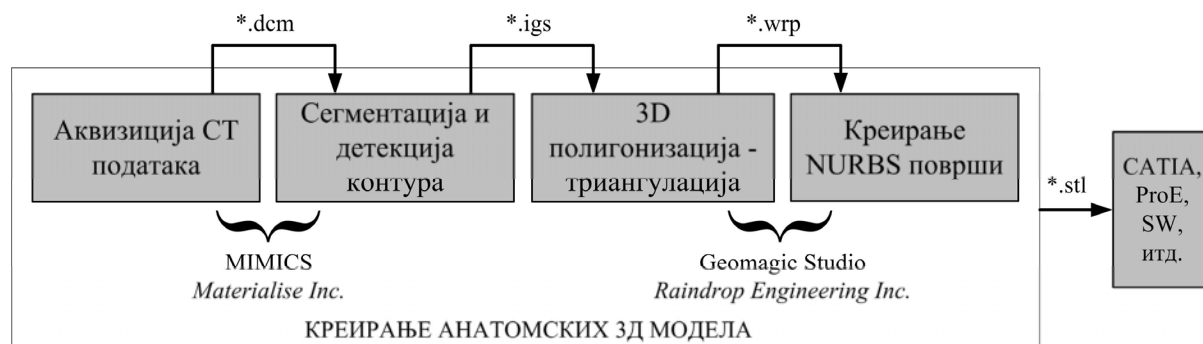
⁵ CAD – Computer Aided Design; Пројектовање производа помоћу рачунара.

CAM – Computer Aided Manufacturing; Пројектовање производних процеса помоћу рачунара.

CAE – Computer Aided Engineering; Рачунаром подржане анализе и прорачуни.

PR – Rapid Prototyping; Брза израда прототипова.

медицинских 3Д модела, односно NURBS површи овде је реализовано у програму Geomagic Studio, а запремински 3Д модели кичмених пршљенова генерисани су у програмском систему CATIA (Слика 5.1). Генерално посматрано, читав поступак може се извести и другим сличним софтверским алатима, али поменути алати су изабрани као репрезентативни и шире прихваћени.



Слика 5.1 Фазе реконструкције скулптурних анатомских површи у биомедицинском инжењерингу

Предложена решења за 3Д моделирање кичменог стуба, применом метода инверзног инжењеринга (енгл. „Reverse Engineering“), заправо комбинују технике препознавања и процесирања слика и 3Д реконструкцију облака тачака. Основни улазни подаци, неопходни за примену метода инверзног инжењеринга, могу се добити на различите начине. Са једне стране, то се може учинити неком од поменутих радиолошких и техника нуклеарне медицине којима се уобичајено врши аквизиција информација о анатомским структурама. Са друге, могу се применити технике инжењерског скенирања, контактним или бескотактним методама. Коначно, у појединим случајевима користи се и комбинација поменутих приступа.

5.1.1 Заштита од јонизујућег зрачења

У укупном излагању популације јонизујућем зрачењу, медицина учествује са око 13%. Од тога 90% припада радиолошкој дијагностици. Ефективне дозе најмање су код конвенционалне радиографије, а повећавају се код СТ дијагностике. Ткива високе радиосензитивности су коштана срж, слезена, лимфни чворови и очне јабучице. Средње осетљиви су кожа, јетра, срце и плућа. Најмању радиосензитивност има нервни систем, кости и мишићи. Стога, излагање пацијената штетном зрачењу треба свести на минимум [Dou09].

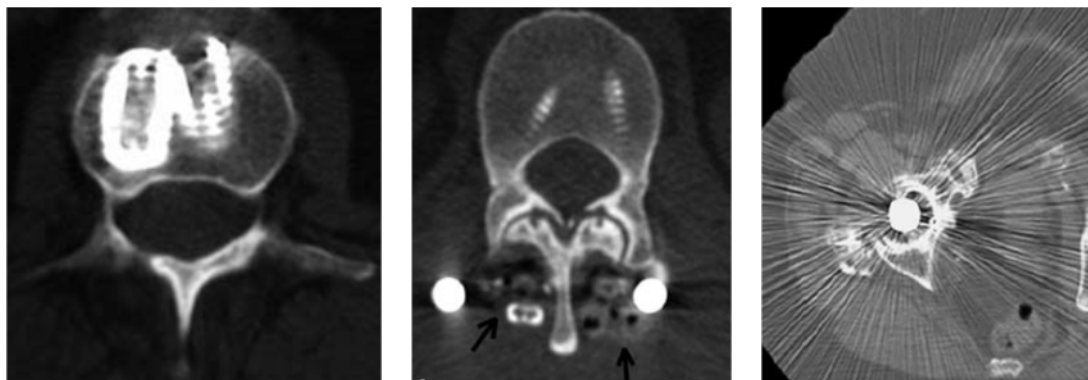
Компјутерску томографију треба применити само у специјалним случајевима, јер овај дијагностички поступак користи интензивно радиоактивно зрачење које негативно утиче на тело и повећава ризик за добијање карцинома. Уколико се млађи пацијенти више пута излажу штетном јонизујућем зрачењу СТ уређаја, сваки седми апсорбује 1000 пута већу дозу од оне коју би емитовао обичан рендгенски апарат [Bir10].

5.2 ДИГИТАЛНИ РАДИОЛОШКИ СНИМЦИ

Резолуција дигиталних снимака одређена је бројем и величином пиксела⁶ коме се додељује одређени распон сиве скале. Стандардни радиографски снимци су резолуције од 10-12 бита (од 1024 до 4096 нивоа сиве скале по пикселу) и задовољавају дијагностичке потребе. На њима се разликују карактеристичне физиолошке сенке одређене густине (ваздух и гасови, масна и мека

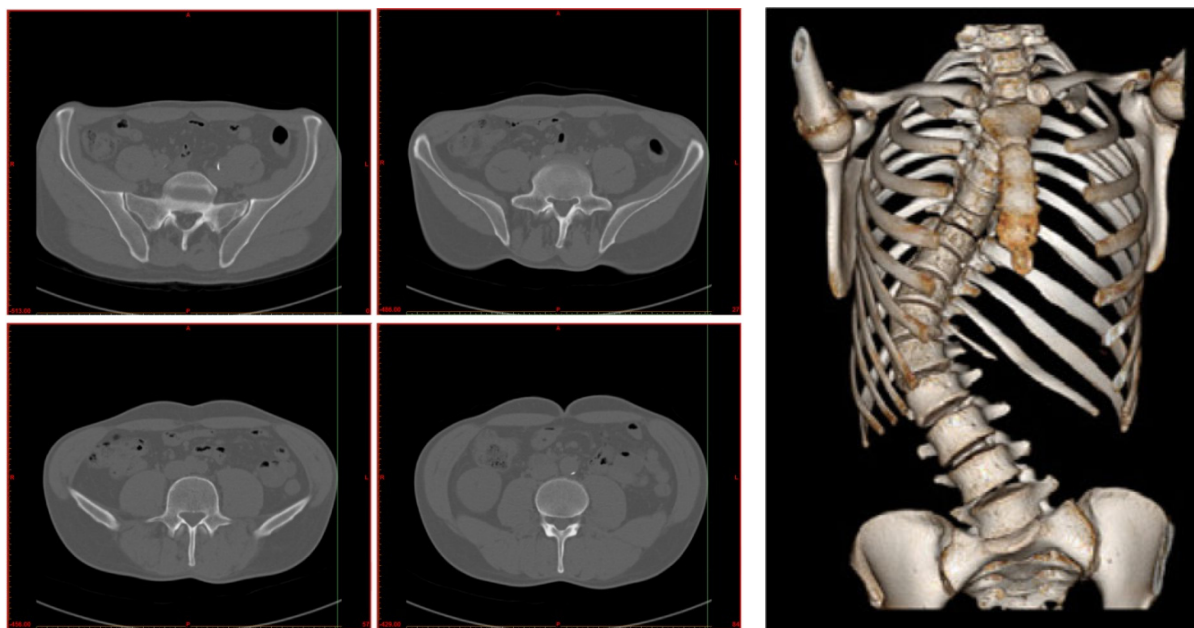
⁶Пиксел је најмањи дводимензионални (2Д) елемент слике који се може приказати и обрађивати. То значи да снимак резолуције 512x512 има 262144 пиксела односно воксела одређене дебљине. Воксел је, аналогно пикселу, најмањи тродимензионални (3Д) елемент простора неке сцене који се може приказати и обрађивати. Пикселу и вокселу могу се додати боја и друге особине.

тквива, кости, итд.). Покрети пацијената могу у великој мери да утичу на квалитет добијених слика и појаву грешака. Такође, до расипања и рефлексije рендгенских зрака може доћи услед постојања металних импланта, као што су вештачки кукови, рамена, колена, амалгамске пломбе, дентални мостови, и сл. (Слика 5.2). Расипање снопа при проласку кроз метал доводи до замућења снимка [Nor08]. Ову појаву могуће је избећи применом титанијумских или неметалних импланта.



Слика 5.2 Рефлексija снопа X-зрака при проласку кроз импланте и фиксаторе приликом СТ скенирања кичмених коштанних структура

Нови MDCT уређаји захваљујући узаној колимацији дају приближно коцкасте (изотропне) вокселе и квалитетну мултипланарну реконструкцију високе резолуције (Слика 5.3). Колимација снопа зрачења (енгл. „SeCTion Collimation“) бира се у зависности од врсте органа и/или структуре која се испитује [Jan06]. Померање стола одговара дебелини слоја, зависи од клиничке индикације и не препоручује се да буде веће од колимације рендгенског снопа.



Слика 5.3 Аксијални СТ снимци кичмених пршљенова – аксијална регија од интереса 0-513mm и 3Д реконструкција сколиозе

У току реконструкције слике, сваком вокселу се додељује нумеричка вредност која зависи од степена атенуације рендгенских снопова кроз мали део ткива који му одговара. СТ број изражава се релативно према води чији је радиоинтензитет константан. Јединица за СТ број је HU (енгл. „Hounsfield Unit“ - HU) и за ваздух износи -1000, за воду 0, а горња граница је +3071 [Sub09b]

5.2.1 DICOM стандарди

Посебна погодност савремених дијагностичких уређаја је интеграција са HIS (енгл. “Hospital Information System”) и RIS (енгл. “Radiological Information System”) системима, односно системом PACS (енгл. “PiCTure Archiving Communications System”) за архивирање и управљање радиолошким снимцима у DICOM формату. DICOM стандарди (енгл. “Digital Imaging and COmmunications in Medicine”) представљају свеобухватне и опште прихваћене дигиталне формате за графичку комуникацију, независно од уређаја и примењених радиолошких модалитета за добијање дигиталне радиолошке слике [Jan06], [Bir10], [Ner08], [Bid08]. Поред графичких, DICOM формати носе податке о пацијенту, аквизицијске параметре, информације о типу уређаја, колимацији, итд. У техничкој примени су и остали познати формати (GIF, PNG, JPEG, TIFF, итд.).

Развој DICOM стандарда и све препоруке о његовој имплементацији спроводи асоцијација NEMA (енгл. „The National EleCTrical ManufaCTurers Association“), [NEM14].

5.3 ТРОДИМЕНЗИОНАЛНА РЕКОНСТРУКЦИЈА АНАТОМСКИХ СТРУКТУРА

У овом поглављу описан је поступак креирања висококвалитетних BioCAD модела људског тела и преглед основних техника и технологија које се најчешће примењују [Dav14], [Pre07]. При скенирању људског тела у целости или деловима, стандардно се објекат/пацијент ставља у анатомску позицију (усправно стајање, поглед напред, руке покрај тела са длановима окренутим ка телу и испруженим прстима), осим у случајевима када је неопходан специјалан положај, како би се омогућила боља видљивост других структура. У основи, постоје две главне категорије модалитета за скенирање људског тела и то:

1. технике скенирања унутрашњих органа и структура (MRI, CT, PET и сл.), које примењују физичке ефекте за добијање висококвалитетних попречних снимака – слајсова;
2. технике скенирања спољашњих делова тела (оптичке, ласерске камере и сл.) којима се врши дигитализација површи пацијента.

Када је у питању CT реконструкција спиналног канала и интервертебралних дискуса захтева се снимање танких слојева високом дозом зрачења. Класичне (глобалне и локалне) TH технике сегментације замењују се софистицираним статистичким и хијерархијским моделима, какве су нпр. PCA и методе редукције димензионалности [Lor00], [Lup07]. 3Д реконструкција кичменог стуба *in vivo* знатно је сложенија и у том случају реконструкција се своди на мануелну интерполацију свих репрезентативних слајсова што је дуготрајан и тежак посао, посебно ако се има у виду сложеност облика кичменог склопа.

5.3.1 3Д реконструкција у програму Materialise MIMICS

Materialise MIMICS (Materialise NV, Technologielaan 15, 3001 Leuven, Belgium) је мултимодуларни софтвер погодан за препознавање и сегментацију анатомских структура софистицираним алатима за избор и едитовање сета слајсова. Заснован на MedCAD интерфејсу [Rav05], [Rav09] програм MIMICS успоставља везу између медицинског имиџинга и CAD система и даје могућност креирања скулптурних облика применом B-Spline кривих⁷ и NURBS⁸ површи.

Тродимензионална реконструкција у програму Materialise MIMICS реализује се кроз неколико карактеристичних корака [Sun05], [MAT13]:

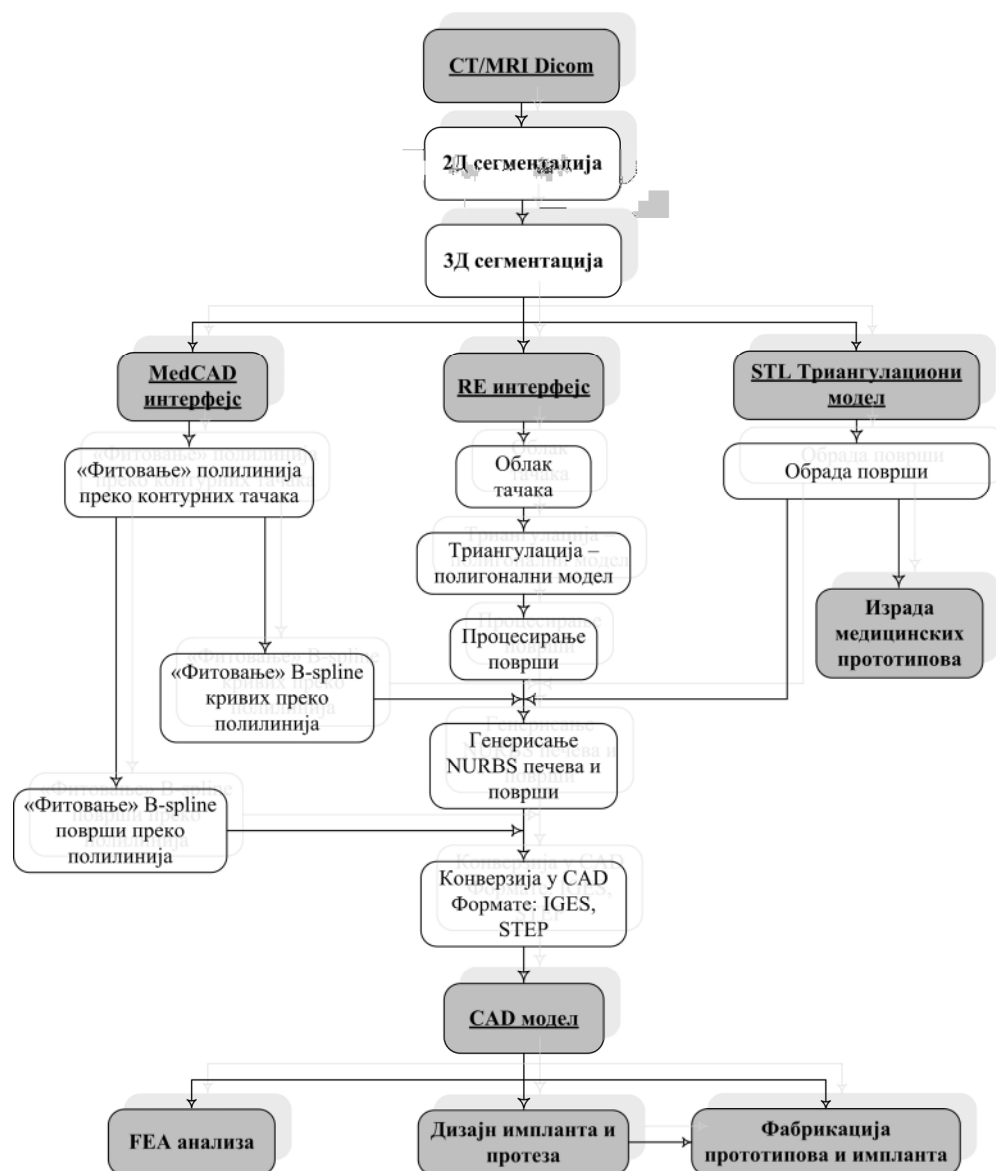
- импортовање сета CT слајсова у DICOM формату;
- подешавање контраста снимака;

⁷B-Splajn криве и Bezier-ове криве детаљно су описане у 4. поглављу.

⁸NURBS површи описане су у 4. поглављу.

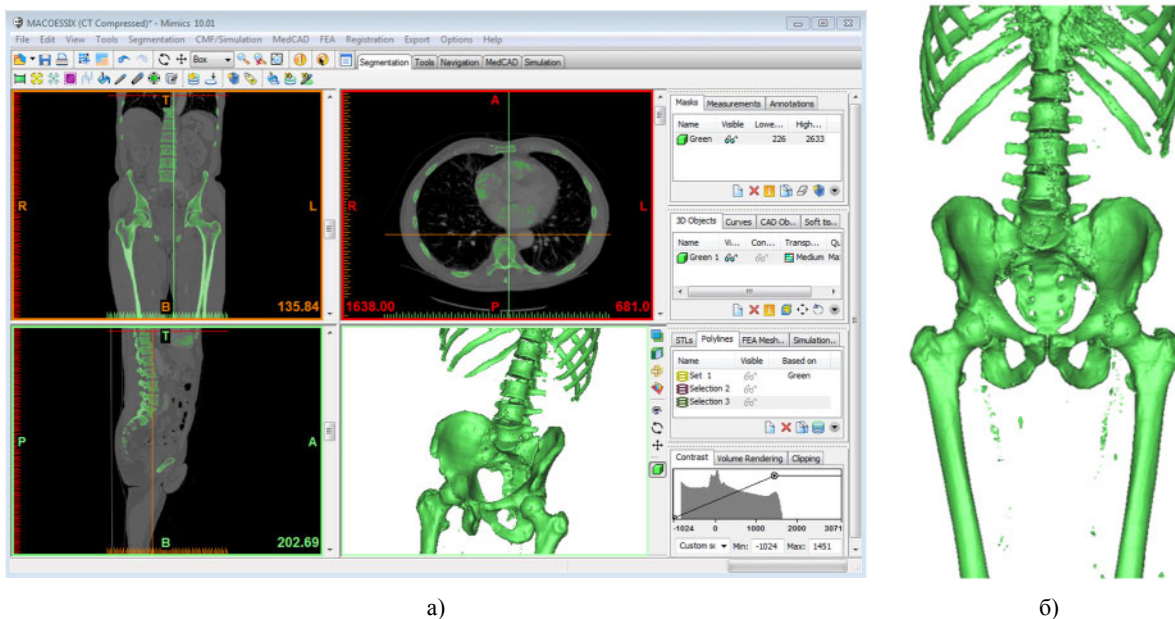
- сегментација анатомских структура;
- генерисање 2Д контура и облака тачака и 3Д изгледа;
- експортовање података у стандардним форматима.

На детаљном алгоритму реконструкције, осим MedCAD интерфејса постоје и RE интерфејс за креирање модела и процесирање површи на основу увезених облака тачака, као и додатак за увожење STL модела импланта (Слика 5.4) [Gib05], [Rav09].



Слика 5.4 Општи алгоритам реконструкције и примене CAD модела у програму MIMICS [Sun05]

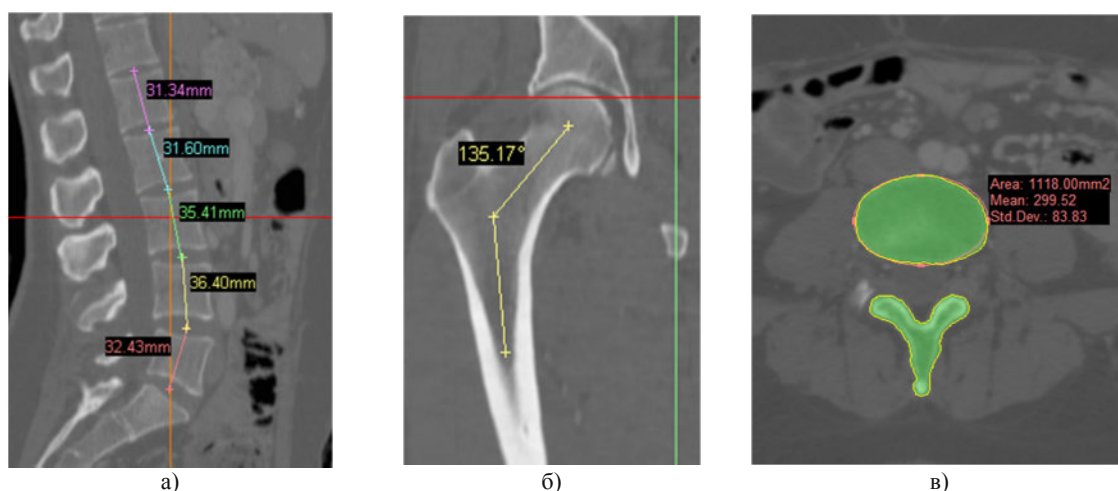
Као илустрација технике 3Д реконструкције на бази интерполационог алгоритма (Materialise MIMICS) приказује се обрада 461 DICOM/CT аксијалног снимка абдомена. Подаци су добијени на CT скенеру марке PHILIPS/MX800 IDT16, резолуције 512 и димензијом пиксела од 0.7188mm, при чему је дебљина слоја 1.5mm. Дакле, димензије једног воксела су 0.7188×0.7188×1.5mm. Укупно време за обраду коштаних структура које укључује импортовање сета слајсова, препроцесирање и 3Д реконструкцију модела на бази воксела (енгл. „Voxel Based Model“), без сегментације траје 78.2 секунде (PC конфигурација: 1.8 GHz i7 CPU и 8GB RAM) (Слика 5.5).



Слика 5.5 Аутоматско препознавање и 3Д реконструкција: а) СТ снимак, б) 3Д модел заснован на вокселима

На таквим снимцима могу се уочити закошења вертебалних тела, асиметрични педикули и одступања процесуса од средње линије кичменог стуба. Код трауматских пацијената, дискус херније и дегенеративних промена за сагиталну реконструкцију примењује се високорезолуциони алгоритми са адаптивним филтрирањем. Величина пиксела мора бити мања од 200 μ m [Ner08].

Треба напоменути да на дигиталним СТ снимцима у програму MIMICS могу да се врше различита мерења, што је врло значајно, на пример, код праћења раста и развоја тумора и у радиотерапији. Такође, мерење и мултипланарна реконструкција одређених слојева значајна је код планирања хируршког захвата. Снимци добијени СТ скенирањем имају реалну величину и на њима су могућа прецизна мерења, на пример висине тела кичмених пршљенова и дускуса (Слика 5.6).

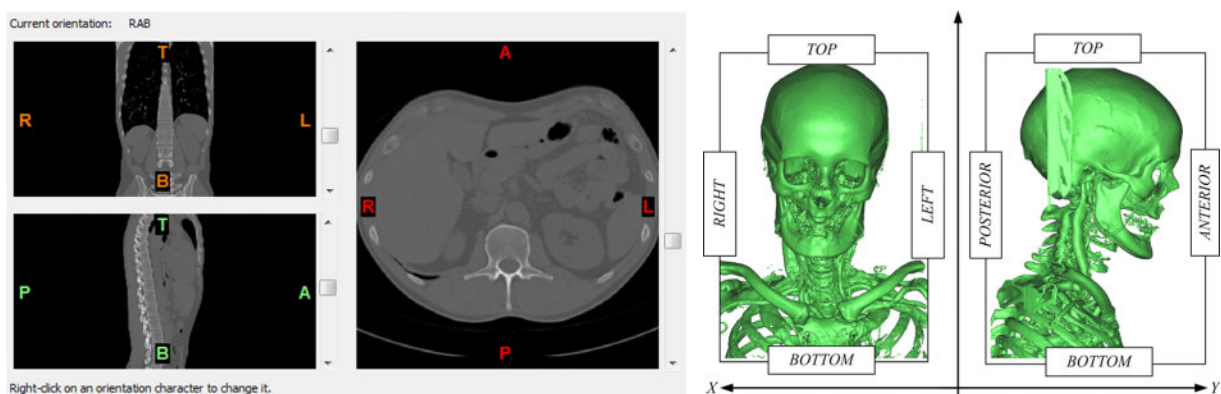


Слика 5.6 Мерење у програму MIMICS: (а) анатомских дужина, (б) углова и в) површине попречног пресека

5.3.1.1 Увоз сета СТ/MRI слајсова у DICOM формату

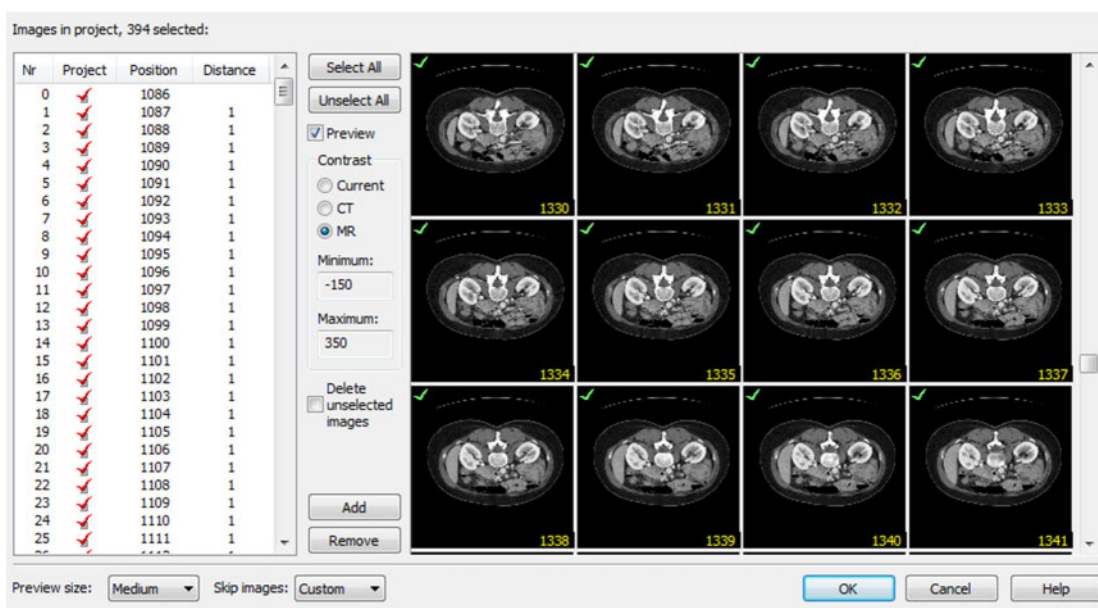
Процес реконструкције врши се након увожења снимака добијених на MRI или СТ уређајима у DICOM формату. Због неусаглашености координатних система пацијента/уређаја и софтвера најпре је потребно дефинисати оријентацију снимака.

Једна од основних предности мултипланарне реконструкције је просторна оријентисаност СТ података (Слика 5.7). После реконструкције, CAD модели задржавају оријентисаност у односу на референтне равни, при чему је Z оса усмерена од нивоа В до Т („Bottom” - „Top”).



Слика 5.7 Оријентација СТ снимака: L- left, R-Right, A-Anterior, P-Posterior, T-Top, B-Bottom

Након тога, приступа се избору низа репрезентативних слајсова. Тиме се одстрањују елементи узорка који не припадају пацијенту, односно не припадају регији од интереса или нису неопходни за даљу реконструкцију. На слици (Слика 5.8) дат је приказ MRI слајсова на позицијама 1330-1341 који припадају сету од 394 снимака са аксијалним размаком од 1mm.

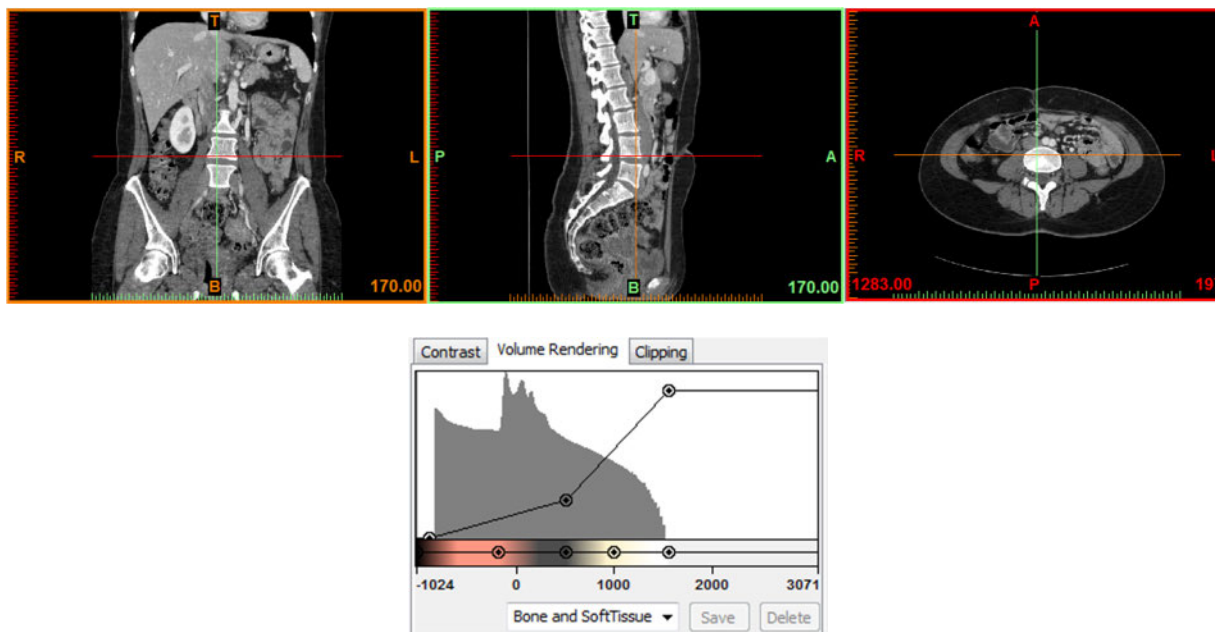


Слика 5.8 MRI аксијални слајсови абдоминалне регије

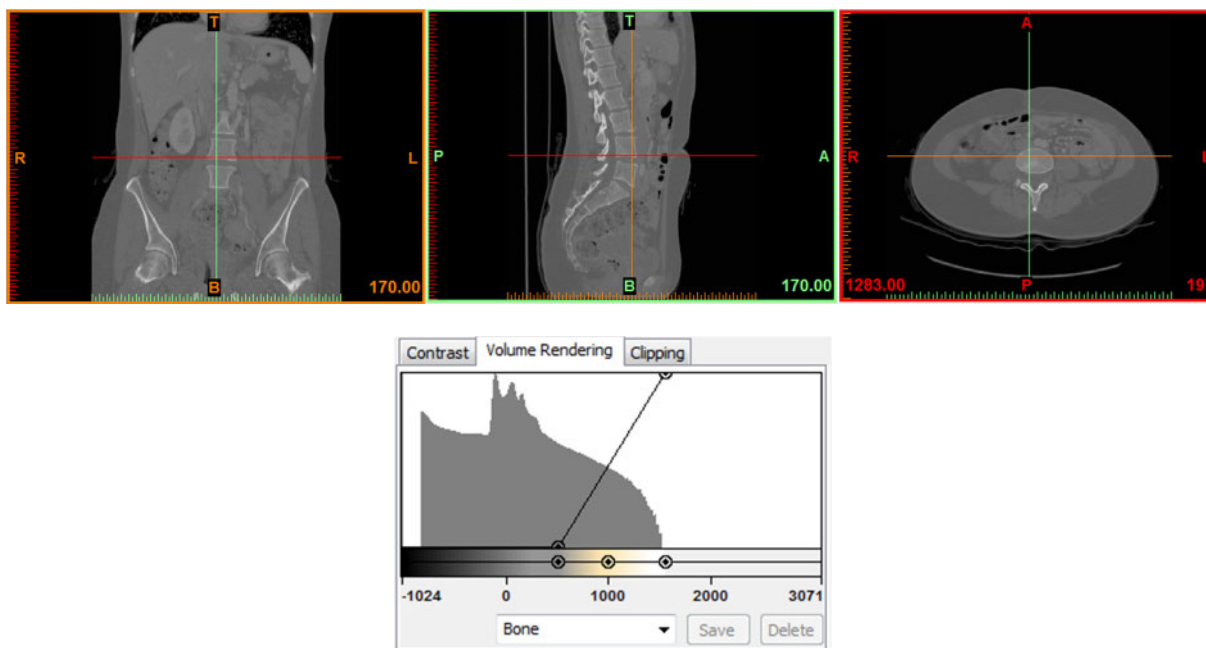
5.3.1.2 Подешавање контраста снимака

Познато је да су коштане, али и све остале структуре у човечијем телу хетерогене и анизотропне и да су током еволуције достигле своју величину и облик. Такви објекти су познати и као FGM објекти (енгл. “Functionally Graded Materials”). Због тога се реконструкција у програму MIMICS своди на подешавање нивоа скале сивих тонова, односно HU јединица и вредности GV (енгл. “Grey Values”) у зависности од регије или структура од интереса. При томе је $GV=HU+1024$. На тај начин додатно се истичу сива и светла подручја скенираних структура и додатно се олакшава процес реконструкције.

На слици (Слика 5.9) и слици (Слика 5.10) приказани су контрасти за мека и чврста ткива истог пацијента и изгледи томограма у фронталној сагиталној и аксијалној равни.



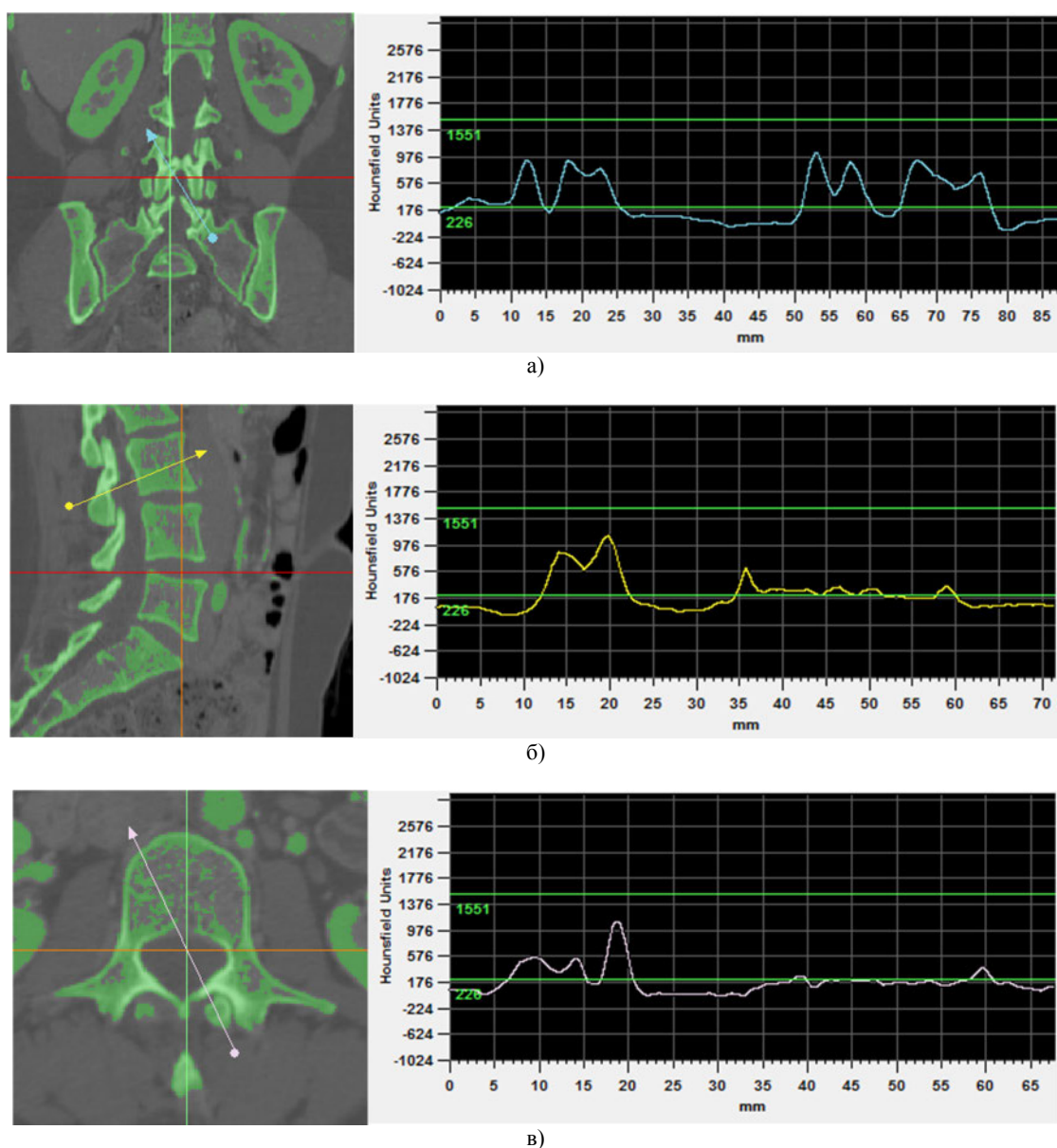
Слика 5.9 Томограми: фронтални, сагитални и аксијални томограми за мека ткива и контраст за мека ткива



Слика 5.10 Томограми: фронтални, сагитални и аксијални томограми за мека ткива и контраст за чврста ткива

Избором одговарајућег нивоа скале сивих тонова креирају се сегментационе маске којима се раздвајају граничне структуре или делови и добија висококвалитетна 3Д визуелизација унутрашњих ткива и органа.

На сваком од слојева и у свакој равни могуће је генерисање хистограма просечне густине (енгл. „Density Profile“) (Слика 5.11). На тим профилима јасно се уочава атенуацијска разлика код спонгијалних и кортикалних (компактних) костију.

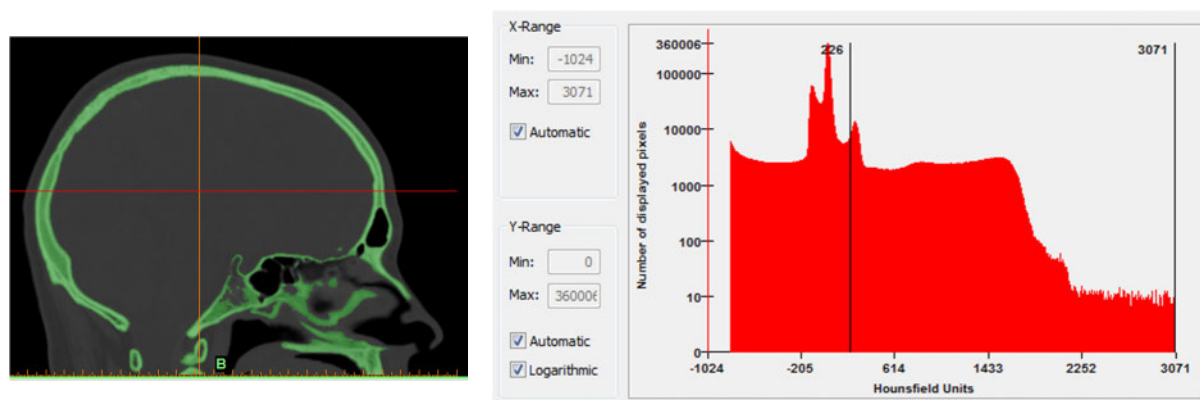


Слика 5.11 Хистограми просечне густине кичменог пршљена на СТ снимку у (а) фронталној (б) сагиталној и (в) аксијалној равни

Оптимални ниво скале сивих тонова за даље истраживање могуће је аутоматски дефинисати и за коштано ткиво износи од 226HU до 2633HU јединица [Rei09]. За компактне кости ниво сиве скале је од 662HU до 1988HU, а спонгијалне кости имају најниже граничне вредности опсега (156HU-585HU). На следећој слици приказан је ТН алгоритам за коштане структуре на примеру СТ снимка пацијента са тумором на мозгу (Glioma, извор АКХ Беч, Аустрија).

Регија од интереса у овом случају је FOV25cm, формат слајса 512x512pxl, инкремент снимака, односно корак 0.625mm, број слајсова 317 и величина пиксела 0.488mm. Избором одговарајућег опсега ТН вредности из општег опсега (-1024 до 3071HU) могуће је креирати хистограм броја и прерасподеле пиксела у зависности од HU вредности (Слика 5.12).

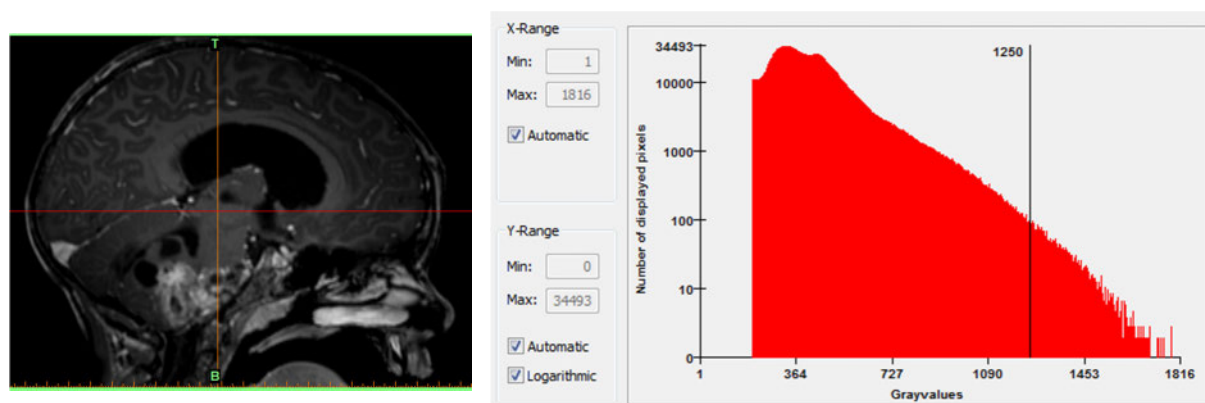
За разлику од СТ снимака, снимци добијени на магнетној резонанци настали су мапирањем водоникових језгара у молекулима воде при проласку радиоталаса кроз ткива. Стога ће светла подручја на снимцима одговарати структурама која имају више воде (мека ткива), док ће остала ткива (нпр. кости) бити тамна подручја.



Слика 5.12 Хистограм прерасподеле пиксела СТ снимка

На следећој слици приказан је ТН алгоритам за меке структуре на примеру MRI снимка пацијента са тумором на мозгу (Glioma, извор АКХ Беч, Аустрија).

Регија од интереса у овом случају је FOV25,6cm, формат слајса 512x512px1, инкремент снимака, односно корак 0.953mm, број слајсова 170 и величина пиксела 0.500mm. Избором одговарајућег опсега ТН вредности из општег опсега (-1024 до 3071HU) могуће је креирати хистограм броја и прерасподеле пиксела у зависности од HU вредности (Слика 5.13).

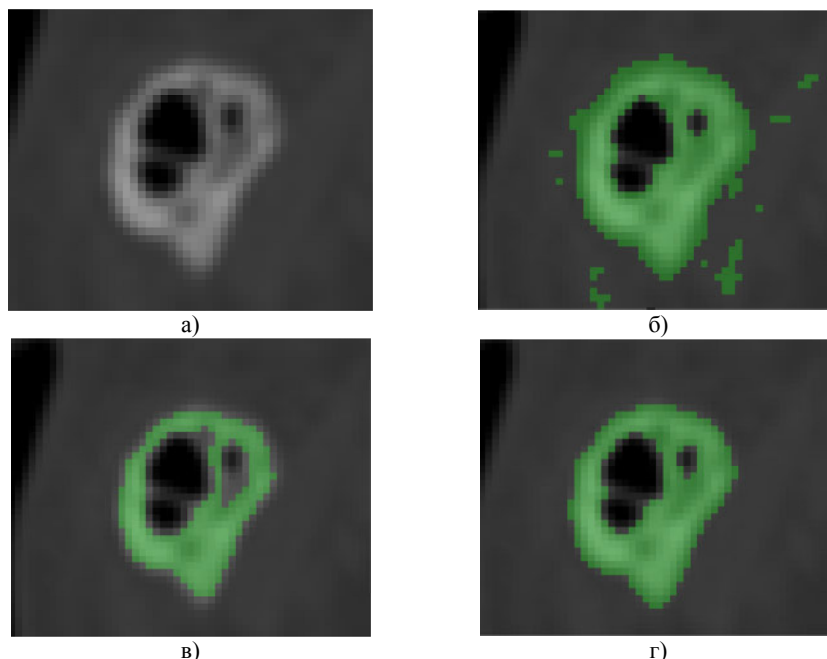


Слика 5.13 Хистограм прерасподеле пиксела MRI снимка

У неким случајевима врши се снимање косих пресека (дијагностика главе, врата, кичменог стуба, итд.) закошењем извора (енгл. „Gantry Tilt“) зрачења. Како MRI дијагностика није штетна, да би се безбедно обавила потребно је одстранити све металне предмете у близини уређаја и пацијента. Инкремент при скенирњу магнетном резонанцом је око 1mm.

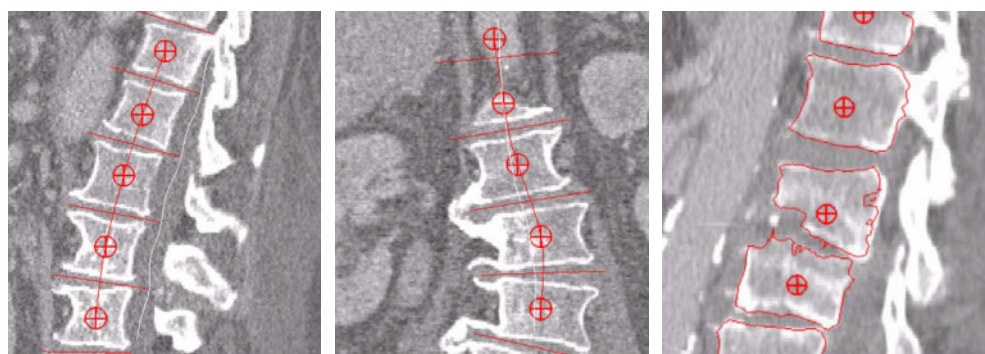
5.3.1.3 Сегментација анатомских структура

Алгоритам реконструкције (ТН алгоритам) врши аутоматску идентификацију различитих структура ткива (органа) и дефектних региона, тј. препознаје пикселе највише густине у свим пројекцијским равнинама (сагиталној, аксијалној и фронталној), односно пикселе једнаких коефицијената густине (HU јединица) одваја од осталих [Jas05]. Избором оптималних ТН вредности из опсега за одговарајућа ткива, могуће је изоловати структуру и аутоматски је одвојити од осталих ткива. На слици (Слика 5.14) дат је приказ избора ТН вредности и њихов утицај на сегментацију [Vib06].



Слика 5.14 Утицај ТН вредности на квалитет сегментације коштане структуре а) оригинални СТ слајс, б) смањење доње границе ТН опсега (62-3071HU), в) повећање доње границе ТН опсега (560-3071HU) г) оптималне ТН вредности (226-3071HU)

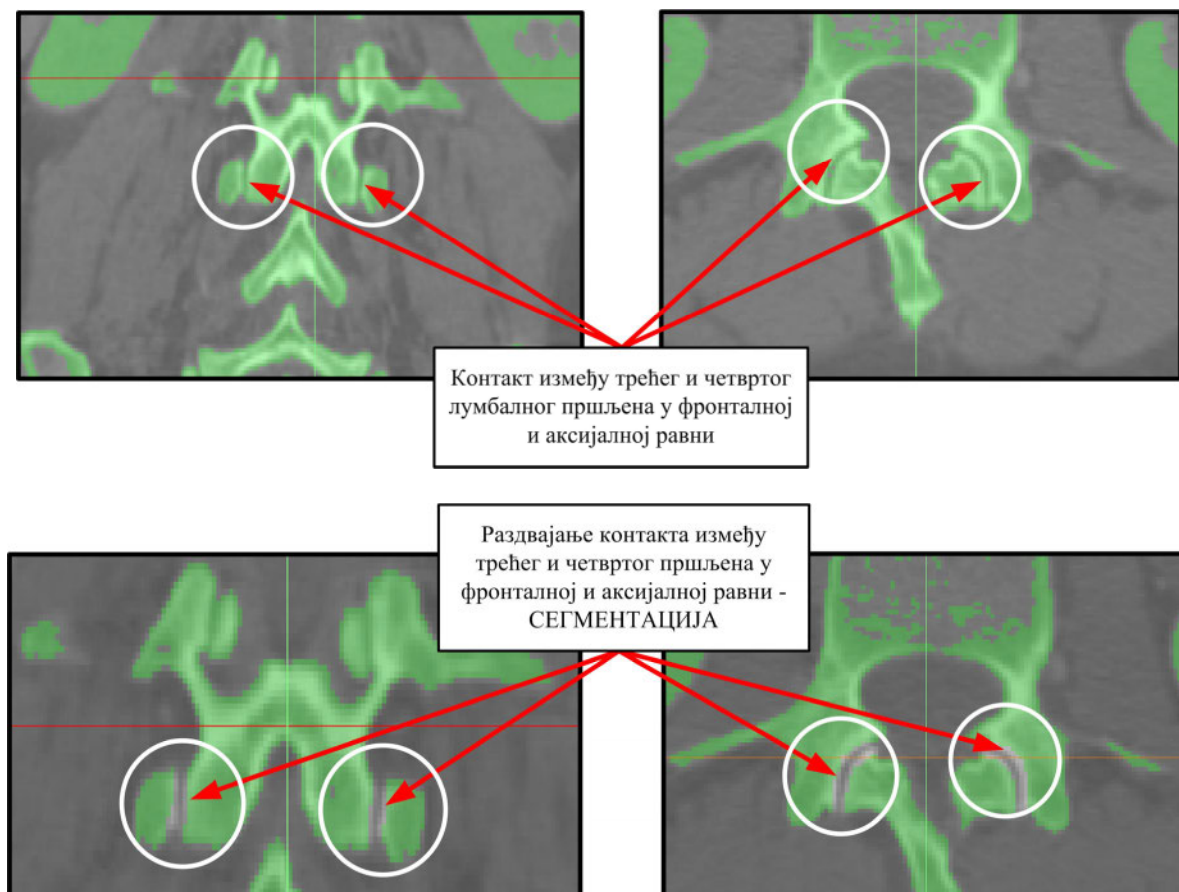
Због обостраног контаката једног пршљена у односу на суседна два преко површи фасета (лат. „Facies Articularis Inferior“ и „Facies Articularis Superior“), сегментација је обављена у две равни истовремено и то сагиталној и аксијалној, тиме су раздвојена сва четири фасетна зглоба. Осим због комплексности структура и контаката, проблем при сегментацији пршљенова може бити лоша резолуција и шум [And06]. Код сепарације кичмених пршљенова, препреке за успешну сегментацију могу бити прекиди кортикалних слојева тела кичменог пршљена јер је њихова дебљина $\leq 500\mu\text{m}$ и она може бити критично мала код дегенеративних промена и тумора, прелома, остеопорозе и калцификације и сл. (Слика 5.15). Ово се такође односи на фасетне контакте и у таквим случајевима неопходна је мануелна интервенција.



Слика 5.15 Отежана детекција контура пршљенова у сагиталној равни [And06]

Један од алгоритама за аутоматску детекцију, идентификацију и сегментацију пршљенова на основу СТ снимка приказан је у [Tob09] и тестиран на примеру 64 пацијената. Слични алгоритми подразумевају детекцију и интерполацију контура и ивица пршљенова на основу контраста снимака у две или три равни истовремено. Већина ових алгоритама није апсолутно поуздана и јављају се проблеми код конгениталних деформитета, у регији металних импланта и сл. Полуаутоматски алгоритми захтевају иницијално обележавање тачака на снимцима и у комбинацији са другим алгоритмима (хибридна сегментација) представљају најприхватљивије решење.

Ако се разматрају кичмени пршљенови, остатак скениране регије могуће је одстранити применом посебних алата који се користе у процесирању обичних слика (енгл. „2D/3D Crop“). На слици (Слика 5.16) приказана је полуаутоматска сегментација кичмених пршљенова у аксијалној и фронталној равни.



Слика 5.16 Сегментација кичмених пршљенова у аксијалној и фронталној равни

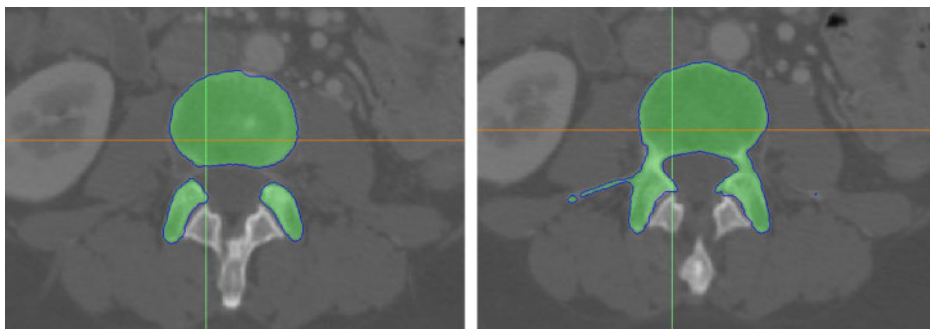
Брисањем пиксела на споју две кости (суседних пршљенских тела и фасета) у сваком пресеку врши се разграничавање области односно сегментација. У том случају сегментација се обавља кроз следеће фазе:

- избор ТН вредности за коштане структуре;
- сепарација контактних површи фасетних зглобова у сагиталној и аксијалној равни;
- сегментација горње и доње плоче пршљенских тела у односу на суседне пршљенове;
- мануелна сегментација;
- детекција простора интервертебралних дискуса и спиналног канала.

5.3.1.4 Генерисање 2Д контура и облака тачака

По извршеној сегментацији могуће је аутоматски генерисати запреминске моделе. Међутим, за даље примене је погодније извршити детекцију спољашњих и унутрашњих контура, односно ивица структура и груписати их у сегментационе маске, концептом RG алгоритма (енгл. „Region Growing“), које је могуће мануелно едитовати [Bib06].

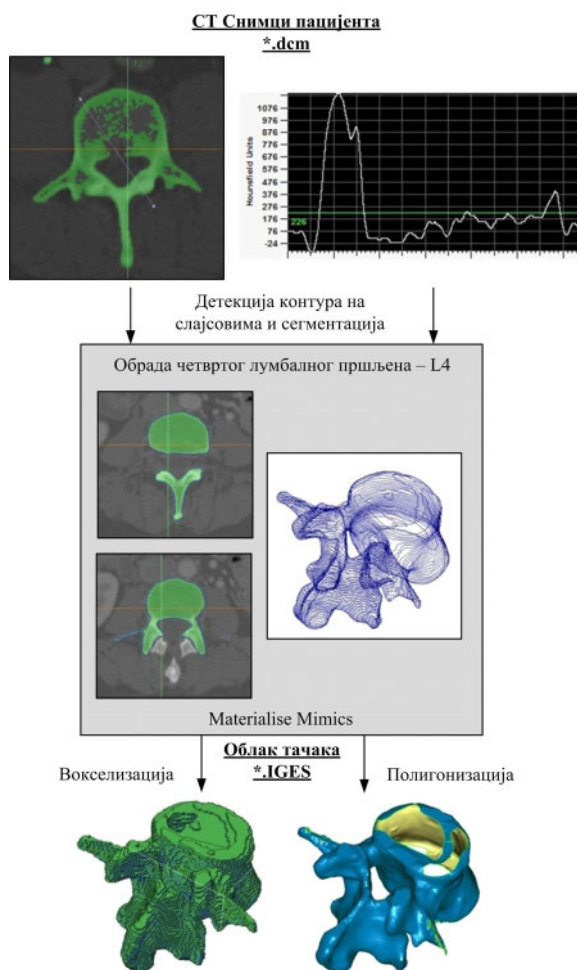
Овај поступак је у великој мери аутоматизован, али врло често су неопходне интервенције, нарочито код замућених снимака или оштећења на костима. После детекције и прегруписавања контура (Слика 5.17), отпочиње следећа фаза реконструкције.



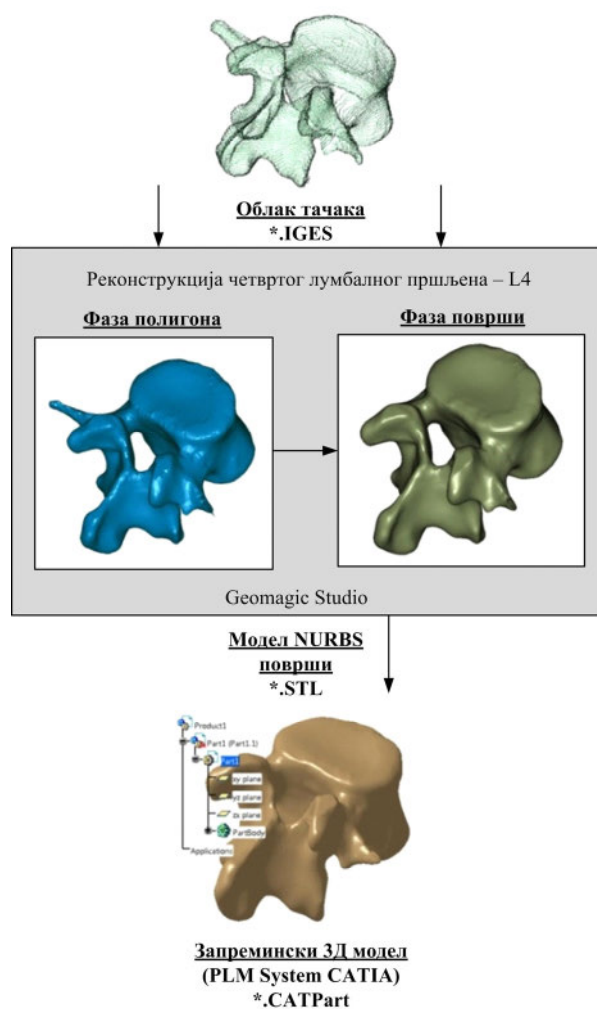
Слика 5.17 Сегментационе контуре – „маска“ четвртог лумбалног пршљена

5.3.1.5 Генерисање 3Д изгледа

Тачке креиране у MedCAD модулу планарно су распоређене у околини контуре коју описују. Кроз такве тачке могу се интерполирати полилиније, односно B-Spline линије.



Слика 5.18 Детекција контура четвртог лумбалног пршљена у аксијалним слојевима – генерисање облака тачака у програму Materialise MIMICS



Слика 5.19 Генерисање полигоналног и модела површи у програму Geomagic Studio

Креирање модела површи на основу облака тачака спољашњих и унутрашњих структура применом поступка полигонизације, односно аутоматског генерисања троугаоних елемената

између кореспондентних тачака скенерског органа, може да доведе до грешака приликом реконструкције (Слика 5.18). Зато није препоручљиво генерисање модела површи на основу воксела [Dra08].

У случају кичменог стуба, на сличан начин иницијално су реконструисани сви остали пршљенови и експортирани су у виду IGES формата. Даља обрада облака тачака до NURBS површи обављена је у програму Geomagic Studio.

Да би реконструкција одређене структуре успела, неопходно је дефинисати следеће параметре приликом аквизиције:

- одредити врсту дијагностичког модалитета, уређаја (СТ, MRI, US и сл.) и софтвера;
- дефинисати врсту скенирања: аксијално или хеликално;
- дефинисати дебљину слајса;
- корак скенирања;
- прописати јачину зрачења, односно пулсирање магнетног поља;
- одредити резолуцију. 256x256, 512x512 или најређе 1024x1024. Пиксели се чувају као 8, 16 или 32-битни;
- дефинисати FOV. Минимални захват код СТ-а је 9,6mm;
- ширину X и дужину Y пиксела;
- утврдити да ли на подручју скенирање постоје метални или други елементи који ће утицати на квалитет снимка.

5.3.2 3Д реконструкција облака тачака у програму Geomagic Studio

Не постоји јединствена софтверска апликација којом се могу задовољити све потребе инверзног инжењерства, па се врло често користи комбинација софтверских решења различитих произвођача. Фазе реконструкције код готово свих решења су:

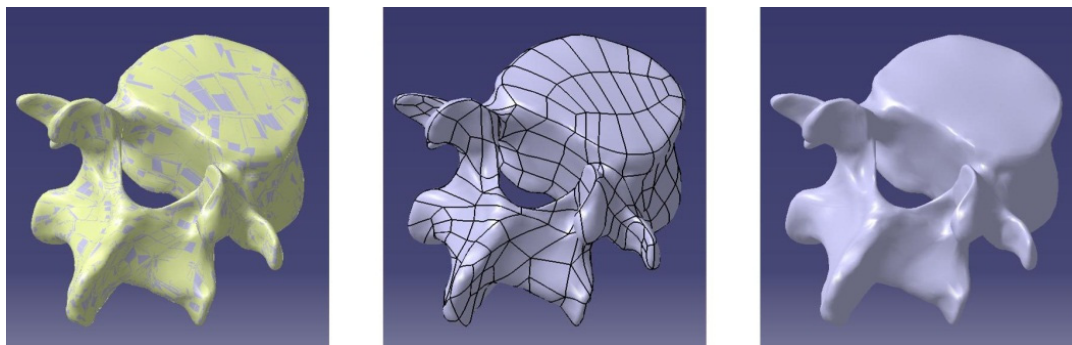
- фаза облака тачака или скупа 2Д контура;
- фаза полигона (мреже троуглова);
- фаза NURBS површи.

Дијагностички уређаји погодни су за креирање прецизних и тачних 3Д рачунарских представа људских структура. Да би се креирале протезе или естетске надокнаде или се пратио ток болести неопходно је извршити процесирање модела у CAD/CAE системима. Улазни 3Д модел или контурна B-REP (енгл. „Boundary Representation“) геометријска репрезентација најчешће је описана у неким од стандардних формата за размену информација о геометрији [Vic98]. По завршеној детекцији контура на аксијалним пресецима, генерисања облака тачака и експортовања геометријских информација о анатомској структури, приступа се генерисању 3Д објеката (Слика 5.19). Због бројних предности које пружа, даља реконструкција облака тачака и полигоналних модела кичмених пршљенова овде је изведена у програму Geomagic Studio (3D Systems, Three D Systems Circle, USA). Geomagic Studio је водећи програм за реконструкцију скулптурних површи. И поред бројних предности које пружају овај и слични системи за обраду тачака⁹, добијање висококвалитетних NURBS површи кореспондентних оригинала временски је дуготрајан и захтеван процес.

У систему Geomagic Studio врши се процесирање података насталих скенирањем на неком од уређаја за аквизицију података и конверзија тих података у висококвалитетне и прецизне полигоналне и моделе површи и омогућава параметарску интеграцију са популарним CAD/CAM/CAE/CP системима (CATIA, Autodesk Inventor, Creo Elements/Pro (Pro/ENGINEER), SolidWorks). Као излаз из програма Geomagic генеришу се *.stl модели површи, односно отворене или затворене NURBS површи. У случају анатомских структура које имају унутрашње шупљине, на пример интрамедуларни канал фемура, генеришу се две површи. Дакле, резултат реконструкције у програмима Mimics и Geomagic су скулптурни 3Д модели површи који верно представљају структуре, промене на њима, фрактуре или деформитете. Интеграцијом модела

⁹Rhinoceros, Rapidform, Imageware, Meshlab, и сл.

површи кичмених пршљенова, путем примене Булових операција и других техника у PLM систему CATIA, добијају се 3Д запремиски солид модели (Слика 5.20).



Слика 5.20 Запремиски модели кичмених пршљенова

Кључни корак у генерисању NURBS базираних површи је декомпозиција полигоналних модела у печеве, односно скуп четвороугаоних сегмената (енгл. „Patches“) које се превлаче UV мрежом (енгл. „Grid“) одређене резолуције. Мрежу заправо чини скуп B-Spline кривих и од њене густине зависи квалитет модела површи [Sch09]. Детекција контурних линија које репрезентују највеће закривљености условљава децентрализацију полигоналне површи на више области. Експортовањем модела површи у виду IGES фајла завршен је процес реконструкције. Због својих предности овај формат подржава велики број комерцијалних CAD/CAM/CAE система.

Услед сложености скулптурних облика (енгл. „Free-Form Shapes“, „Sulptured Shapes/Surfaces“) појединих вертебралних група, процес реконструкције је временски дуготрајан. 3Д реконструкција облака тачака пршљенова свих група кичменог стуба (сакрална, лумбална, торакална и цервикална) подразумева њихово превођење у 3Д запреминске моделе и креирање склопа кичменог стуба.

Бројна истраживања усмерена су ка креирању 3Д модела на основу бипланарних радиографских снимака [LeB03], односно примени стереорадиографских уређаја за идентификацију контура на радиографским снимцима. Квалитативним поређењем са СТ снимцима може се утврдити прецизност и тачност реконструисаних модела. Неке методе усмерене су ка идентификацији карактеристичних анатомских обележја, тачака и оса пршљена преко којих се генерише 3Д геометријски модел [Sub09], [Sam09].

5.3.3 Параметризација 3Д модела пршљенова

Параметарско моделирање кичмених пршљенова велики је изазов и вршене су озбиљне антропометријске студије и бројни покушаји креирања параметарских статистичких модела. Ова истраживања углавном подразумевају мерење димензија и квантитативни опис комплексних облика (морфометрија) са кадаверских остатака [Hum09b], као и покушај успостављања линеарне везе међу параметрима појединих елемената пршљенова [Qun10]. Изменом генеричких вредности кључних параметара условљена је промена свих осталих параметара због успостављене релационе везе, па се за ове моделе каже да су деформабилни и скалабилни. Корелационе везе утврђене су мерењем димензија свих пршљенова различитих популација и публиковане су и познате у литератури. У [Hum09b] приказана је полуаутоматска параметарска реконструкција пршљенова са бипланарних радиографских снимака применом деформабилне регистрације преко 19 анатомских тачака сваког пршљена.

Овакви 3Д модели углавном су аналитички и њихова геометрија је симплификована основним геометријским примитивима и представљају тзв. мастер моделе - фантоме кичменог стуба. Како је највећи број патолошких проблема јавља у торакалном и лумбалном делу кичменог стуба, истраживачи су углавном фокусирани на ове две регије [Qun10], [Tan02c]. Тако се биомеханичке студије врше код прогресивне дегенерације дискуса, деформитета кичменог стуба, остеопорозе и сл. Пршљенови су сличног облика, али се њихове димензије и маса повећавају од

цервикалног ка лумбалном делу. Студија у којој се разматра математичка параметризација свих елемената кичменог стуба приказана је у [Mur06] и ослања се на резултате првог и најозбиљнијег мерења кадаверских пршљенова 12 донора и њихове покретљивости [Pan92], [Pan91], [Pan91b].

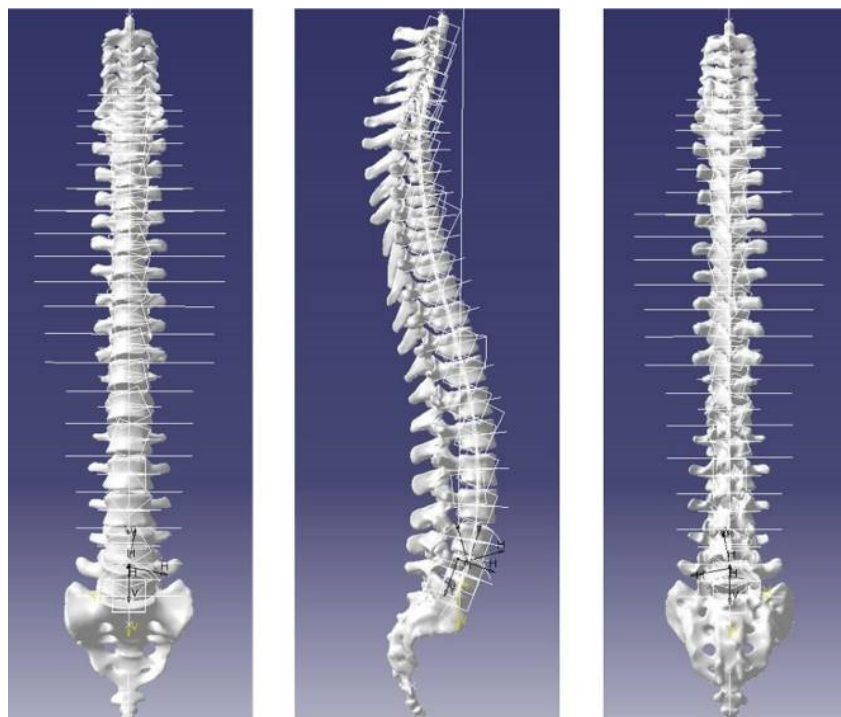
По морфолошким карактеристикама лумбални и торакални сегменти су слични. Димензије пршљенова незнатно се разликују код мушкараца и жена, обично су пропорционалне висини трупа и разликују се код људи који долазе са различитих простора (Азијати/Европљани) и доба њиховог узраста. Циљ ове студије био је смањење броја контролних параметара за потпуни геометријски и димензиони опис сваког пршљена сетом линеарних зависности антропометријских мера. Осим овога, постоје и други модели са низом недостатака:

- параметризација сваког пршљена извршена је са великим бројем параметара (између 30 и 50);
- креирани су појединачни модели или склопови специфичних регија (најчешће цервикална и лумбална);
- непотпуна параметризација анатомских елемената пршљенова;
- полуаутоматско регенерисање 3Д модела склопа;
- непостојање контролних механизма за проверу конзистентности модела за визуелизацију могућих постура и деформитета.

Најкомплекснији нелинеарни облик пршљена и најтежи за опис је ламина пршљена, која се може симплификовати елиптичним или правоугаоним попречним пресеком. Параметарски, генерички CAD модели људских пршљенова формираних од 11 моделских форми представљени су у [Mur06] и верификовани су СТ снимцима.

5.4 3Д МОДЕЛ КИЧМЕНОГ СТУБА

По завршеној реконструкцији свих сегмената кичменог стуба, приступа се пројектовању организованог параметарског 3Д склопа кичменог стуба - 3Д фантома. Конструкција помоћних тачака, линија и равни на IGES моделу површи извршена је у модулу Generative Shape Design. Применом PLM система CATIA [DAS14] и модула Assembly Design и Digital MockUp креиран је модел који репрезентује кичмени стуб идеалног облика - без деформитета (Слика 5.21).



Слика 5.21 Склоп вертебралних група (сакралне, лумбалне, торакалне и цервикалне) - 3Д модел кичменог стуба

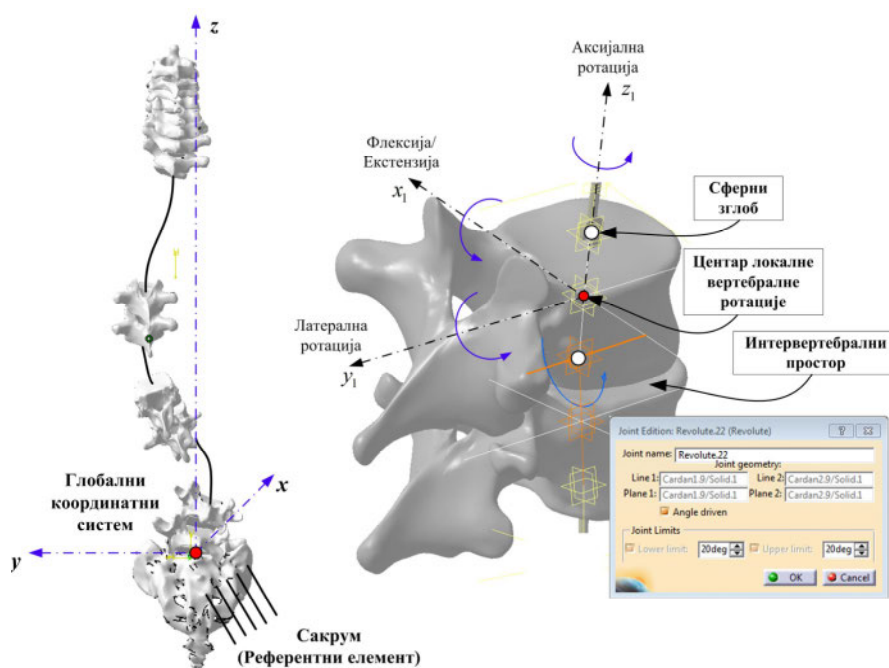
Генерички облик кичменог стуба дефинисан је параметрима који описују стојећи положај и генерисан је преко СТ снимака. Развијени су следећи модели:

1. кинематски модел кичменог стуба дефинисан сферним зглобовима, кинематским ланцем и скупом могућих ротација [Nor08], [Hus09];
2. применом кубне B-Spline линије и овај модел представља фантом модел за прилагођавање са моделом дорзалне површи;
3. модел кичменог стуба за РТГ дијагностику.

Развој кинематских модела анатомских склопова омогућава процену прогресије и квантификовање промена у положају у односу на глобални координатни систем и анализу 3Д природе деформитета и покретљивости [Sim08]. Велики број зглобова (преко 100) и број степени слободе дозвољавају најразличитије покрете.

5.4.1 Кинематски модел кичменог стуба

Постоји велики број конфигурација кичменог стуба у зависности од активности које остали делови тела обављају. Код здравих особа и особа са нормалном грађом кичменог стуба, обављање свакодневних задатка обавља се са минималним оптерећењем кичмених структура, али код већих напора може се јавити тензија у мишићима и дискусима, компресија контактних зглобова и сл., [Nor08], [Pam05].



Слика 5.22 Координатни системи и функционална спинална јединица са могућим ротацијама [Dev12]

Функционална спинална јединица (енгл. „The Functional Spinal Unit - FSU“) представља биомеханичку везу између два кичмена пршљена и интервертебралног диска међу њима, као и околне лигаменте и мишиће (Слика 5.22). Скуп више спиналних јединица представља функционални спинални регион (енгл. „The Functional Spinal Region - FSR“). Подела региона одговара анатомској подели кичменог стуба па и у овом смислу постоје цервикални, торакални и лумбални функционални регион [Her00].

У основи покретљивост кичменог стуба обавља се ротацијом региона око глобалних координатних оса (x , y , z), и оне условљавају екстензију/флексију око y осе, аксијалну ротацију око z осе и бочно савијање око x осе. Релативне и локалне ротације сваког пршљена посебно описују се и мере покретљивошћу око оса локалног координатног система (x_1 , y_1 , z_1) [Sto94] и њихове

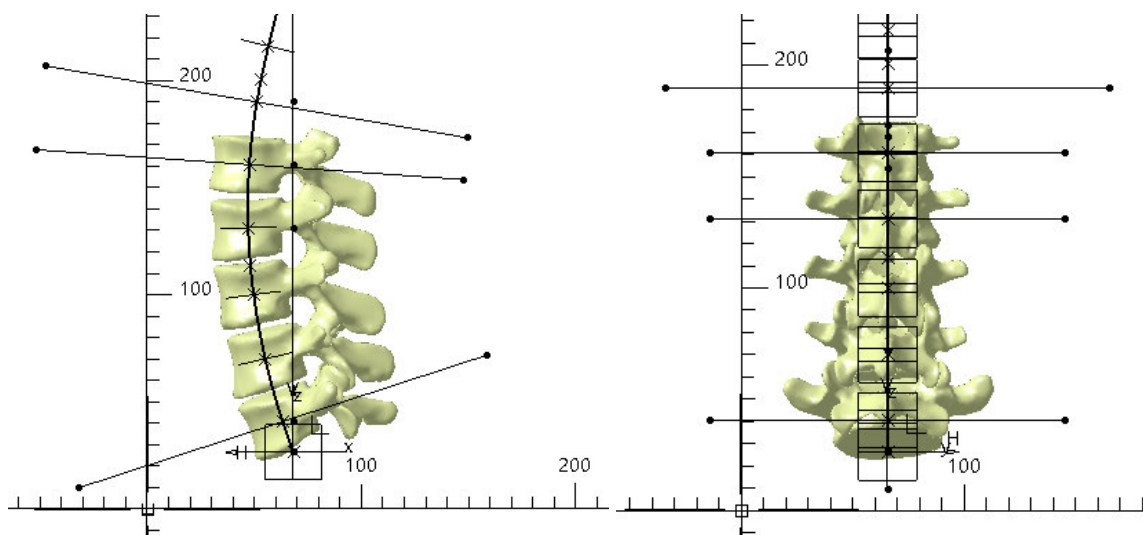
вредности условљене су флексибилношћу лигамената фасетних зглобова и дискуса. Локални (релативни) координатни систем лоциран је у тежиштима пршљенских тела. Осе овог система налазе се у пресеку анатомских равни сваког пршљена [Ska95]. Нпр. оса y_1 пролази кроз спинални процесус, x_1 је у правцу трансверзалних процесуса, а z_1 управна на плочу пршљенског тела. Иако при кретању долази до закретања пелвиса (средње вредности ротације у сагиталној равни 25 пацијената су од 0.1-0.2° и translације 0.1мм), у стању мировања, може се сматрати да је сакрум непокретан [Ham09], [Ken09]. Због зглобне везе са екстремитетима, односно ацетабулума са фемуром, углови кичмене ротације при савијању напред достижу 120°, односно при екстензији 20°. Стога се у биомеханичким студијама кичменог стуба се као непокретни ослонац сматра сакрални део кичменог стуба преко кога се оптерећење преноси са горњег дела тела на ослонце. Пршљенови су такође ригидне грађе, али је кичмени стуб због малих артикулација, интервертебралних зглобова и других лигамената и мишића флексибилна и просторно деформабилна и варијабилна структура [Voi08].

Уобичајени начин за ограничавање степени слободу кретања је додавање нових кинематских веза (енгл. „Joints“). Систем је бити потпуно кинематски детерминисан увођењем команди (енгл. „Commands“) за 69 ротација око 23 сферна зглоба [Cuk10].

У [Sim08] представљен је кинематски модел кога чини 17 крутих модела лумбалних и торакалних пршљенова, са 51 степеном слободу. Увођењем ограничења број степени слободу (енгл. „Degrees of Freedom“ - DOF) сведен је на 3 (са 51 интерних фасетних артикулација). Померање сваког центра пршљена описано је 3Д елипсоидом.

5.4.2 Модел кичменог стуба за 3Д регистрацију са моделом дорзалне површи

Код овог модела, разматра се 3Д линија која пролази кроз тежишта свих пршљенских тела, односно тзв. средња спинална линија (Слика 5.23). Применом кубне B-Spline линије извршена је интерполација тачака добијених Turner-Smith правилу¹⁰, на основу реконструисаног оптичког снимка дорзалне површи пацијента. Теоријске основе и детаљи параметарског описа кубне B-Spline линије дати су у 4. поглављу доктората, а у 5. биће дат потпуни опис генерисања специфичних модела кичмених стубова на основу модела дорзалне површи.

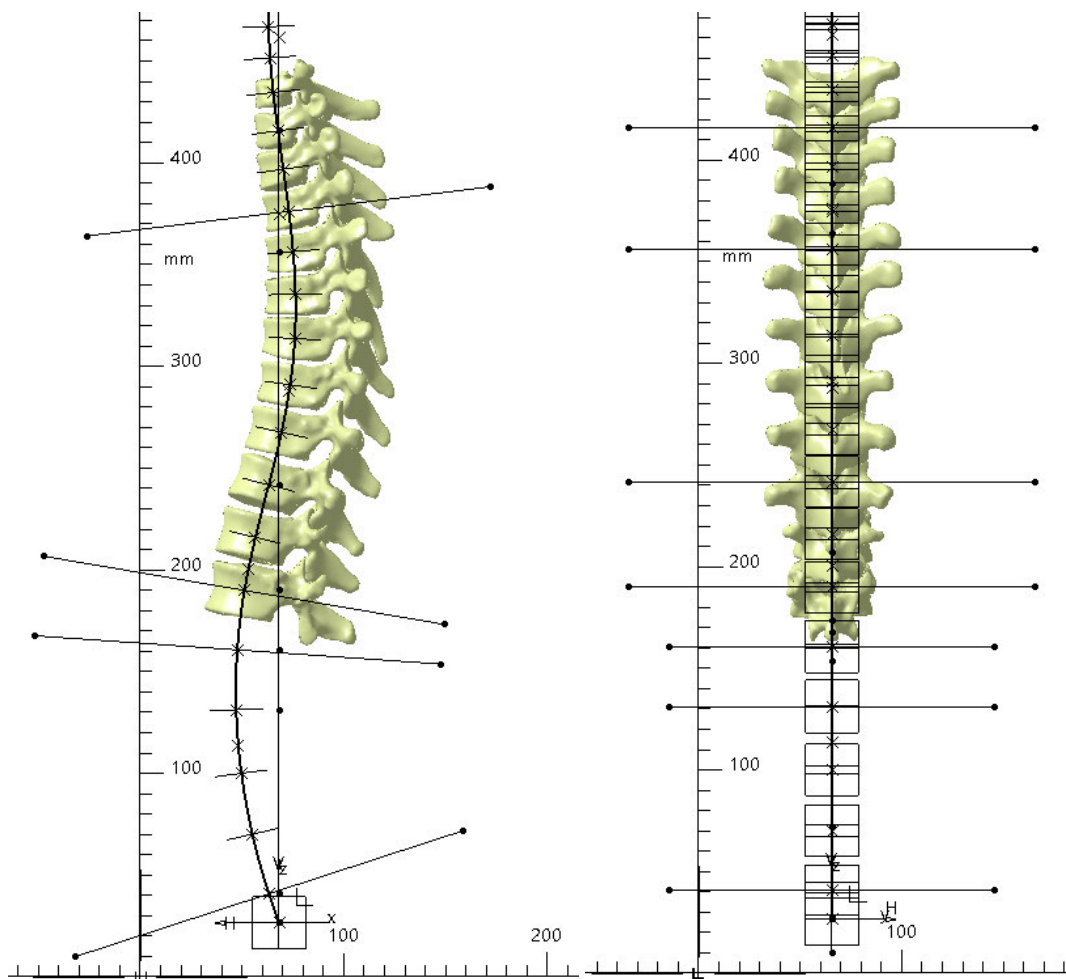


Слика 5.23 Сагитални и постериорни изглед лумбалне регије (L5-L1)

У неутралном положају, линију кичмених пршљенова образују 4 криве, конвексна цервикална и лумбална лордоза, конкавна торакална и кокцигеална кифоза (Слика 5.24). На дорзалној површи врхови кичмених процесуса такође образују сличну кривину [Car10], [Leg12b].

¹⁰О начину генерисања средње спиналне линије и Turner-Smith правилу дате су напомене и описи у 3. поглављу овог доктората.

Палпацијом се могу одредити положаји појединих пршљенова. Савијањем пацијента напред, могу се уочити и обележја других пршљенова.



Слика 5.24 Сагитални и постериорни изглед торакалне регије (Т1-Т12)

Према [Nig12] од укупне висине кичменог стуба, $\frac{1}{4}$ односи се на интервертебралне дискове. Тако је просечна висина дискуса у цервикалној регији 5mm, у торакалној 7mm и у лумбалној 10mm. Међутим, дебљина дискуса није униформна због флексибилности структуре и варира у сагиталном правцу.

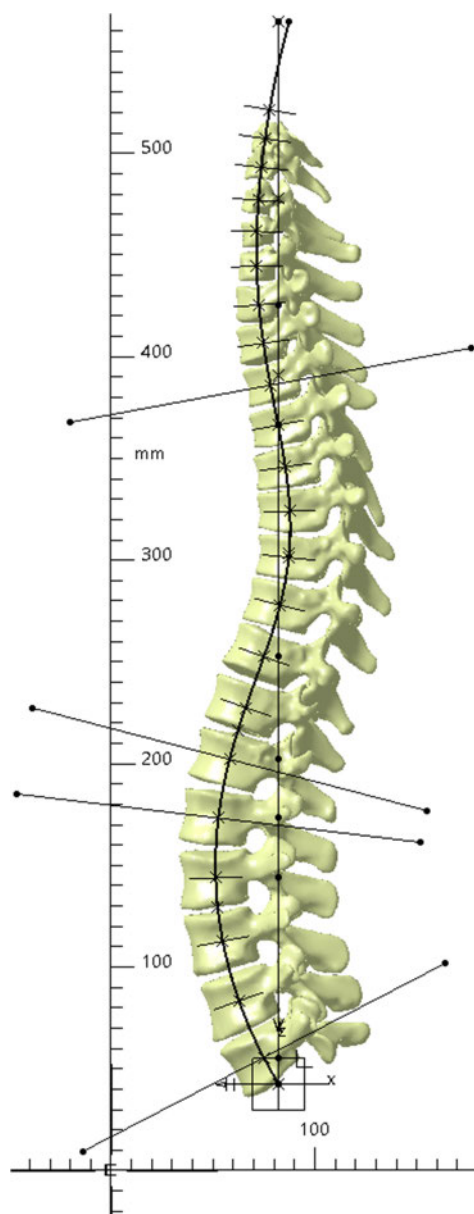
Овај модел прилагођава се моделу дорзалне површи, па су из визуелизације изузети пршљенови изнад С4. Како је средња спинална линија „глатка“ у обе равни, могуће је генерисање кључних параметара деформитета, тзв. Cobb-ових углова, у обе равни. Познавањем положаја тежишта пршљенских тела L5, L1, T12, T4 у сагиталној равни и L5, L2, L1, T12, T10, T5, T2 у фронталној равни омогућено је генерисање углова дефинисаних према препорукама SOSORT конзорцијума.

Склоп свих 3Д модела цервикалне, торакалне и лумбалне добија се 3Д модел кичменог стуба прилагодљив моделу дорзалне површи пацијента са сколиозама (Слика 5.25). Овај модел основа је за креирање кориснички дефинисаних облика кичмених стубова, специфичних за пацијенте са идиопатским сколиозама и другим деформитетима који нису конгениталне природе.

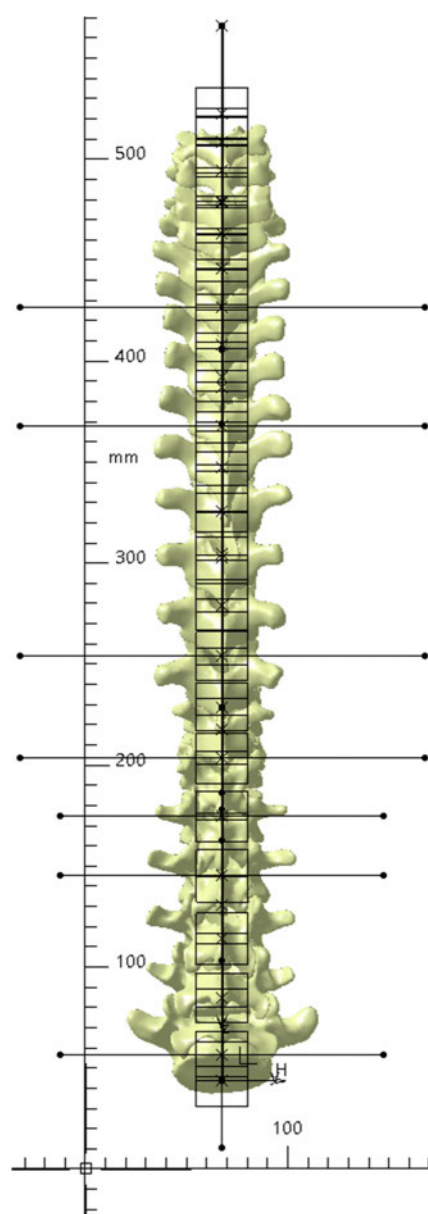
Тродимензионална репрезентација кичменог стуба је од посебне важности у апликацијама које се односе на дијагностику и евалуацију деформитета и постуре. Код кичменог стуба без деформитета пројекција 3Д средње спиналне линије је права линија (Слика 5.26).

Прилагодљивост модела специфичном облику дорзалне површи пацијента обавља се модификовањем B-Spline криве и скалирањем сваког модела пршљена. Фактор скалирања

одређује се на основу дужине средње спиналне линије и њеног односа са кључним спољашњим анатомским обележјима дорзалне површи. Јединични фактор скалирања одговара вредностима средњих кадаверских димензија пршљенова и средњих дебљина интервертебралних дискова.



Слика 5.25 Склопни модел кичменог стуба – изглед у сагиталној равни

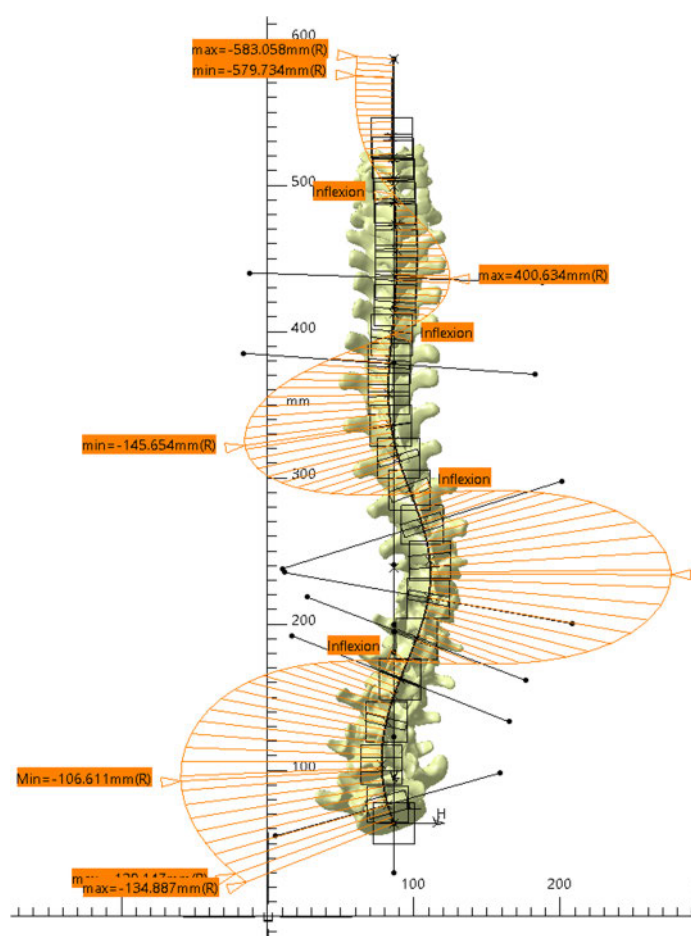


Слика 5.26 Склопни модел кичменог стуба – постериорни изглед

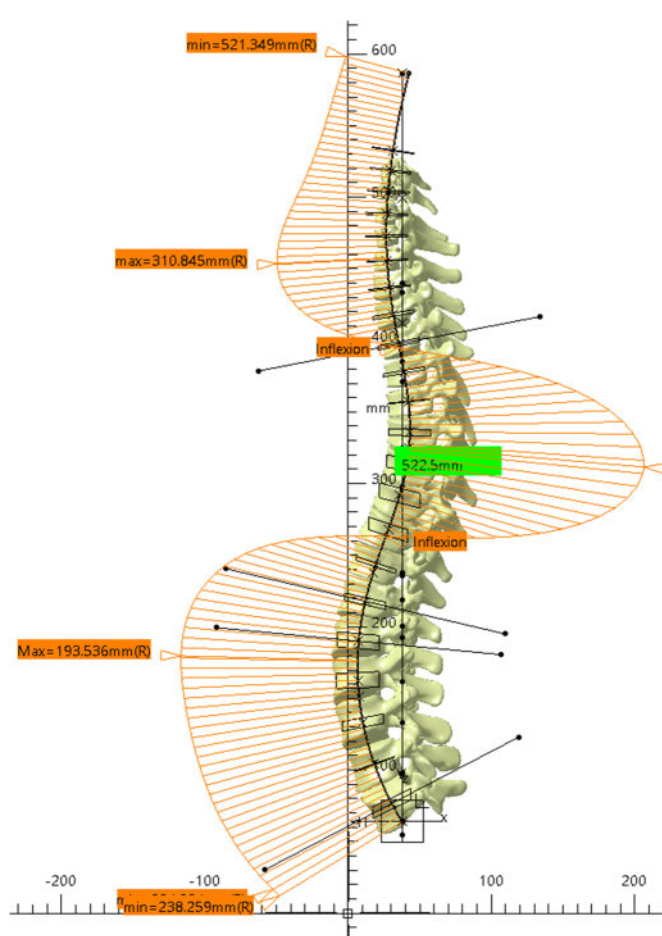
И овај симплификовани модел стуба креиран је у систему CATIA® (Dassault Systèmes, France) и над њим се могу спроводити даље анализе, као што су анализа геометријске кривине, локално, у свакој тачки [Sto94] и радијуса средње спиналне линије у фронталној и сагиталној равни и одређивање глобалних превојних тачака кроз које се постављају референтне Cobb-ове линије. Ово се обавља у модулу за моделирање сложених кривих линија и облика (енгл. „Free Style“) (Слика 5.27 и Слика 5.28).

Огромни напори усмерени су ка генерисању 3Д модела пршљенова на основу идентификованих 2Д маркера са радиографских снимака. У том смислу реч је о 2Д/3Д регистрацији. Локализација центара пршљенских тела врши се применом ригидне регистрације, а облика пршљенова на основу 2Д модела и мастер деформабилног модела. Најчешће се као фантом

модел узима статистички модел кичменог стуба, настао мерењем са кадавера или преко бипланарних снимака [Voi08].



Слика 5.27 Анализа деформитета у фронталној равни - постериорно



Слика 5.28 Анализа деформитета у сагиталној равни

Из овог модела искључени су модели сакрума и цервикални пршљенови C3-C1 јер модел скениране површи обухвата подручје до сакрума и око цервикалног пршљена C7/C1.

5.4.3 Модел кичменог стуба за РТГ дијагностику

Овај модел заснива се на генерисању модела кичменог стуба на основу показатеља деформитета са бипланарних радиографских снимака. Ово се обавља преко корисничког интерфејса информационог система ScolioMedIS, описаног у поглављу 9 [SCO14].

Опис средње спиналне линије и код овог модела извршен је применом B-Spline криве, али се њеним контролним тачкама управља параметрима очитаним са бипланарних радиографских снимака у односу на вертикалу (CVSL) позиционирану у тачки сакрума [Dev12], [Dev12b].

Преко главног менија ScolioMedIS-а, омогућено је генерисање кичменог стуба од (C7-L5). Модификација, промена имена и регенерисање мастер модела кичменог стуба врши се у систему CATIA® (Dassault Systèmes, France), преко IS сервера лоцираног у ЦИРПИС Центру на Факултету инжењерских наука у Крагујевцу (D:\CATIA Model\Product1.CATProduct). Након регенерисања, модел се екпортује у виду 3dxml формата, прихватљивог за приказ у интернет окружењу и чува у фолдеру пацијента, односно бази података (D:\Baza\ScolioMed.mdf). Подаци о постури, опису деформитета кичменог стуба приказани су у поглављу 2 и 3.

5.5 КИНЕМАТИКА КИЧМЕНОГ СТУБА

Кичмени стуб одликује врло комплексна анатомија и артикулација. Кинематски модел сачињен је од ригидних модела кичмених пршљенова који су повезани кинематским везама (тело је повезано преко диска са претходним и наредним пршљеном преко горње и доње плоче тела, и са по 4 контактна зглоба остварена преко фасетних површи). Утицај лигамената, мишића и диска на артикулацију и стабилизацију кичме узет је преко статистичких вредности ротације сваког пршљена измерених на кадаверима [Yam89], [Mie12].

Покретљивост у појединачним зглобовима кичменог стуба зависи од следећих анатомских елемената:

- броја пршљенских тела у посматраном сегменту;
- висине пршљенских тела;
- пречника пршљенских тела;
- висине диска;
- ширине попречних наставка;
- дужине мишића, и лигамената и зглобних овојница;
- дужине и ширине ртних наставка;
- грађе грудног коша.

У кичменом стубу обављају се следећи покрети: савијање напред (лат. „Anteflexio“), опружање (лат. „Retroflexio“), бочно савијање - прегивање (лат. „Lateroflexio“) и аксијална ротација (лат. „Torsio“) [Lyn06]. Мерење позиције тежишта и статистичка анализа покретљивости и ротације пршљенова представља тежак задатак [Aad10]. У клиничким условима, процена позиције и оријентације пршљенова врши се преко радиографских снимака [Ska95]. У већини студија забележени су проблеми око прецизности оваквих метода.

Прве и озбиљне студије мерења ротације и покретљивости пршљенова спроведене на кадаверским остацима “in-vitro” представљене су [Pan91b], [Pan91]. Најпокретљивији део кичменог стуба је вратни део кичме, захваљујући високим међупршљенским дискусима, великом броју зглобова и карактеристичном положају у вратној регији. Грудни део кичме је најмање покретљив, због ниских међупршљенских дискусуса, а покрети се углавном одигравају у зглобовима првог, једанаестог и дванаестог торакалног пршљена.

Слабински део кичме је мање покретљив у односу на вратни, а више покретљив него торакални (Табела 5.1).

Табела 5.1: Амплитуде покрета појединих сегмената кичменог стуба

СЕГМЕНТ КИЧМЕ	ФЛЕКСИЈА	ЕКСТЕНЗИЈА	ЛАТЕРОФЛЕКСИЈА	РОТАЦИЈА
Вратни део	70°	60°	30°	75°
Грудни део	50°	55°	100°	40°
Слабински део	40°	30°	35°	5°
Укупно	око 160°	око 145°	око 165°	око 120°


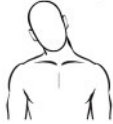
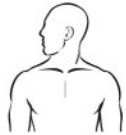
Према [Ham09] укупна аксијална ротација цервикалног дела стуба је до 90°, бочно савијање од 20-45°, савијање напред (флексија) од 80-90° и савијање назад (екстензија) до 70°. Због везе са ребрима и стернумом, торакални део кичменог стуба одликује врло мала покретљивост. Латерална флексија је од 2-9°, аксијална ротација од 2-9° и флексија/екстензија од 3-12° по пршљену. Лумбални део кичменог стуба је најоптерећенији, али врло покретљив. Укупна флексија је од 52-59°, екстензија 15-37°, латерална флексија 14-26° и аксијална ротација 9-18°.

Методe за мерење покретљивости појединих сегмената кичменог стуба најчешће се ослањају на примену традиционалних мерних средстава (лењира, виска, угломера-инклинометра, либеле, и сл.). Постоје бројни савремени системи којима се са високом прецизношћу могу одредити углови ротације пршљенова “in-vivo” [Ryu07], [Pos04].

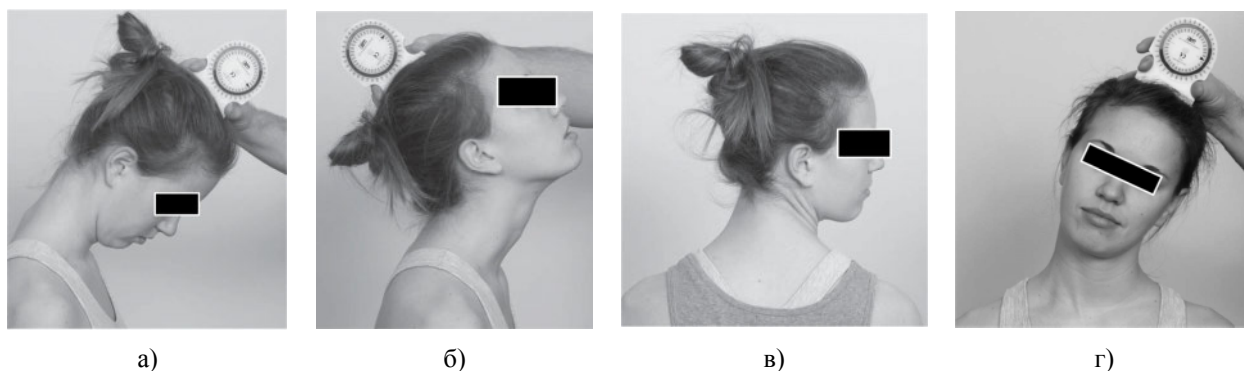
5.5.1 Покретљивост цервикалног дела кичменог стуба

У следећој табели приказане су вредности граничних углова релативне ротације цервикалних пршљенова око три анатомске осе, услед екстензије, флексије, бочног савијања и аксијалне ротације (Табела 5.2), [Her00]. У [Ken09] наводи се да жене имају већи опсег покретљивости (енгл. „Active Rang of Motion - AROM“) цервикалног дела кичменог стуба у односу на мушкарце истог узраста.

Табела 5.2 Вредности углова ротације цервикалних пршљенова
ГРАНИЧНЕ ВРЕДНОСТИ ПОКРЕТЉИВОСТИ
КИЧМЕНИХ ПРШЉЕНОВА (PANJABI/PENNING)

Ниво кичменог стуба		Просечне вредности углова флексије и екстензије	Просечне вредности углова при једном бочном савијању	Просечне вредности углова при аксијалној ротацији и опсег
				
Горњи цервикални сегмент	C0-C1	30°	7°	1° (-2 до -5)
	C1-C2	30°	0°	40.5° (29 до -46)
Средњи цервикални сегмент	C2-C3	12°	10°	3° (0 до 10)
	C3-C4	18°	11°	6.5° (3 до 10)
	C4-C5	20°	11°	6.8° (1 до 12)
Доњи цервикални сегмент	C5-C6	20°	8°	6.9° (2 до 12)
	C6-C7	15°	7°	5.4° (2 до 10)
	C7-T1	9°	4°	2.1° (-2 до -7)

Покретљивост цервикалног дела кичменог стуба мери се у три равни и то при ротацији, флексији/екстензији и латералном савијању. При томе се мерни уређај поставља у правцу вертикалне осе пацијента и прати покрете (Слика 5.29).



Слика 5.29 Мерење укупне цервикалне покретљивости: а) флексија, б) екстензија, в) аксијална ротација г) латерофлексија [Ken09]

Према [Nig12] покретљивост цервикалног дела мери се посебно за горњи (C0-C1-C2) и доњи цервикални регион (C2-T1). Максимални опсег флексије/екстензије доњег цервикалног дела кичменог стуба је 110°. Опсег укупних углова латералног савијања доње цервикалне регије одраслих особа је око 40° а аксијалне ротације до 50°.

Новији системи врше снимање покрета у три равни помоћу маркера позиционираних на проминентном пршљену C7 и мастоиду. У овом случају користе се и специјални шлемови са маркерима (DIERS Cervical Spine).

5.5.2 Покретљивост торакалног дела кичменог стуба

У следећој табели приказане су вредности граничних углова релативне ротације торакалних пршљенова око три анатомске осе, услед екстензије, флексије, бочног савијања и аксијалној ротацији (Табела 5.3), [Her00]. Да би се боље описала покретљивост овог дела кичменог стуба, као и веза са ребрима и стернумом, торакални регион подељен је на: горњи торакални (T1-T4), средњи торакални (T5-T8(T9)) и доњи торакални (T10-T12). У [Ken09] наводи се да је средњи торакални сегмент најригиднији и да је његова покретљивост условљена мобилношћу T11 и T12 јер су за ове пршљенове повезана вета ребра.

Табела 5.3 Вредности углова ротације торакалних пршљенова
ГРАНИЧНЕ ПРОСЕЧНЕ ВРЕДНОСТИ ПОКРЕТЉИВОСТИ
КИЧМЕНИХ ПРШЉЕНОВА (PANJABI)

Ниво кичменог стуба		Флексије и екстензије	Бочно савијање	Аксијална ротација
Горњи торакални сегмент	T1-T2	4°	5°	9°
	T2-T3	4°	6°	8°
	T3-T4	4°	5°	8°
Средњи торакални сегмент	T4-T5 и T5-T6	4°	6°	8°
	T6-T7	5°	6°	7°
	T7-T8	6°	6°	7°
Доњи торакални сегмент	T8-T9	6°	6°	6°
	T9-T10	6°	6°	4°
	T10-T11	9°	7°	2°
	T11-T12	12°	9°	2°
	T12-L1	12°	8°	2°

Према [Nig12] покретљивост торакалног дела ограничена је због везе пршљенова са ребрима и стернумом, међутим тораколумбални зглоб испод T12 дозвољава значајну покретљивост трупа. Максимални укупни угао флексије и екстензије торакалног дела кичменог стуба је између 50-70°, а екстензије 30°. Опсег укупних углова латералног савијања торакалне регије одраслих особа је од 20-25° и аксијалне ротације око 35°.

5.5.3 Покретљивост лумбалног и лумбосакралног дела кичменог стуба

У следећој табели приказане су вредности граничних углова релативне ротације лумбалних пршљенова око три анатомске осе, услед екстензије, флексије, бочног савијања и аксијалној ротацији (Табела 5.4), [Her00]. Према истраживању и мерењу опсега лумбосакралне покретљивости код 405 особа, узраста од 16-90 година, утврђено је да се при савијању напред укупна покретљивост износи 73° за најмлађу особу, односно 40° за најстарију. Укупна екстензија је од 29-6° [Ken09]. Латерална флексија креће се од 6-29°.

Табела 5.4 Вредности углова ротације лумбалних пршљенова
ГРАНИЧНЕ ВРЕДНОСТИ ПРОСЕЧНИХ УГЛОВА ПОКРЕТЉИВОСТИ
КИЧМЕНИХ ПРШЉЕНОВА (PANJABI)

Ниво кичменог стуба		Екстензије	Флексије	Бочно савијање	Аксијална ротација
Лумбални сегмент	L1-L2	4.1±1.5°	5±1°	4.4±0.5°	2.3±1.2°
	L2-L3	3.3±1.2°	7±1.2°	5.8±1.5°	1.7±0.9°
	L3-L4	2.6±1.2°	7.3±1.5°	5.4±1.1°	2.3±0.7°
	L4-L5	3.6±1.5°	9.1±2.5°	5.3±1.3°	1.2±1°
Лумбосакрални	L5-S1	5.3±2°	9±2°	4.7±0.9°	1±1°

Према [Nig12] максимални укупни угао флексије лумбалног дела кичменог стуба је 55°, а екстензије 30°. Опсег укупних углова латералног савијања лумбалне регије одраслих особа је од 20-30°. Покретљивост кичменог стуба условљена је дејством мишића и покретљивошћу малих артикулационих веза и лигамената [Qun10], [Lyn11].

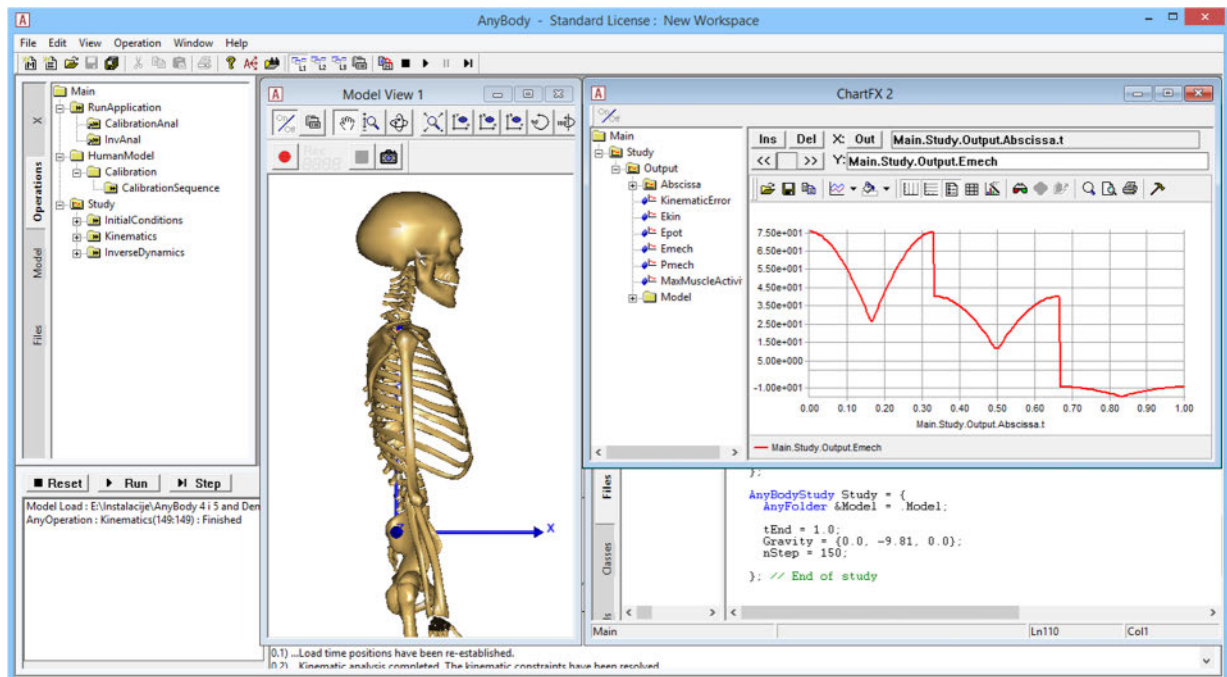
У уобичајеним активностима кретање, савијање и ангажовање појединих вертебралних група је комбиновано. Укупно савијање кичменог стуба од флексије до екстензије је између 110-140°, укупна аксијална ротација је око 90° и бочно савијање од леве до десне стране је 75-85°.

5.5.4 AnyBody Modeling System™

Програм AnyBody Modeling System погодан је за анализу покретљивости комплексних мускулоскелетних система и развој динамичких анатомских модела [Dam06]. У основи састоји се од Windows GUI интерфејса и конзолне апликације за симулацију покрета тела при вежбању, кретању, манипулисању у простору и ергономским истраживањима (Слика 5.30). Програмирање функција врши се коришћењем команди објектно-оријентисаног AnyScript језика.

Биомеханички, параметризовани 3Д модел човечјег тела (**Mannequin.any**) садржи моделе крутих коштаног сегмената, зглобова, мишића и друге анатомске описе. Посебним функцијама врши се програмирање кретања, оптерећења и опис интеракције са другим предметима у окружењу, анализа брзине и убрзања и промена силе.

AnyBody систем прорачунава и симулира везу између кретања масених модела и оптерећења са силама контракције мишића (инверзна динамика) и врши процену физичких вредности брзина и убрзања уз дејство сила (кинетика) и без утицаја сила (кинематика) [Dan08].

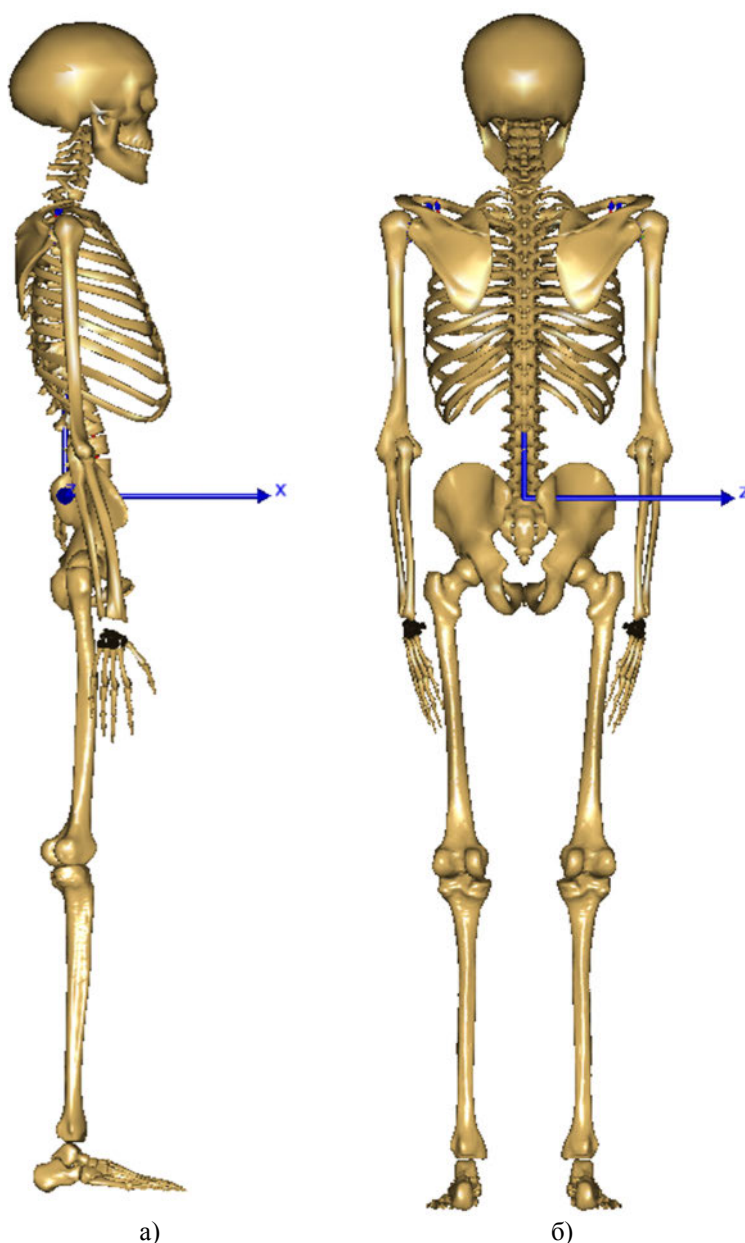


Слика 5.30 Симулација кинематике кичменог стуба применом система AnyBody Modeling System

Параметри позиције пелвиса у стојећем иницијалном положају тела дефинисани су параметрима:

```
//This controls the rotation of the pelvis wrt. to the global reference frame
AnyVector PelvisRotTime=TimeSerie2;
AnyVector PelvisRotX={0,0};
AnyVector PelvisRotY={0,0};
AnyVector PelvisRotZ={0,0};
```

Симулација отпочиње импортовањем биомеханичког кинематског модела тела и иницијализацијом неутралне позиције (Слика 5.31).



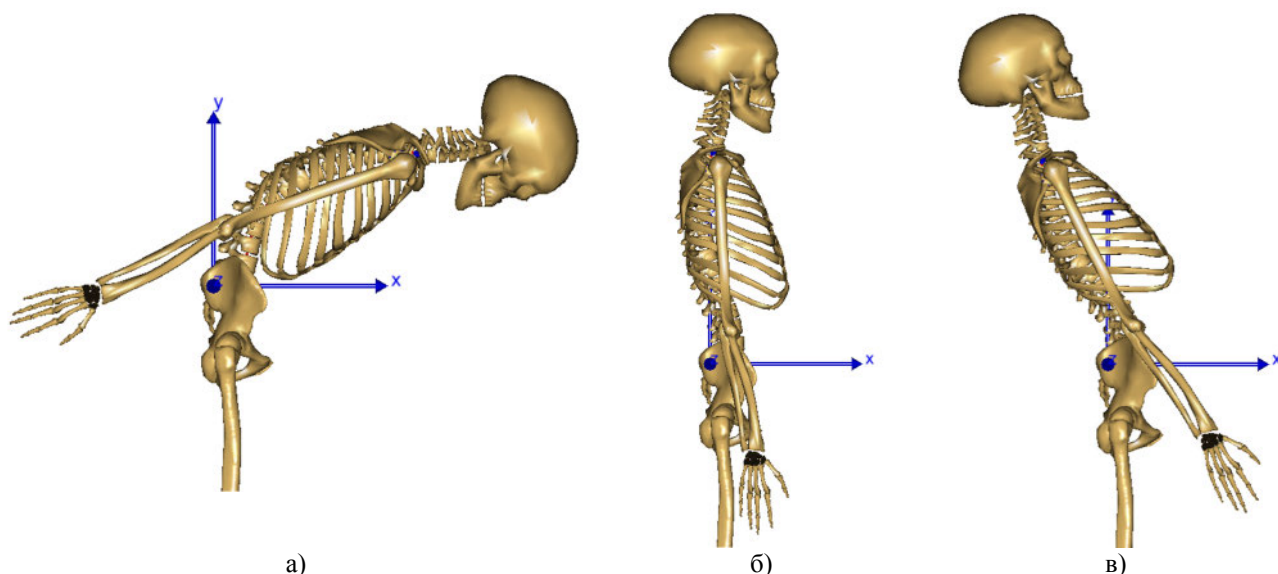
Слика 5.31 Mannequin.any – Иницијални, скалабилни 3Д кинематски модел људског скелетног система а) у сагиталној и б) фронталној равни

Кичмени стуб је централна компонента скелетног кинетичког ланца и трансмитер кретања са горњег дела тела ка пелвису и удовима. Укупно оптерећење при томе укључује екстерне силе и моменте и унутрашње напоне изазване кретањем сегмената тела, масу и убрзање, као и компресију, истезање и торзију лигамената. Статички еквилибријум кичменог постигнут је у мирном стајаћем положају тела и тада су линеарно и угаоно убрзање једнаки нули [Her00].

Следе примери флексије и екстензије (хиперекстензије) која настаје у сагиталној равни око осе Z, латералног савијања у страну у фронталној равни око осе X и ротације око вертикалне осе Y.

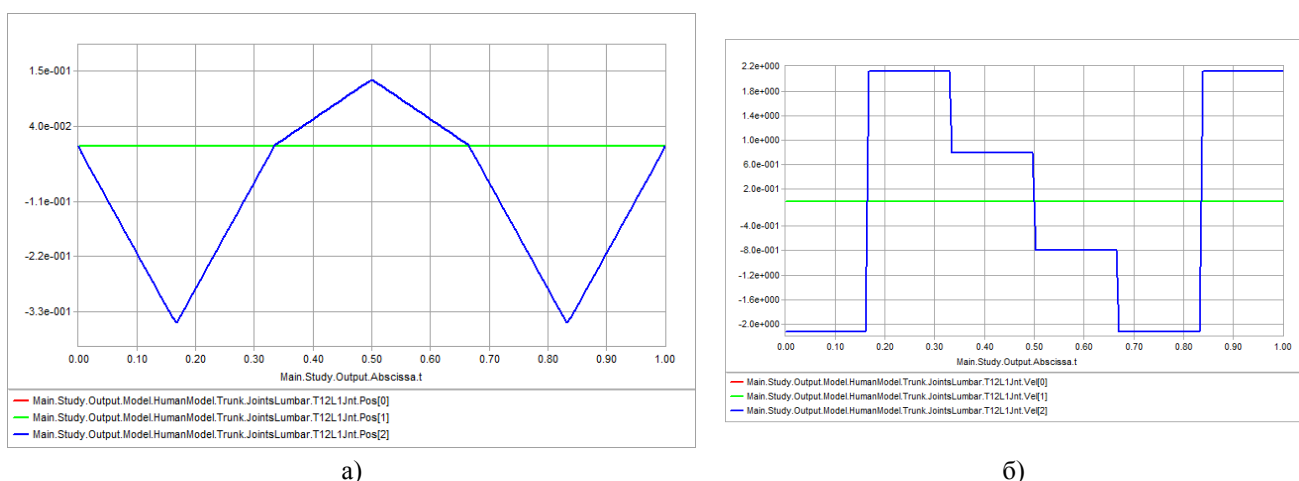
5.5.4.1 Симулација флексије/екстензије

У програму AnyBody Modeling симулација сагиталне флексије и екстензије врши се око осе Z (Слика 5.32) [Pos04].



Слика 5.32 Симулација савијања кичменог стуба у сагиталној равни а) савијање напред – флексија, б) неутрална позиција, в) екстензија/хиперекстензија

Следећи дијаграми показују релативну промену положаја тачке на тораколумбалном зглобу T12/L1 при савијању модела напред и назад око осе Z и промену брзине у дефинисаној временској серији (Слика 5.33).



Слика 5.33 Дијаграми промене а) релативног положаја и б) брзине тораколумбалног зглоба T12/L1 при флексији/екстензији

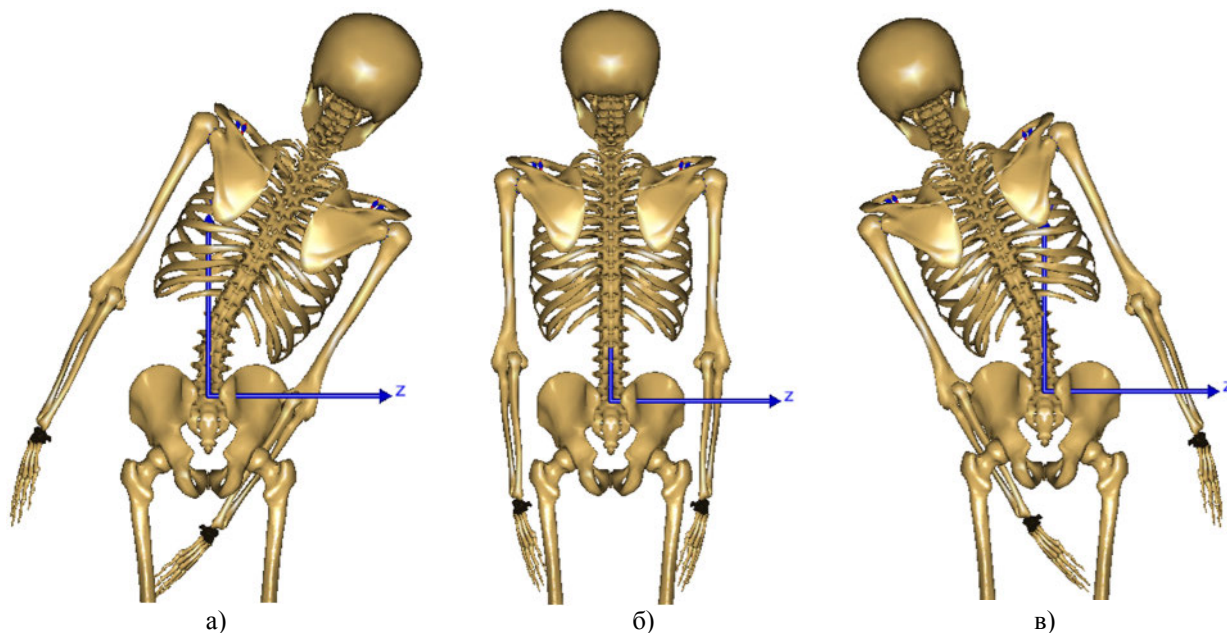
При овоме су углови флексије тораколумбалне регије на почетку симулације једнаки 0. Иницијализацијом екстензије модел се савија до вредности -80° , затим долази у позицију хиперекстензије од 30° . Укупно савијање износи 110° (Слика 5.32).

Запис у Anyscript форми у фајлу модела Mannequin.any описује следећи код:

```
AnyVector TimeSerie={0/6,1/6,2/6,3/6,4/6,5/6,6/6};
AnyVector PelvisThoraxTime=TimeSerie;
AnyVector PelvisThoraxExtension={0,-80,0,30,0,-80,0};
```

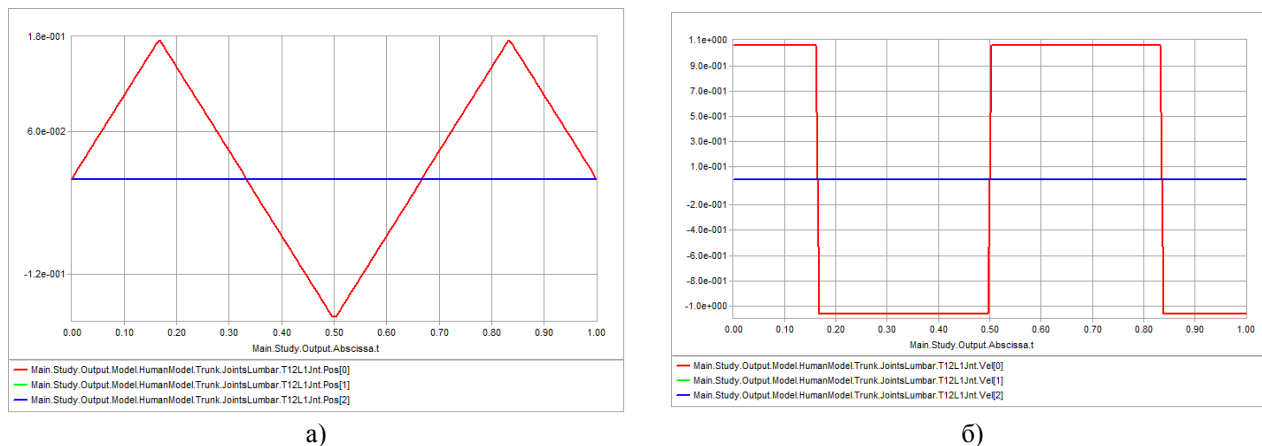
5.5.4.1 Симулација латерофлексије

У програму AnyBody Modeling симулација латералне флексије врши се око осе X (Слика 5.34).



Слика 5.34 Симулација савијања кичменог стуба у фронталној равни а) бочно десно, б) неутрална позиција, в) бочно лево савијање

Следећи дијаграми показују релативну промену положаја тачке на тораколумбалном зглобу T12/L1 при латерофлексији модела око осе X и промену брзине у дефинисаној временској серији (Слика 5.35).



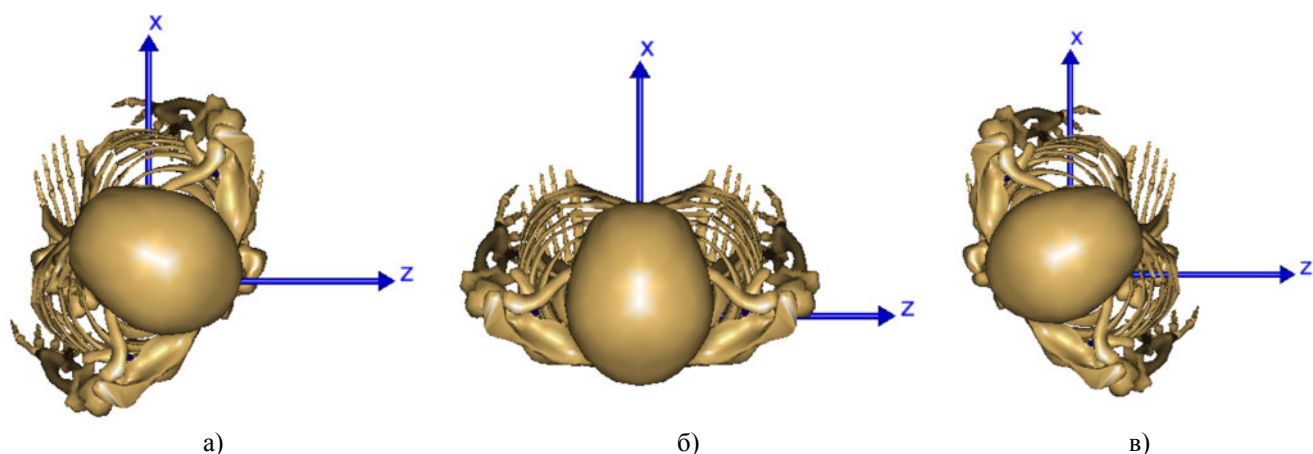
Слика 5.35 Дијаграми промене а) релативног положаја и б) брзине тораколумбалног зглоба T12/L1 при латерофлексији

При овоме су углови бочне флексије тораколумбалне регије на почетку симулације једнаки 0. Иницијализацијом савијања у десну страну модел се савија до вредности 40°, затим долази до -40° у лево. Укупно савијање износи 80° (Слика 5.34). Запис у AnyScript форми у фајлу модела Mannequin.any описује следећи код:

```
AnyVector TimeSerie={0/6,1/6,2/6,3/6,4/6,5/6,6/6};
AnyVector PelvisThoraxTime=TimeSerie;
AnyVector PelvisThoraxLateralBending={0,40,0,-40,0,40,0};
```

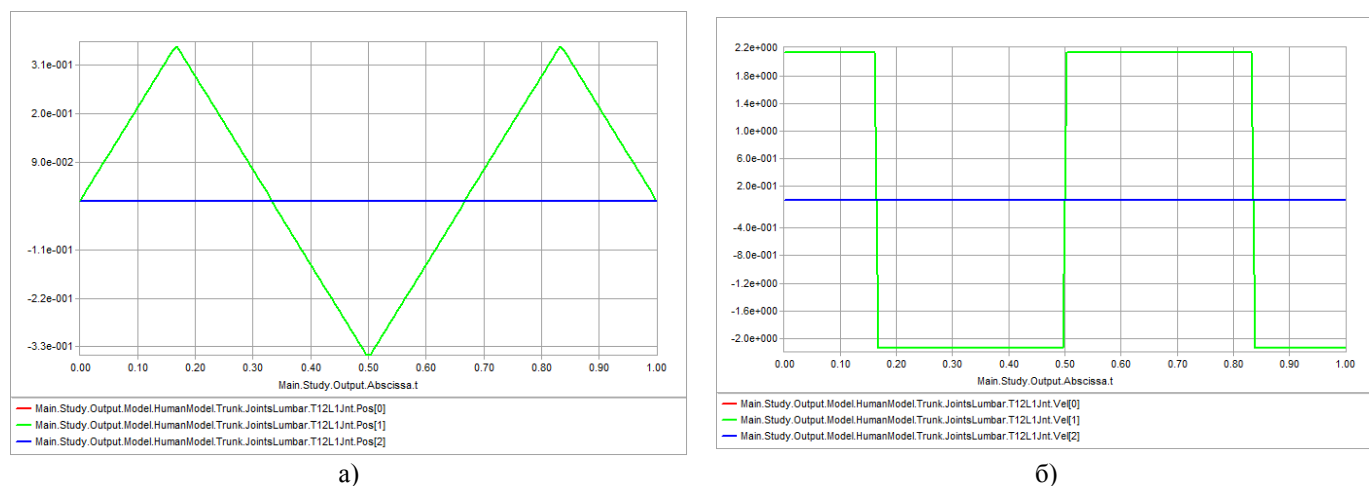
5.5.4.2 Симулација аксијалне ротације - торзије

У програму AnyBody Modeling симулација аксијалне ротације (торзије) врши се око осе Y (Слика 5.36).



Слика 5.36 Симулација аксијалне ротације кичменог стуба а) у леву страну, б) неутрална позиција, в) у десну страну

Следећи дијаграми показују релативну промену положаја тачке на тораколумбалном зглобу T12/L1 при торзији модела око осе Y и промену брзине у дефинисаној временској серији (Слика 5.37).



Слика 5.37 Дијаграми промене а) релативног положаја и б) брзине тораколумбалног зглоба T12/L1 при аксијалној ротацији

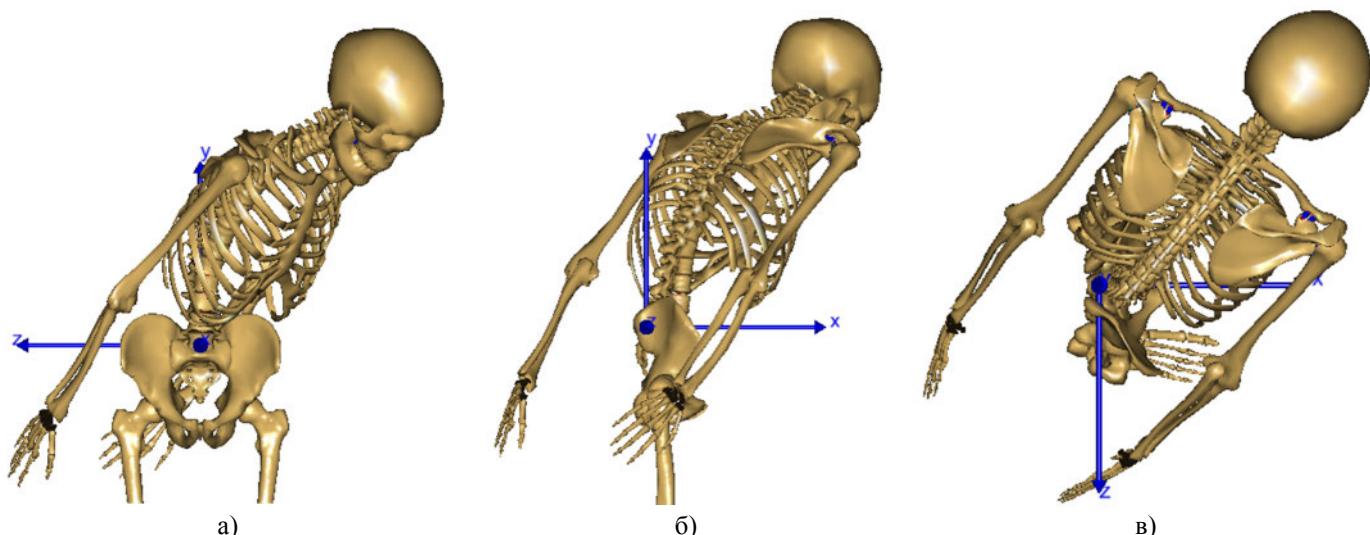
При овоме су углови аксијалне ротације тораколумбалне регије на почетку симулације једнаки 0. Иницијализацијом ротације у леву страну модел достиже вредност укупне торзије од 70° , затим долази до -70° у лево. Укупно савијање износи 140° (Слика 5.36).

Запис у Anyscript форми у фајлу модела Mannequin.any описује следећи кôд:

```
AnyVector TimeSerie={0/6,1/6,2/6,3/6,4/6,5/6,6/6};
AnyVector PelvisThoraxTime=TimeSerie;
AnyVector PelvisThoraxRotation={0,70,0,-70,0,70,0};
```

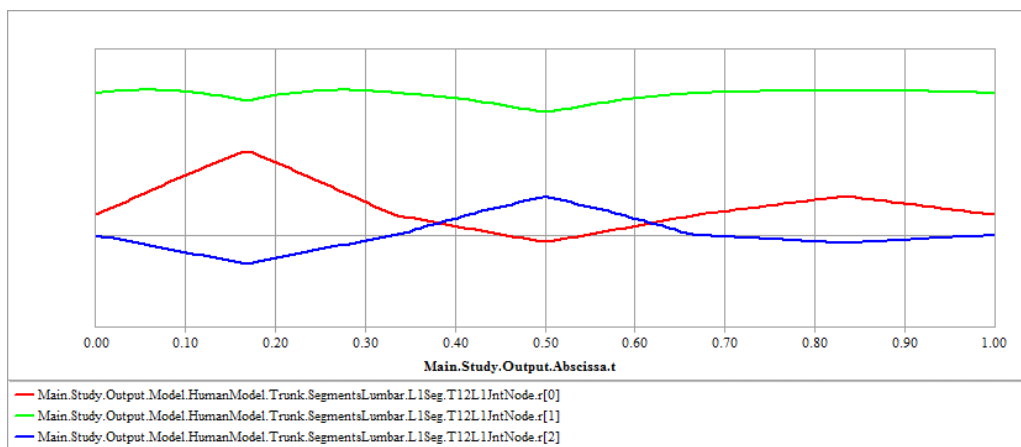
5.5.4.3 Симулација комбиноване ротације око три осе

У програму AnyBody Modeling симулација комбиноване ротације горњег дела тела истовремено се обавља око све три координатне осе (Слика 5.38).

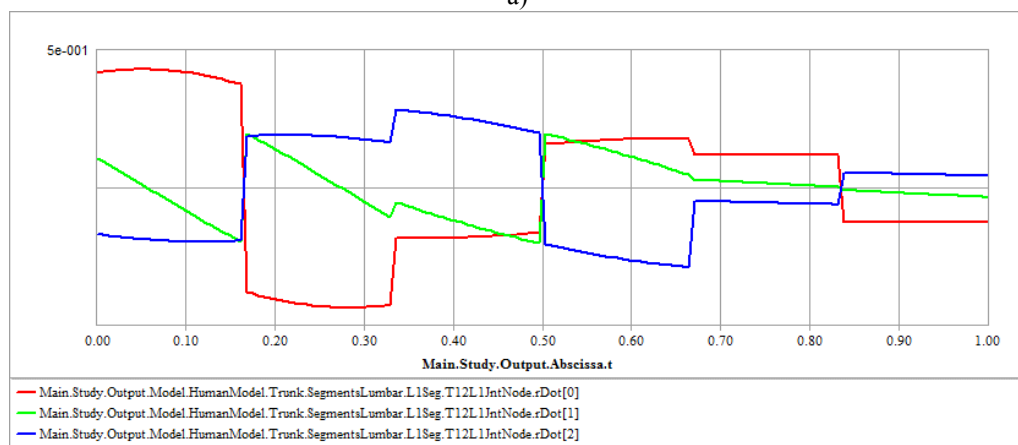


Слика 5.38 Симулација комбинованог савијања кичменог стуба у фронталној равни – комбинована ротација а) поглед напред, б) поглед из профила, в) поглед одозго

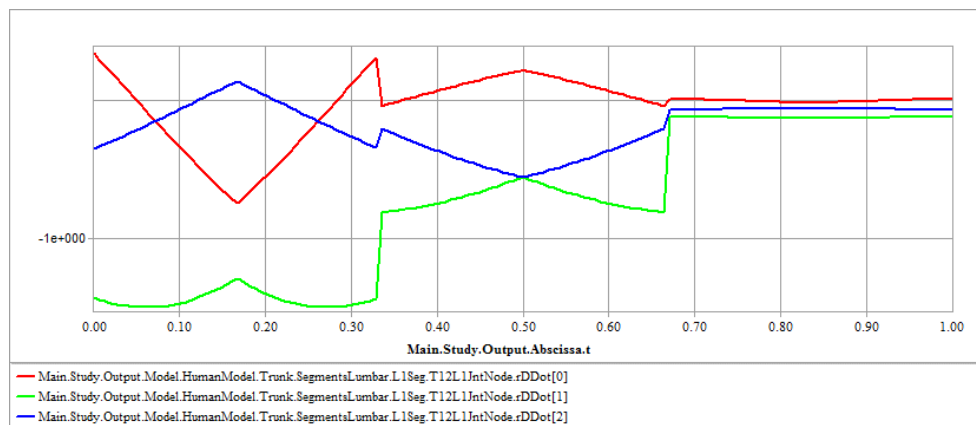
Следећи дијаграми показују апсолутну промену положаја тачке на тораколумбалном зглобу T12/L1 при ротацији модела око свих оса X, Y, Z, први извод $rDot[0], rDot[1], rDot[2]$ - промену брзине и други извод - промену убрзања $rDDot[0], rDDot[1], rDDot[2]$ у дефинисаној временској серији (Слика 5.39).



а)



б)



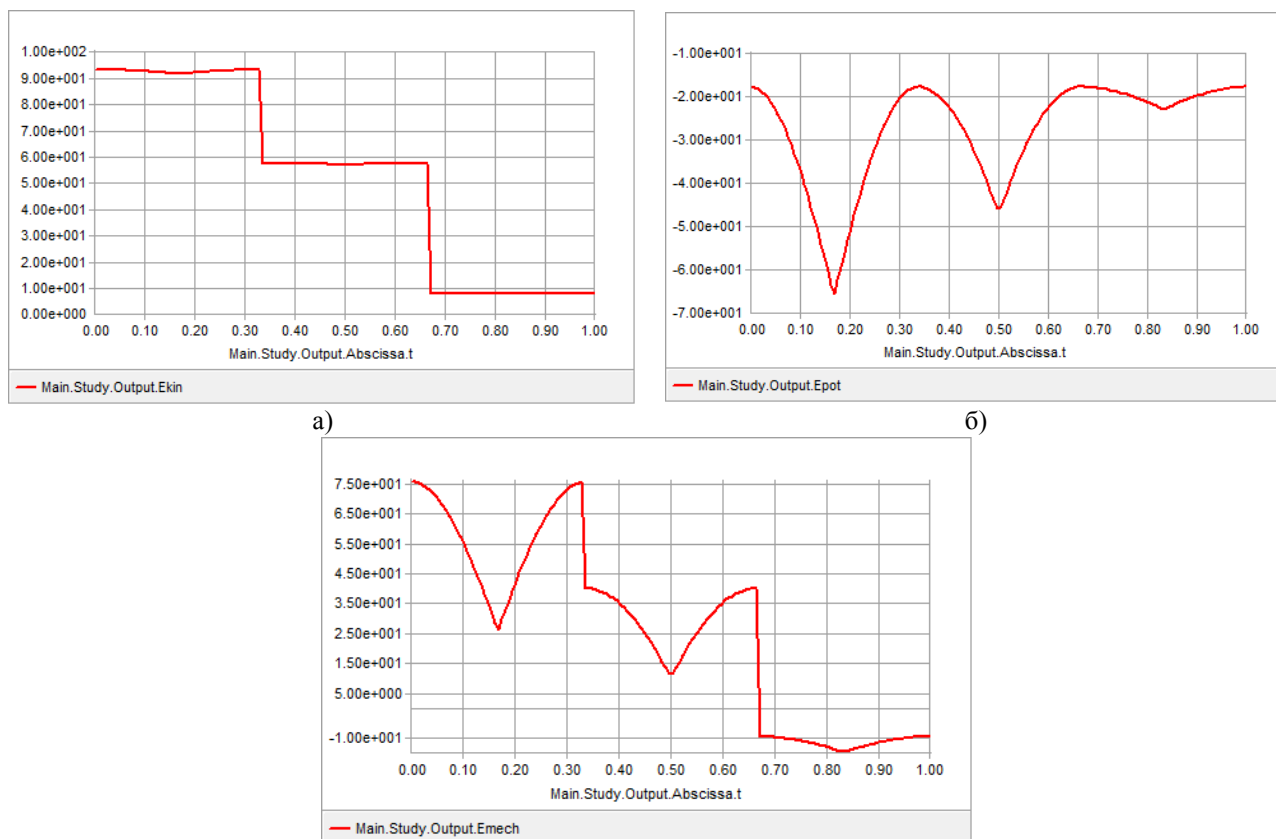
в)

Слика 5.39 Дијаграми промене а) апсолутног положаја и б) брзине и в) убрзања тораколумбалног зглоба T12/L1 при комбинованој ротацији

Запис у Anyscript форми у фајлу модела Mannequin.any описује следећи кôд:

```
// These variables control the rotation of the thorax wrt the
// pelvis
AnyVector PelvisThoraxTime=TimeSerie;
AnyVector PelvisThoraxExtension={0,-70,0,30,0,-20,0};
AnyVector PelvisThoraxLateralBending={0,-30,0,50,0,-10,0};
AnyVector PelvisThoraxRotation={0,10,0,-10,0,10,0};
```

Следећи дијаграми показују промену кинетичке, потенцијалне и укупне механичке енергије над моделом који врши комбиновану ротацију око све три осе чије су вредности дефинисане у претходном примеру (Слика 5.40).



в)

Слика 5.40 Дијаграми промене а) кинетичке б) потенцијале и в) укупне механичке енергије при комбинованој флексији

Програм AnyBody Modeling System [ANY14] спада у групу САВ (енгл. „Computer Aided Biomechanics“) система којима се анализирају кинематске и механичке везе елемената мускулоскелетног система људи и утицај окружења на тело [And09b]. То подразумева:

- анализу антропометрије и механичко-мускулоскелетне аналогије;
- утицај сила на зглобове, мишиће и импланте при свакодневним активностима;
- анализу интеракције са другим предметима из окружења;
- праћење кретања маркера у временским серијама;
- анализу ергономије (мерење граничних опсега, процена радних услова);
- анализу свих врста енергије (кинетичке, потенцијалне и укупне механичке).

5.5.4.4 AnyScript језик

AnyScript је декларативни, објектно-оријентисани језик за развој динамичких модела мускулоскелетног система. У основи, AnyScript креира и регенерише модел тела (биомеханичког система) и врши анализу операција спроведених над моделом (симулација покрета, контракција мишића, и сл.).

Антропометријске мере са реалног тела и информације са маркера користе се за одређивање релативне позиције скелетних сегмената и облика модела прилагођених специфичном пацијенту (енгл. „Patient Specific Model“).

6.

6. ИНДЕКСИРАЊЕ ДЕФОРМИТЕТА И СТАТИСТИКА КЉУЧНИХ ПОКАЗАТЕЉА

6.1 УВОД

Традиционално се сколиоза дијагностикује у статичком положају и врши се визуелним прегледом или преко РА/АР радиографских снимака и осим неких нумеричких антрополошких показатеља, деформитет се углавном описивао квалитативно. Дијагностика сколиозе врши се код пацијената са трауматским повредама, конгениталним, дегенеративним болестима и деформитетима. У неким случајевима дијагностика се своди на примену RTG дијагностике, а у неким случајевима MRI/СТ или комбинованом применом. Треба имати у виду да ни СТ ни MRI, иако најпрецизније, не дају слику пацијента у стојећем положају, па се и даље као најверодостојнија дијагностика деформитета помиње стереорадиографија (нпр. систем EOS) [Kot08], [Sam07], [Bri13b].

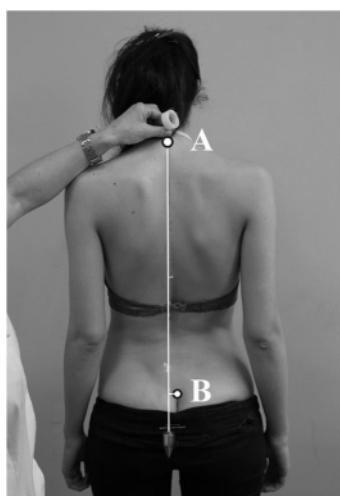
Као посебно важна истиче се потреба за смањењем броја неопходних излагања пацијената радиографским испитивањима или потпуним елиминисањем таквих метода из клиничке праксе. Тенденција је да се дијагностика усмерава ка процени деформитета на основу спољашњих показатеља, функционалности и квалитета живота пацијената. Све ово омогућава креирање оквира за систематски преглед и анализу широког спектра мера и параметара деформитета, како унутрашњих, тако и параметара спољашње манифестације. Због високе цене 3Д уређаја, као алтернатива користе се 2Д фотографије дорзалних површи и генерисање тзв. индекса сколиозе.

6.1.1 Визуелна процена и праћење деформитета

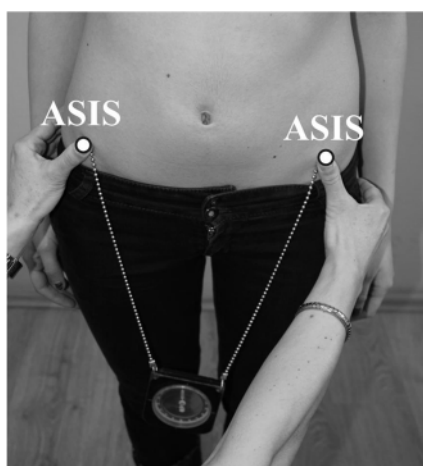
Иако се интензивно испитују и развијају нове методе за прве процене деформитета, не постоји генерални консензус о броју и врсти параметара довољних за прецизан опис сколиоза. Већи број параметара условио би већу прецизност, али би значајно повећао време поступка, што

није сасвим прихватљиво у свакодневној пракси. Већ је наглашено да је сколиоза 3Д деформитет и сасвим је сигурно да параметри који је описују треба да повезују три равни пацијента. Сматра се да су за опис сколиозе најважнији параметри мерени у фронталној равни, затим у трансверзалној (аксијалној) па потом у сагиталној (профилној) равни.

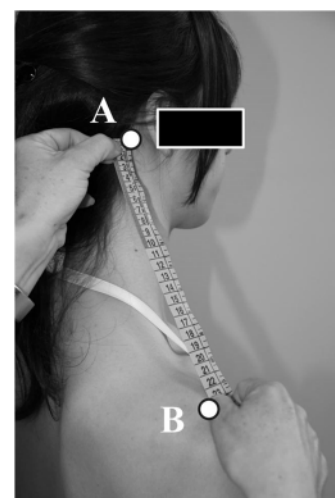
Успостављањем овог протокола за индексирање и праћење сколиоза базиран на физиотерапеутским мерама и спољашњих показатеља значајно је унапређен поступак у Центру за физикалну медицину и рехабилитацију Клиничког центра у Крагујевцу у коме се годишње јави између 3000-3500 деце од којих је између 800-1000 са неправилним држањем и асиметријом у постури. Основни део протокола односи се на антропометријске и клиничке мере, као што су висина тела, тежина, обим груди (лат. „inspīgium/exspīgium“), дужина ногу, транслација кичме (Слика 6.1), латерални пад карлице (Слика 6.2), неједнакост рамена (Слика 6.3), позиција лопатица (Слика 6.4), једнакост Лоренцових троуглова (Слика 6.5), стање ребарне грбе (Слика 6.7), постојање контрактуре мишића (*m. iliopsoas contracture*) (Слика 6.8), Fröchner-ов индекс, величина лумбалне лордозе (Слика 6.6) и угао ротације трупа.



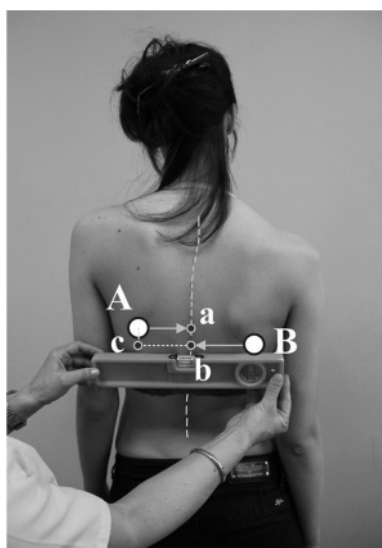
Слика 6.1 Транслација кичменог стуба



Слика 6.2 Латерални пад карлице



Слика 6.3 Пад рамена



Слика 6.4 Позиција лопатица



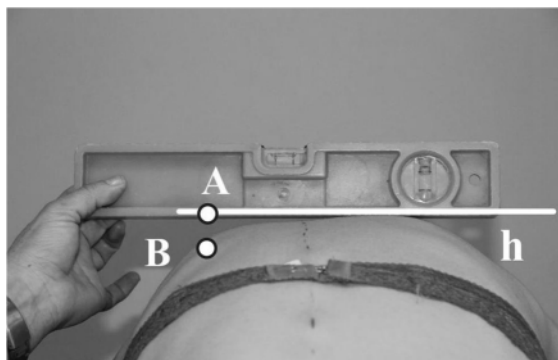
Слика 6.5 Лоренцов троугао



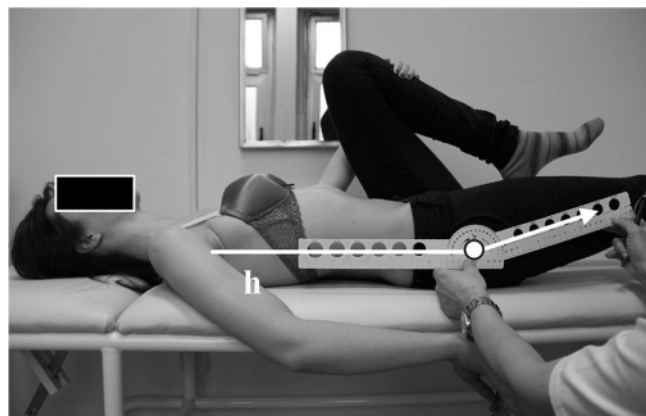
Слика 6.6 Лумбална лордоза

Латерална дислокација кичме оцењује се мерењем хоризонталног растојања (у фронталној равни) између вертикалне линије виска постављеног изнад проминирајућег процеса пршљена С7 (А) и тачке врха интерглутеалне бразде (В), помоћу лењира (Слика 6.1). Степен латералног пада карлице мери се инклинометром на чијим крајевима је ланац исте дужине. Врхови ланца

постављају се у анатомским тачкама (енгл. „Anterior Superior Iliac Spines - ASIS“) (Слика 6.2). Једнакост рамена, односно њихових висина оцењује се мерењем размака између анатомских тачака (mastoid process (A)) и (acromion (B)) у фронталној равни, са обе стране, применом мерне траке (Слика 6.3). Положај лопатица односи се на хоризонтални размак између унутрашње закошене стране лопатице и кичмене линије и мери се у фронталној равни лењиром (од А до а, и од В до б). Разлика у висини лопатица дефинисана је вертикалном мером удаљења од А до с (Слика 6.4).



Слика 6.7 Ребарна грба



Слика 6.8 Контрактура m. iliopsoas-а мери се у степенима у току извођења Томасовог теста [Lud03]

Висина Лоренцовог троугла је хоризонтална мера између темена А и тачке на руци, мерен у фронталној равни, лењиром (Слика 6.5). Величина ребарне грбе мери се у односу на хоризонтално постављену либелу на пацијента у позицији Адамсовог теста. Показује се разликом у висини између тачке (А) и (В) hemithorax (Слика 6.7). M. iliopsoas- мери се у лежећем положају, са савијеном ногом у куку и колену, са стопалом ослоњеним на подлогу (Слика 6.8). Флексијом ноге која се испитује изравнава се лумбална лордоза, чиме је горњи припој m. iliopsoas истегнут за величину физиолошке лордозе. Еластичност мишића читава се прислањањем гравитационог угломера на осу фемура. Нормална вредност је 0, кад натколеница целом дужином легне на подлогу (Томасов тест). Лумбална лордоза представља хоризонтално растојање између лумбалне кичме (В) и линије виска (АС) у сагиталној равни, применом лењира (Слика 6.6).

Мерење свих дужина и углова врши се неинвазивним путем и може се спроводити више пута у току мониторинга. Мерење је директно и не захтева додатне прорачуне чиме се умањује могућност настанка грешке (осим паралаксе). Интеропсерваторске грешке могу се смањити ако сваки пут исти физиотерапеут обавља дијагностику, док се интраопсерваторска грешка може спречити уколико је обављају стручњаци са већим искуством и нивоом компетенције.

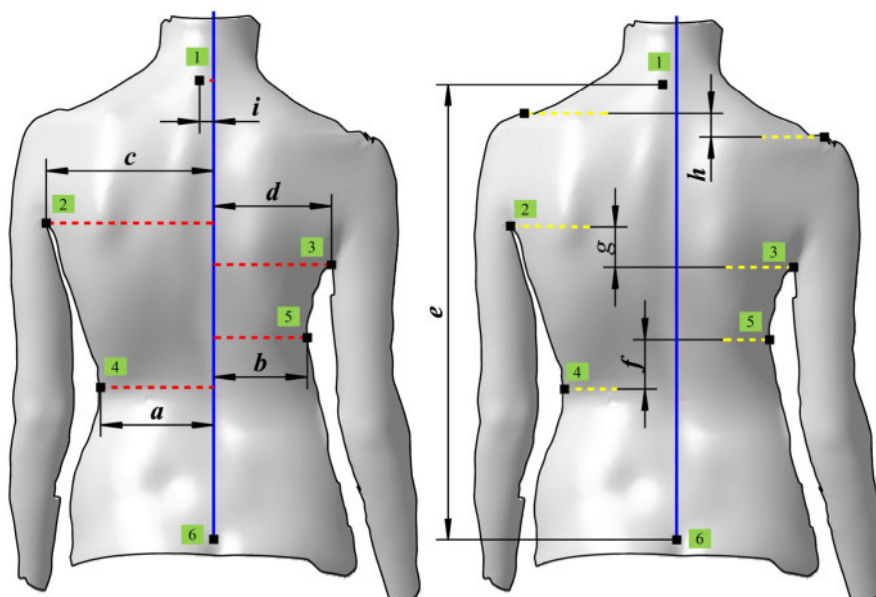
Савремена истраживања усмерена су ка развоју неинвазивних метода којима се квантификује асиметрија тела уз боље дефинисање козметичке нарушености и приступа у третману или ка тражењу клиничких параметара који су у корелацији са Cobb-овим углом. Утврђено је да је корелација већа код старијих адолесцената, а значајно мања код деце нижег узраста. Ове методе односе се на визуелну процену деформитета (Адамсов тест претклона), примену сколиометра оптоелектронских и метода профилометрије.

6.1.2 Индекси деформитета

На леђној површи пацијената могуће је идентификовати неколико карактеристичних регија и кореспондентних тачака – анатомских обележја. Одступање тачака од нормалних положаја указује на неки деформитет или неправилно држање. У пракси постоје бројни индекси за оцену постуралног стања код пацијента, а међу најзначајнијима помињу се: QSI, POTSI, SHS, DAPI, CTAS, SOSORT, TRACE, и сл. [Pet10]. Сваки од ових индекса – анатомских показатеља рачуна се према мерама добијеним преко референтних тачака, а овде се помињу само најједноставнији.

6.1.2.1 POTSI индекс

Индекс POTSI (енгл. „Posterior Trunk Symmetry Index“) је индикатор асиметрије трупа код пацијената са деформитетима кичменог ступа, пре свега сколиоза јер разматра показатеље естетских промена у фронталној равни. Овај индекс узима у обзир хоризонталне и вертикалне мере од карактеристичних анатомских тачака које се могу прочитати са 2Д фотографије пацијента [Јас02]. Код 55 нормалних постоја утврђено је да просечни POTSI индекс био је 16.5 ± 8.2 , док је код 195 пацијената са сколиозама овај индекс био 28.1 ± 12.8 . Како је корелација овог индекса са Cobb-овим углом мања од 0.435, овај индекс се углавном не примењује у дијагностичким процедурама већ као мера естетске промене.



$$FAI \rightarrow C7 = \frac{i}{c+d} \cdot 100,$$

$$FAI \rightarrow A = \frac{|c-d|}{c+d} \cdot 100,$$

$$FAI \rightarrow T = \frac{|a-b|}{a+b} \cdot 100,$$

$$HDI \rightarrow S = \frac{h}{e} \cdot 100,$$

$$HDI \rightarrow A = \frac{g}{e} \cdot 100,$$

$$HDI \rightarrow T = \frac{f}{e} \cdot 100.$$

Слика 6.9 POTSI индикатори деформитета

POTSI индекс деформитета израчунава се по образцу (Формула 6.1.1) на основу POTSI индикатора ширине и висине дорзалне површи (Слика 6.9).

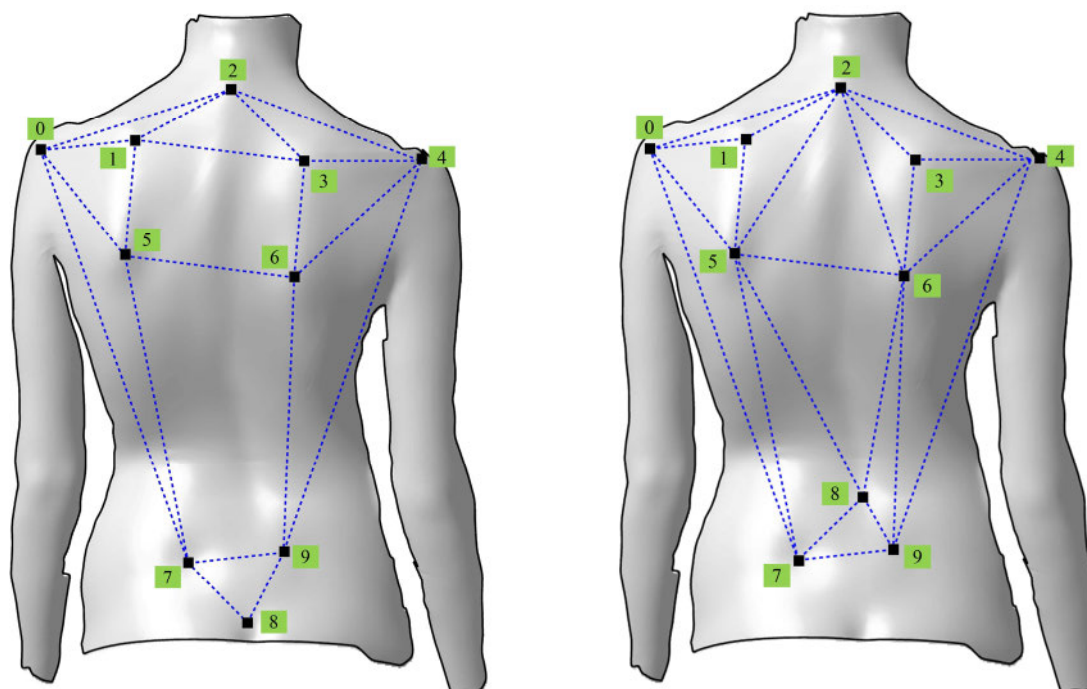
$$POTSI = (FAI \rightarrow C7 + FAI \rightarrow A + FAI \rightarrow T) + (HDI \rightarrow C7 + HDI \rightarrow A + HDI \rightarrow T)\%. \quad \text{Формула 6.1.1}$$

Сматра се да је у идеалним случајевима овај индекс POTSI=0, а нормалним уколико је POTSI индекс мањи од 27.5 [Kot08]. Осим POTSI индекса у употреби је и тзв. DAPI (енгл. „Deformity in the Axial Plane Index“) који у обзир узима само положај лопатица и струка са 2Д фотографија [Pet10].

6.1.2.2 SOSORT препоруке за избор анатомских обележја

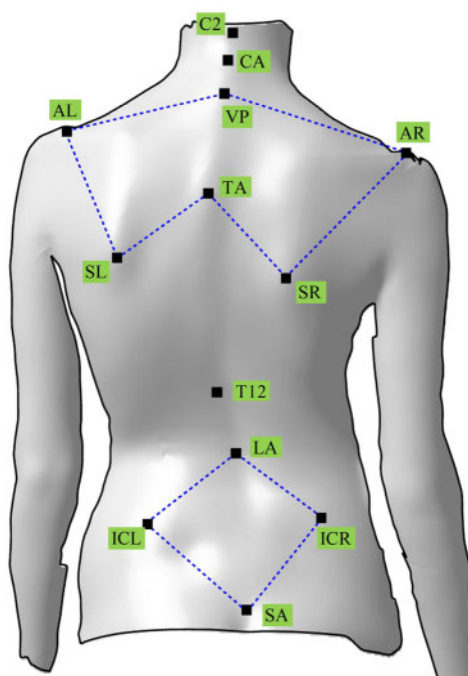
Према SOSORT концензусу (енгл. „International Society on Scoliosis Orthopedic and Rehabilitation Treatment - SOSORT“) дефинишу су критеријуми и препоруке за спровођење дијагностике и процену неоперативног третмана сколиоза који су креирани на основу морфологије деформитета, функционалности и квалитета живота пацијената. Морфологија се у клиничким условима испитује низом визуелних тестова какав је нпр. тест сколиометром, тумачење радиолошког снимка, површинска топографија, анализа других модалитета (СТ, MRI, ултразвук и сл.), фотографско испитивање итд. Сагласно томе дефинисани су кључни маркери у односу на које се квантификује деформитет [Ger05], [Pet10]. На слици (Слика 6.10) приказане су SOSORT препоруке за избор референтних дорзалних анатомских обележја, а) (2) - Spinous Process of C7,

(0,4) - The Acromial Angle, (1,3) - The Superior Angle of the Scapula, (5,6) - The Inferior Angle of the Scapula, (8) - The Sacrum, (7,9) - The Posterior Superior Iliac Spine; 6) (8) - The Spinous Process of L4.



а) б)
Слика 6.10 Анатомска обележја према SOSORT препорукама

Један од проблема приликом обележавања маркера маркера може се јавити код гојазнијих особа код којих се осим тачака 2, 7 и 9, као и тачака 0 и 4 остале не могу лако одредити палпацијом.



Слика 6.11 Анатомска обележја предложена у [Tan02]

На слици (Слика 6.11) предлажу се следећа анатомска обележја: C2 - 2nd Cervical Vertebra, CA - Apical Vertebra, VP - Vertebra Prominens, AL - Left Acromion Process, AR - Right Acromion Process, TA - Apical Thoracic Vertebra, SL - left inferior angle scapula, SR - Right Inferior Angle

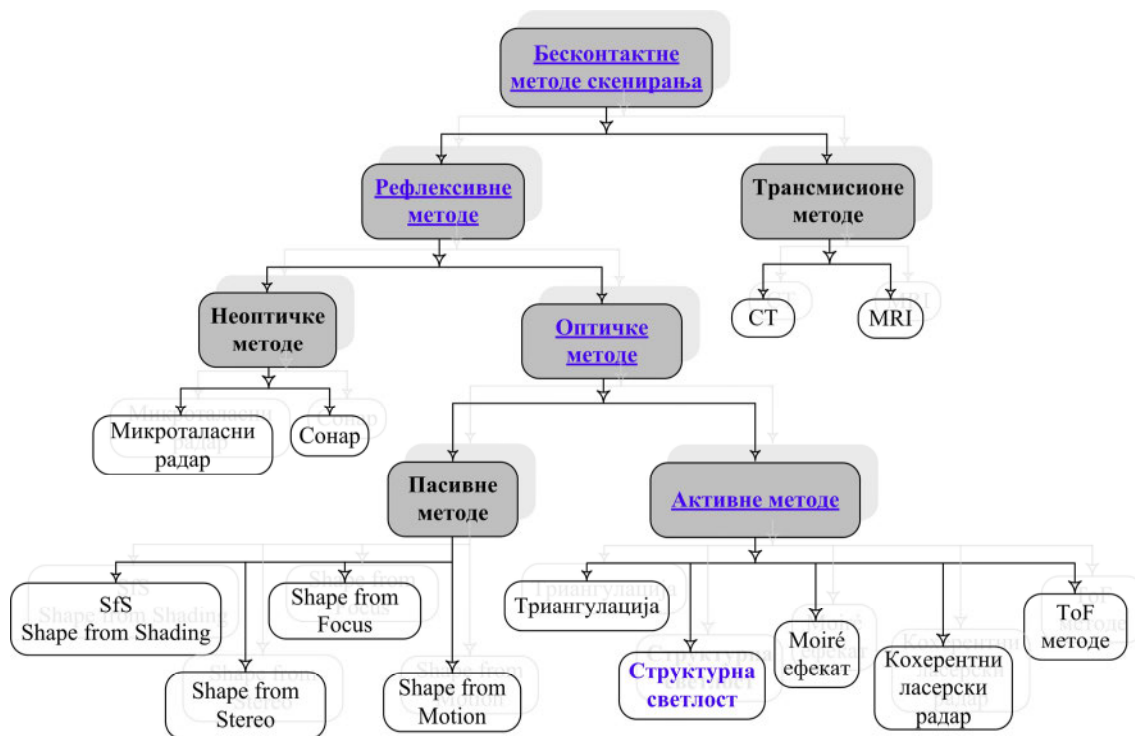
Scapula, **T12** - Thoracic Vertebra 12, **LA** - Lumbar Apical Vertebra, **ICL** - Left Iliac Crest, **ICR** - Right Iliac Crest, **SA** - Sacrum.

Представљени су неки од дорзалних показатеља који се прате у Центру за физикалну медицину и рехабилитацију Клиничког центра у Крагујевцу и ручно се евидентирају у картону сколиоза, заједно са основним подацима о пацијентима и њиховим посетама. Неки од ових показатеља су квалитативни (дескриптивни), док су други квантитативни (са конкретним вредностима). Компаративна дијагностика идиопатских сколиоза, применом радиографије, 2Д фотографија и топографије површи показује да су неинвазивне методе препоручљиве у комбинацији, а да се постура може лако описати преко кључних индикатора са фотографија пацијената [For10], али не и сви деформитети. Како су 3Д маркери пројектовани на раван 2Д фотографије постоји међусобна јака раванска корелација ова два модалитета.

Да би се избегле нејасноће при тумачењу наведених препорука савремени системи ослањају се једино на маркере које је могуће детектовати код свих пацијената. Ови маркери заједно са дигитализованом дорзалном површи довољни су за квантификовање деформитета и праћење прогреса, што је једна од главних хипотеза овог доктората.

6.2 ОПТИЧКА АКВИЗИЦИЈА ПОВРШИ ЉУДСКОГ ТЕЛА

Аквизиција 3Д облика је процес дигитализације физичког објекта кроз генерисање репрезентативног сета тачака у простору, односно колекције дискретних тачака x, y, z координата. Бесконтактне методе на бази светлости детектују хиљаде тачака у секунди, нису штетне по људско здравље и могу се примењивати више пута, па су стога идеалне за инверзни инжењеринг и биомедицинске примене [Ede13], [Ede12]. Једна од најчешћих примена ових метода је у реконструктивној хирургији и планирању и дизајну протеза или надокнада (скенирање несиметричних груди и креирање протеза код пацијенткиња).



Слика 6.12 Класификација бесконтактних неинвазивних метода

Неинвазивна, бесконтактна 3Д дигитализација површи може се обавити и применом активне методе на бази структурне светлости и оптичких и ласерских скенера. Фотосензитивним CCD камерама (енгл. „Charge Coupled Device“) детектује се светлост одбијена од објекта који се

скенира, а емитована је под одређеним углом из високоенергетског извора¹¹. Све поменуте технике (Слика 6.12) засноване су на различитим принципима рада и имају различите клиничке бенефите [For07].

Активне стереовизијске методе¹² базиране су на примени енергије структурне светлости и геометријској триангулацији и не може се замислити без три елемента (камера, извор светлости и објекат) и њихова прецизност функција је резолуције камере, геометријских односа сцене и прецизности илуминације (пројектовања светлосног снопа на површи објекта). Основне предности ових метода које се осим у индустрији могу применити за планирање неких клиничких процедура су:

- нема физичког контакта са објектом скенирања;
- брза дигитализација уз високу прецизност и резолуцију;
- могућност детекције боја и текстура и скенирања комплексних облика.

Недостаци ових метода су ограничено поље видљивости, што може довести до губитка групе тачака, и понављање процеса скенирања из различитих углова како би се добио квалитетан и репрезентативан облак тачака. Како се скенирање објекта обавља са једне, па са друге стране, спајање репрезентативних облака врши се посебним регистрационим методама. Шум настао у процесу скенирања може се отклонити филтрирањем облака тачака, односно селективним уклањањем тачака које су удаљене од већине репрезентативних тачака [Bib06].

Стандардизацијом процедура и протокола 3Д скенирања, може се утицати на смањење грешака приликом скенирања и умањити утицај пацијента на квалитет облака тачака (заустављање даха, и сл.). У неким случајевима, системи за бесконтактна скенирања нису отпорни на померање објекта скенирања (трептање, дисање, жвакање, гутање и сл.) или на необичне анатомске карактеристике на кожи, и њихова примена ограничена је на непомичне или слабо покретне делове тела [Raj08].

6.2.1 Дигитализација површи торзоа

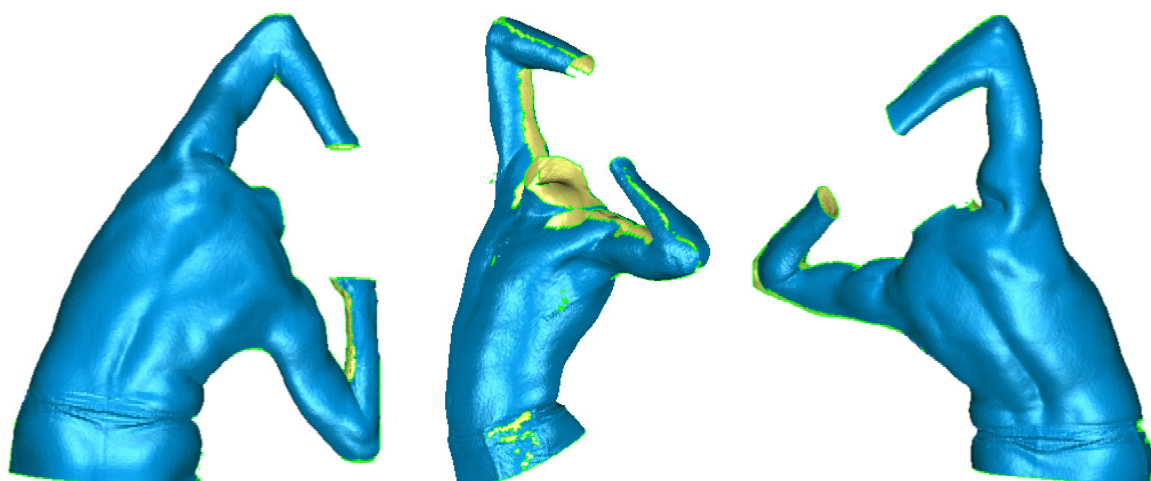
У поглављу 3 овог доктората представљене су неке методе и системи за неинвазивну процену деформитета кичменог стуба. Један од првих индикатора деформитета због којих се деца обраћају лекару је видљива асиметрија површи торзоа, која укључује неједнака рамена, асиметричне лопатице и појаву ребарне грбе услед консеквентног увијања и савијања трупа [Mah09]. Бројне RFS методе (енгл. „Radiation-Free Scanning“) примењују се за дигитализацију торзоа, екстракцију анатомских обележја и генерисање кључних мера, односно за мониторинг деформитета [Pet09]. Скенирање под свим угловима (360°) комплетног људског тела врши се посебним системима и посебном припремом пацијента. Међу најпознатијим истичу се Cyberware® Incorporated (Monterey, CA, USA), InSpeck® Inc (Montreal, Quebec, Canada), Human Solutions® GmbH (Kaiserslautern, Germany), итд.

Топографија¹³ површи (енгл. „Surface Topography“) обухвата скуп метода којима се врши дигитализација дорзалне површи примењује се и за реконструкцију предње стране торзоа који се консеквентно деформише и изазива естетске промене [Kom14].

¹¹Таква врста светлости потпуно је безбедна и не штети људском организму, па се може користити и за скенирање тела пацијената. Наиме, екстерни показатељи сколиозе јасно су видљиви, на пример, на леђима пацијента. На основу карактеристика скениране површине могу се идентификовати битна обележја, извршити релевантна мерења и иста упарити са кореспондентним параметрима 3Д модела кичменог стуба. Тиме се, између осталог, избегава штетно рендгенско зрачење и омогућава комплексна анализа деформитета и праћење пацијената са сколиозом.

¹²Компјутерска визија (енгл. „Computer Vision“) обухвата методе за прикупљање, обраду, анализу и разумевање слике, односно аквизицију и анализу високодимензионих података из стварног света како би се оне конвертовале у симболичке или нумеричке информације разумљиве рачунару.

¹³3Д топографија површи је алтернативна метода, прихваћена је у клиничкој дијагностици, пре свега у преоперативном планирању у максилофацијалној, реконструктивној и естетској хирургији комплексних анатомских структура јер обезбеђује објективно квантификовање морфолошких промена (контуре, облика, површи, запремине, симетрије) меких ткива које су настале као последица промене скелетних или абнормалности унутрашњих структура [Ede13], [Ede11], [Ede12].



Слика 6.13 Топографија површи људског торзоа – полигонални модели

У процесу дигитализације сколиотичне површи, односно спољашњег облика или коже, примењују се практичне и комфорне бесконтактне методе. Најчешће су то методе засноване на светлосним или ласерским шаблонима (енгл. „Light Pattern“) који се пројектују на глатку и кохерентну површ људског тела (коса је некохерентна површ, као и брада и бркови, обрве и трепавице) и којима се прорачунавају облик и позиција преко координата тачака, и као такве су потпуно безбедне (Слика 6.13).

6.2.2 Дигитализација дорзалне површи

Површ леђа пацијента, односно дорзална површ (енгл. „Back Surface“, нем. „Rückenoberfläche“) дигитализује се и основа је за генерисање спољашњих и унутрашњих параметара деформитета, односно квантификовање идиопатских сколиоза код адолесцената. Адолесцентске идиопатске сколиозе (AIS) најчешћи су тип сколиоза и настају у периоду адолесценције и имају прогрес до краја коштане зрелости. Етиологија ових сколиоза је непозната и њихова преваленца на светском нивоу је од 2 до 4%. Од тога, 10% пацијената захтева медицинску интервенцију [For07].

Дигитализовани модели извозе се у виду стандардних теселационих модела, односно у облику компактног STL формата и основа су за даље процесирање и генерисање NURBS површи.

Оваква дијагностика је погодна и са аспекта поређења резултата након примењених терапеутских процедура, без потребе за познавањем позиције маркера и класификација деформитета, али и за потенцијално утврђивање корелације спољашњих са унутрашњим показатељима деформитета.

6.3 МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДЕ

У овом докторату, за добијање резултата и евалуацију деформитета кичменог стуба примењен је следећи узорак, материјали и методе:

- **Подаци о пацијентима;**

Узорак обухвата 495 пацијената са деформитетима кичменог стуба, од тога је 290 пацијената женског пола и 205 пацијената мушког пола.

- **3Д скенирање и реконструкција дорзалне површи;**

Преклинички прегледи, односно бесконтактна, “contact-free & markerless” дигитализација дорзалних површи обављени су скенирањем пацијената уређајем **Diers FORMETRIC III 3D/4D** у

размери 1:1, применом стандардизованог DiCAM протокола. Даља реконструкција облака тачака обављена је у програму Geomagic Studio (Raindrop Geomagic, NC, USA).

- **Импортовање и анализа површи у PLM систему CATIA;**
- **Анализа кривине дорзалне површи;**
- **Примена Knowledgeware технологија и макроа:**
 - генерисање средње линије симетрије и средње спиналне линије/анализа кривине у фронталној и сагиталној равни;
 - креирање референтних тачака позиција пршљенских тела и линија;
 - мерење линеарних и угловних анатомских мера;
 - генерисање 3Д модела кичменог стуба и детекција апикалног и вршних пршљенова највеће кривине.

6.3.1 Подаци о пацијентима

Укупан број пацијената подвргнутих оптичком скенирању је 542, са распоном старости од 4 до 69 година. Од тога је 320 пацијената женског пола (59%) а мушког пола 222 (41%). Распон старости пацијената женског пола је од 4 до 66 година а мушког пола од 5 до 69 година.

У овој студији разматра се n=495 пацијената са валидним оптичким снимцима код којих је дијагностика обављена први пут (женски пол 290 (58.6%), мушки пол 205 (41.4%)) на уређају FORMETRIC III 3D/4D у периоду од 2008. до почетка 2013. године (Табела 6.1) и који до тренутка прегледа нису били подвргнути хируршком или конзервативном третману.

Табела 6.1 Фреквенција пола укупног узорка

		ПОЛ УЗОРКА			
		Учесталост	Процент	Валидан процент	Кумулативан процент
Валидан узорак	Женски пол	290	58.6	58.6	58.6
	Мушки пол	205	41.4	41.4	
	Укупно	495	100.0	100.0	100.0

6.3.1.1 Узраст пацијената

Средња вредност старости женског пола је 17.36, стандардно одступање од те вредности је 10.04, а средња вредност старости пацијената мушког пола је 20.62, стандардно одступање од те вредности је 13.19 (Табела 6.2).

Табела 6.2 Дескриптивна статистика укупног узорка

ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА - УКУПАН УЗОРАК И ПРОСЕЧНА СТАРОСТ

	N	Опсег	Минимум	Максимум	Средња вредност		Стандардно одступање
					Statistic	Std. Error	
Женски пол	290	59.00	4.00	63.00	17.3621	.58981	10.04402
Мушки пол	205	64.00	5.00	69.00	20.6244	.92163	13.19575
Женски и мушки пол	495	65.00	4.00	69.00	18.7131	.51935	11.55477
Валидан узорак	495						

У изабраном узорку од 495 пацијената су и пацијенти који су имали неки од проблема са држањем или су патили од деформитета кичменог стуба. У овом докторату циљна група су адолесценти, па ће из укупног узорка бити искључени пацијенти који не припадају том узрасту.

Од укупног узорка, пацијенти узраста од 10-25¹⁴ година, односно адолесценти, обухватају 74.4%. У том смислу, за даљу анализу изабрано је 372 пацијента из укупног узорка (Табела 6.3).

¹⁴Као почетак адолесценције узима се раздобље између 10. и 12. године живота, а завршетак од 20. до 24(25). године (тзв. продужена адолесценција). Узорак ове студије обухвата период ране и касне адолесценције.

Табела 6.3 Учесталост адолесцената у укупном узорку
**УЧЕСТАЛОСТ АДОЛЕСЦЕНАТА У
УКУПНОМ УЗОРКУ**

		Учесталост	Процент	Валидан процент	Кумулативан процент
Укупан узорак	1-9	35	7.1	7.1	7.1
	10-25*	372	75.2	75.2	82.2
	26-50	68	13.7	13.7	96.0
	51-69	20	4.0	4.0	100.0
	Total	495	100.0	100.0	

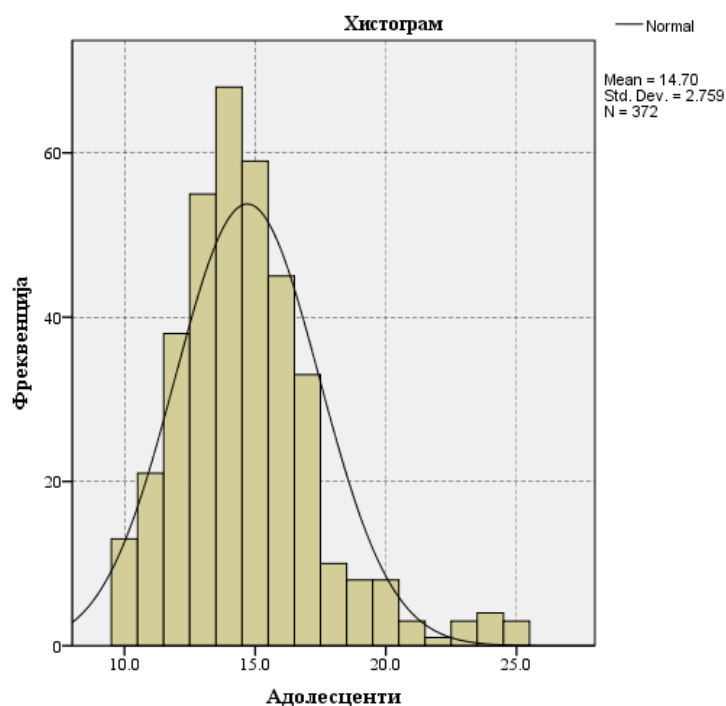
* Део узорка који се односи на адолесцентски узраст

У следећој табели дата је учесталост адолесцената у укупном узорку и из анализе се може закључити да је најдоминантнији узраст пацијената око 14. године живота (Табела 6.4), (Слика 6.14).

Табела 6.4 Удео адолесцената у укупном узорку
**УЧЕСТАЛОСТ ГОДИНА СТАРОСТИ – УКУПАН
УЗОРАК**

		Учесталост	Процент	Кумулативни процент
	4	1	.2	.2
	5	2	.4	.6
	6	6	1.2	1.8
	7	5	1.0	2.8
	8	11	2.2	5.1
	9	10	2.0	7.1
	10	13	2.6	9.7
	11	21	4.2	13.9
	12	38	7.7	21.6
	13	55	11.1	32.7
	14	68	13.7	46.5
	15	59	11.9	58.4
	16	45	9.1	67.5
Валидан узорак	17	33	6.7	74.1
	18	10	2.0	76.2
	19	8	1.6	77.8
	20	8	1.6	79.4
	21	3	.6	80.0
	22	1	.2	80.2
	23	3	.6	80.8
	24	4	.8	81.6
	25	3	.6	82.2
	26	6	1.2	83.4
	27	10	2.0	85.5

	65	2	.4	99.8
	69	1	.2	100.0
	Total	495	100.0	



Слика 6.14 Фреквенција адолесцената према узрасту

Циљна група и критеријуми за извођење експеримента су:

1. адолесценти женског и мушког пола, узраста између 10 и 25 година;
2. Рисеров знак између 0 и 4. То је параметар за радиографско класификовање коштане зрелости о коме је било речи у 2. поглављу;
3. идиопатске сколиозе са Cobb-овим уловима већим од 10 степени.

Од укупно 205 пацијента мушког пола 141 (28.5%) припада овом узрасту, а од укупно 290 пацијенткиња адолесцентима припада 231 (46.7%). Приказ је дат у табелама (Табела 6.5, Табела 6.6).

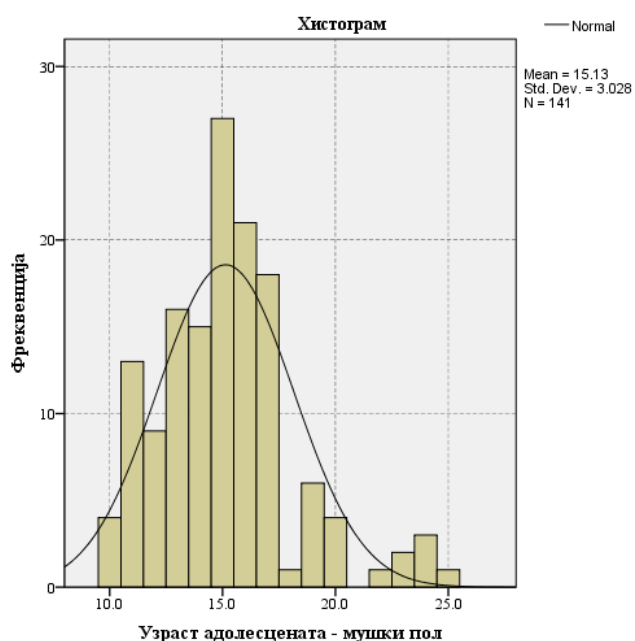
Табела 6.5 Учесталост адолесцената женског пола

УЧЕСТАЛОСТ АДОЛЕСЦЕНАТА – ЖЕНСКИ ПОЛ				
	Учесталост	Процент	Валидан процент	Кумулативан процент
	1-9	19	3.8	6.6
	10-25	231	46.7	79.7
Валидан узорак	26-50	32	6.5	97.2
	51-69	8	1.6	100.0
	Total	290	58.6	100.0
Недостаје		205	41.4	
Укупно		495	100.0	

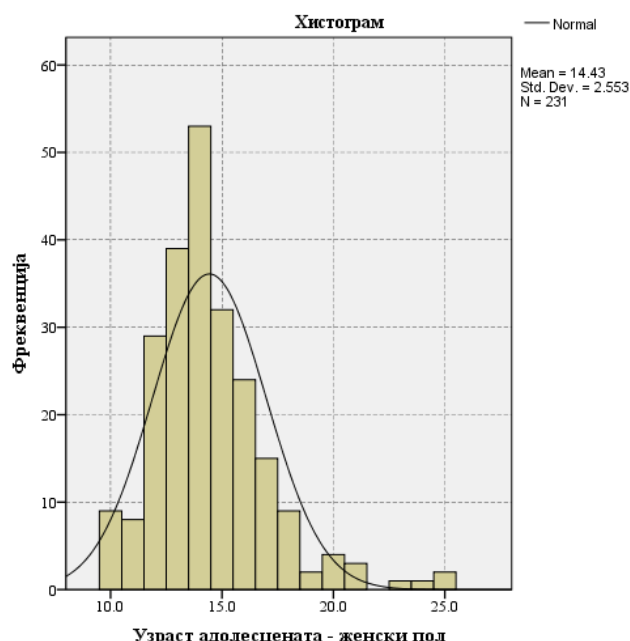
Табела 6.6 Учесталост адолесцената мушког пола

УЧЕСТАЛОСТ АДОЛЕСЦЕНАТА – МУШКИ ПОЛ				
	Учесталост	Процент	Валидан процент	Кумулативан процент
	1-9	16	3.2	7.8
	10-25	141	28.5	76.6
Валидан узорак	26-50	36	7.3	94.1
	51-69	12	2.4	100.0
	Total	205	41.4	100.0
Недостаје		290	58.6	
Укупно		495	100.0	

На следећем хистограму приказана је фреквенција узраста пацијената мушког пола који припадају адолесцентском узрасту (Слика 6.15).



Слика 6.15 Фреквенција адолесцената мушког пола према узрасту



Слика 6.16 Фреквенција адолесцената женског пола према узрасту

На следећем хистограму приказана је фреквенција узраста пацијената женског пола који припадају адолесцентском узрасту (Слика 6.16).

Структуралне идиопатске сколиозе најчешће се јављају у адолесцентском узрасту. У четрнаестој години 1.2% адолесцената има сколиозу већу од 10 степени, док их 0.5% има сколиозу већу од 20 степени.

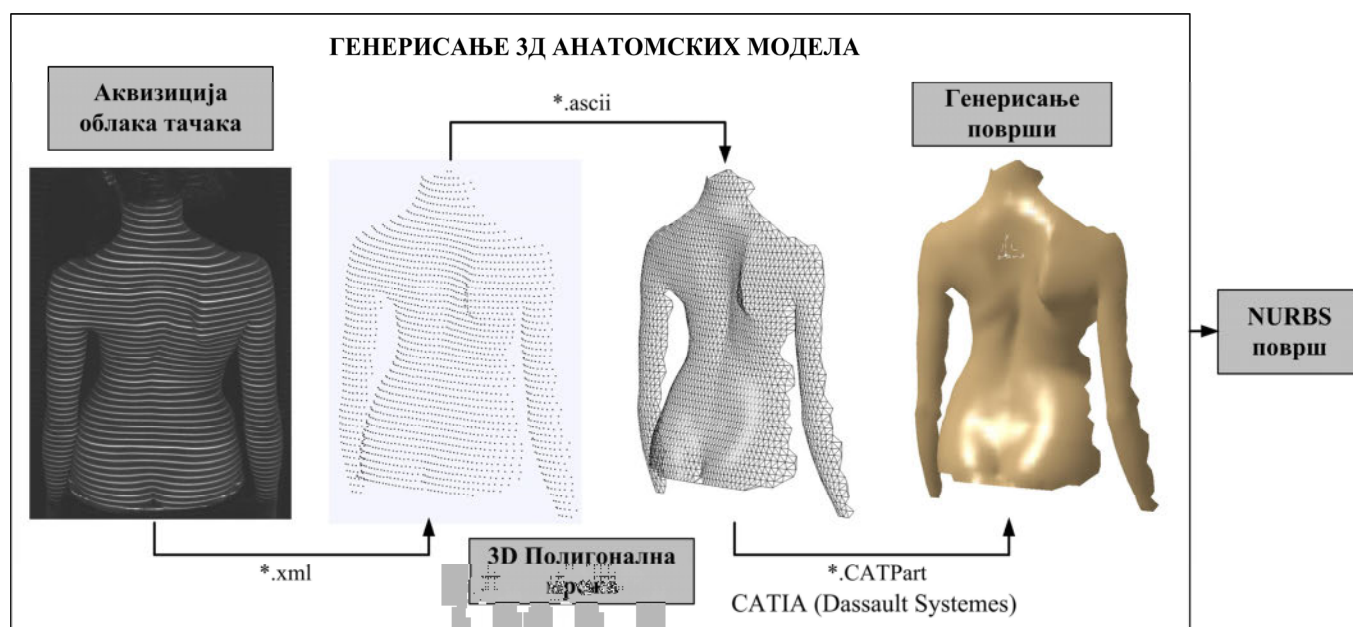
Бројна истраживања су показала да је учесталост идиопатских сколиоза већа код женског него код мушког пола [Tim05], [Abd00], [Pan97]. У почетку се веровало да су идиопатске сколиозе

девет пута чешће код девојчица. Каснијим истраживањима, утврђено је да је разлика у инциденци сколиоза код дечака и девојчица мања. Наводи се однос 1.2:1 у корист женског пола, [Pan97] 2.1:1, [Abd00] указује на однос 3.8:1. Са порастом величине кривине повећава се и инциденца идиопатских сколиоза код пацијената женског пола.

6.3.2 3Д скенирање и реконструкција дорзалне површи

Аквизиција облака тачака извршена је применом активног стереовизијског сензора са структурном светлошћу који пројектује сноп хоризонталних светлосних линија (енгл. „Stripes“) на дорзалну површ пацијента уређајем **Diers FORMETRIC III 3D/4D** у размери 1:1, применом стандардизованог DiCAM протокола. Како је трансмисиони пројектор постављен у правцу површи, не постоји оклузија видљивости, односно камера може да обухвати сва подручја површи [Raj08]. Најважнија анатомска обележја аутоматски се препознају [Kom14] и није неопходна припрема пацијената и обележавање маркера (енгл. „Markerless diagnosis“).

Као излаз из процеса скенирања генеришу се *.txt документи који садрже координате облака тачака и маркера у облику ASCII координата (x, y, z).



Слика 6.17 Фазе 3Д реконструкције дорзалне површи: Аквизиција, Облак тачака, Мрежа, Површ

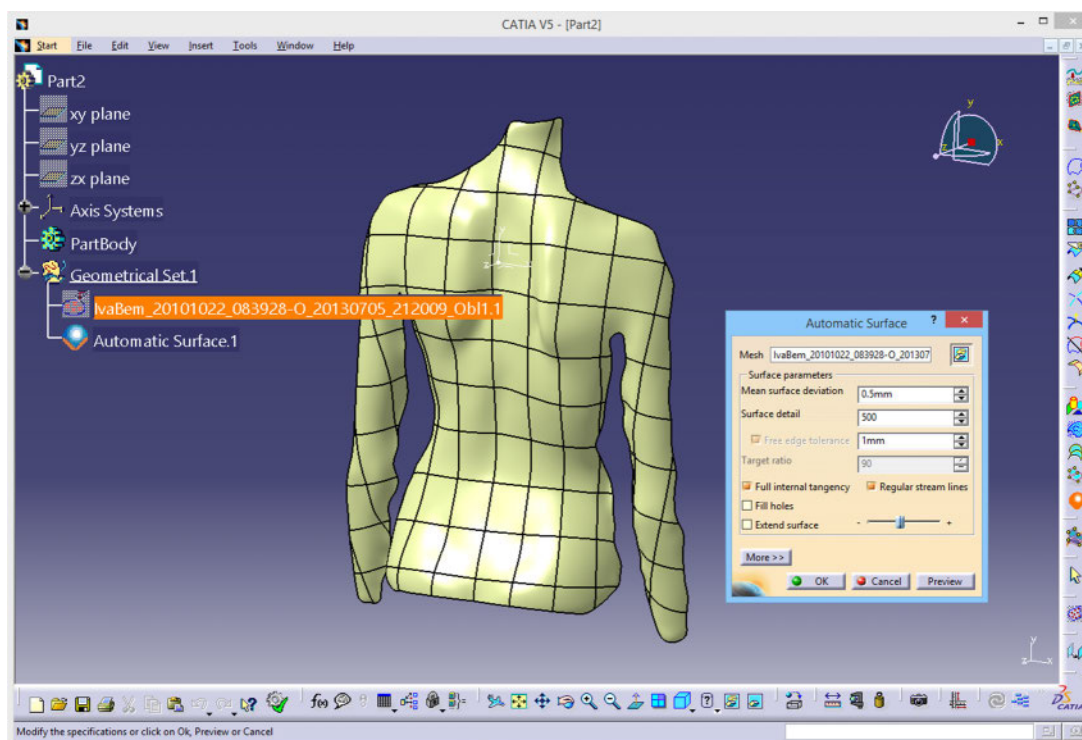
Тродимензионална реконструкција свих облака тачака добијених скенирањем леђне површи пацијената врши се кроз неколико карактеристичних фаза које су детаљно објашњене у 5. поглављу (Слика 6.17). Дакле, даља реконструкција облака тачака у полигоналне моделе обављена је у програму Geomagic Studio (Raindrop Geomagic, NC, USA). Након последње фазе реконструкције добија се NURBS површ која у потпуности репрезентује стварни облик леђне површи пацијента. Активности усмерене ка креирању параметарских једначина средње површи врше се на бази анатомских карактеристика свих узорака.

6.3.3 Увоз и анализа површи у PLM систему CATIA

Увожење IGS фајлова NURBS површи и маркера и даље процесирање података врши се аутоматски применом Knowledgeware технологија у систему CATIA.

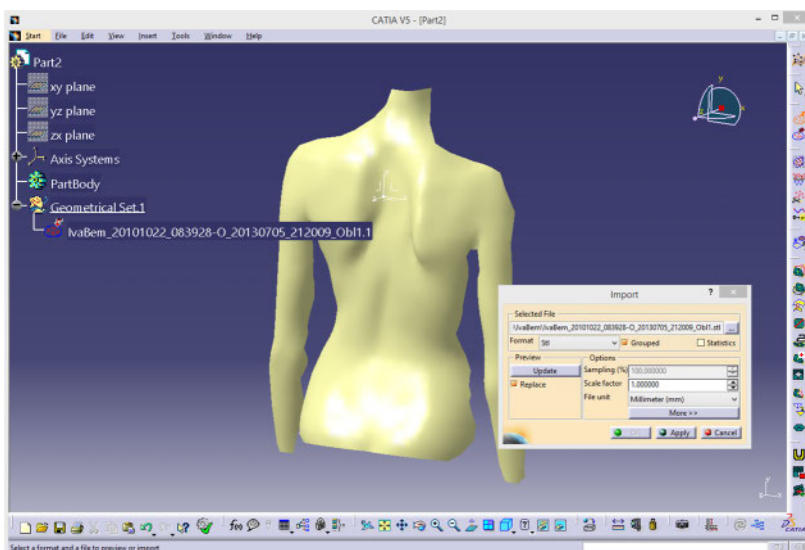
6.3.3.1 Увоз модела површи

Иницијално увожење фајлова обавља се у QSR (енгл. „Quick Surface Reconstruction“), процесирање у GSD (енгл. „Generate Shape Design“) модулу за моделирање површи, а формирање склопа у модулу Assembly Design. Алтернативно, NURBS површ може се генерисати у модулу QSR (Слика 6.18).



Слика 6.18 Генерисање NURBS површи

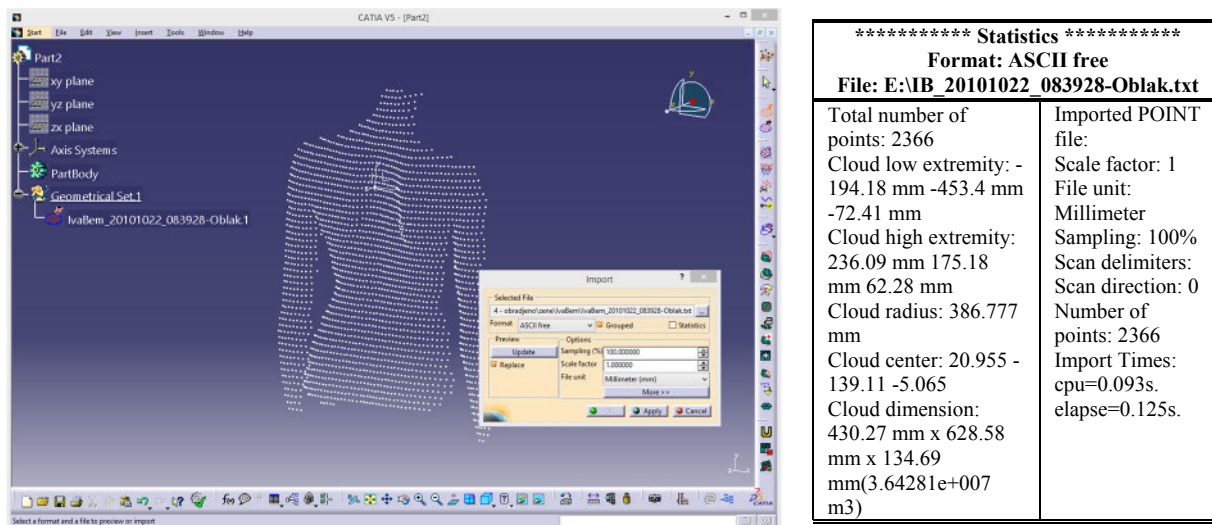
Треба имати на уму да систем CATIA дозвољава увожење свих стандардних формата који су компактнији за манипулисање од NURBS модела и то се врши у модулу (енгл. „Digitized Shape Editor“). Тако се за увожење полигоналних модела користи стандардни STL формат (Слика 6.19).



***** Statistics *****	
Format: Stl	
File: E:\IB_20101022_083928-O_20130705_212009_Ob11.stl	
Total number of points: 2356	Imported MESH file:
Cloud low extremity: -194.18 mm -434.77 mm -67.01 mm	Scale factor: 1
Cloud high extremity: 236.09 mm 165.01 mm 62.28 mm	File unit: Millimeter
Cloud radius: 374.695 mm	Sampling: 100%
Cloud center: 20.955 -134.88 -2.365	Binary data from: 0
Cloud dimension: 430.27 mm x 599.78 mm x 129.29 mm	Facets: Created
(3.33655e+007 m3)	Free edges: Not created
	Number of facets: 4503
	Number of points: 2356
	Import Times: cpu=0.109s, elapse=0.281s.

Слика 6.19 Увожење полигоналног STL модела

Квалитет реконструкције може се проверити поређењем иницијалног облака тачака са моделом NURBS површи. Поступак импортовања је сличан и своди се на избор ASCII free формата (Слика 6.20).

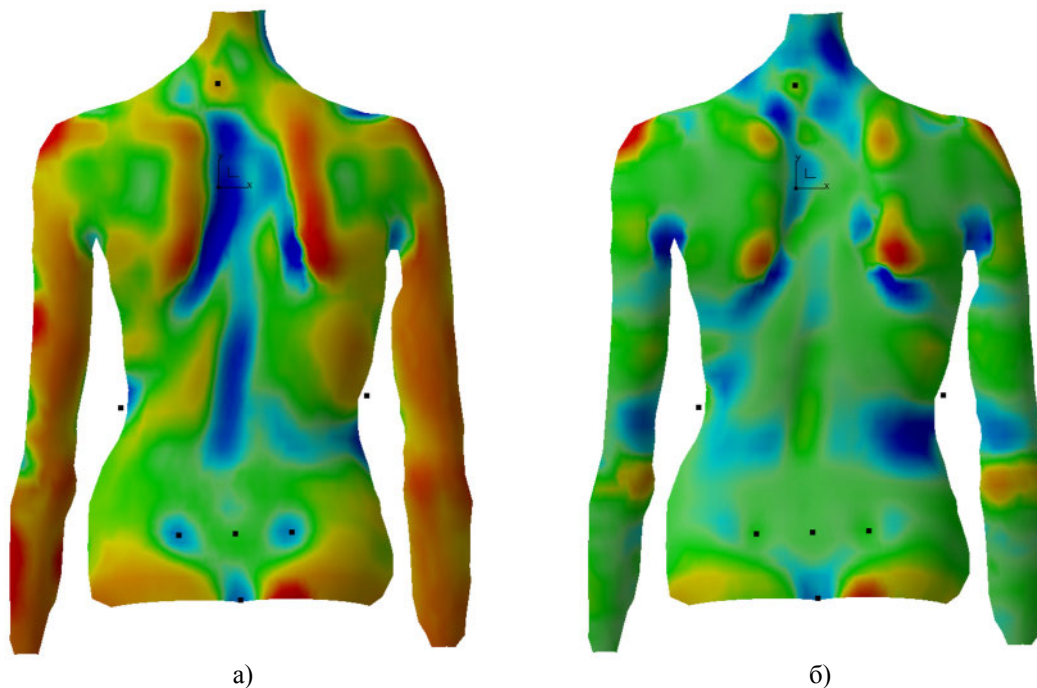


Слика 6.20 Увожење облака тачака у виду ASCII формата

Иницијални координатни систем код свих модела лоциран је између лопатица и у односу на њега су дефинисане позиције маркера, односно анатомских обележја.

6.3.3.2 Анализа кривине дорзалне површи

3Д анализа површи је сложен математички поступак, и у већини савремених CAD система обавља се на једноставан начин, односно дефинисањем утицајног радијуса кривине. Да би се поступак упростио примењују се методе анализе 2Д линија које апроксимирају облак тачака а које су креиране познатим трансформацијама (LSM- Last Square Method, Curve Polynomial Fitting, и сл.).



Слика 6.21 Мапа кривине за утицајни радијус од 18мм а) средње, б) Гаусове кривине

У четвртом поглављу описане су основе математичке репрезентације површи и анализе. За разлику од индустријских и других реалних површи, дорзална површ човечијег тела је релативно глатка и њеном анализом може се утврдити асиметрија и наћи кључна обележја. У систему CATIA анализа кривине површи, односно генерисање тзв. мапа кривине врши се у модулу QSR, применом команде Curvature Mapping којом се за одговарајућу вредност радијуса сфере истичу конвексна и конкавна подручја површи (Слика 6.21).

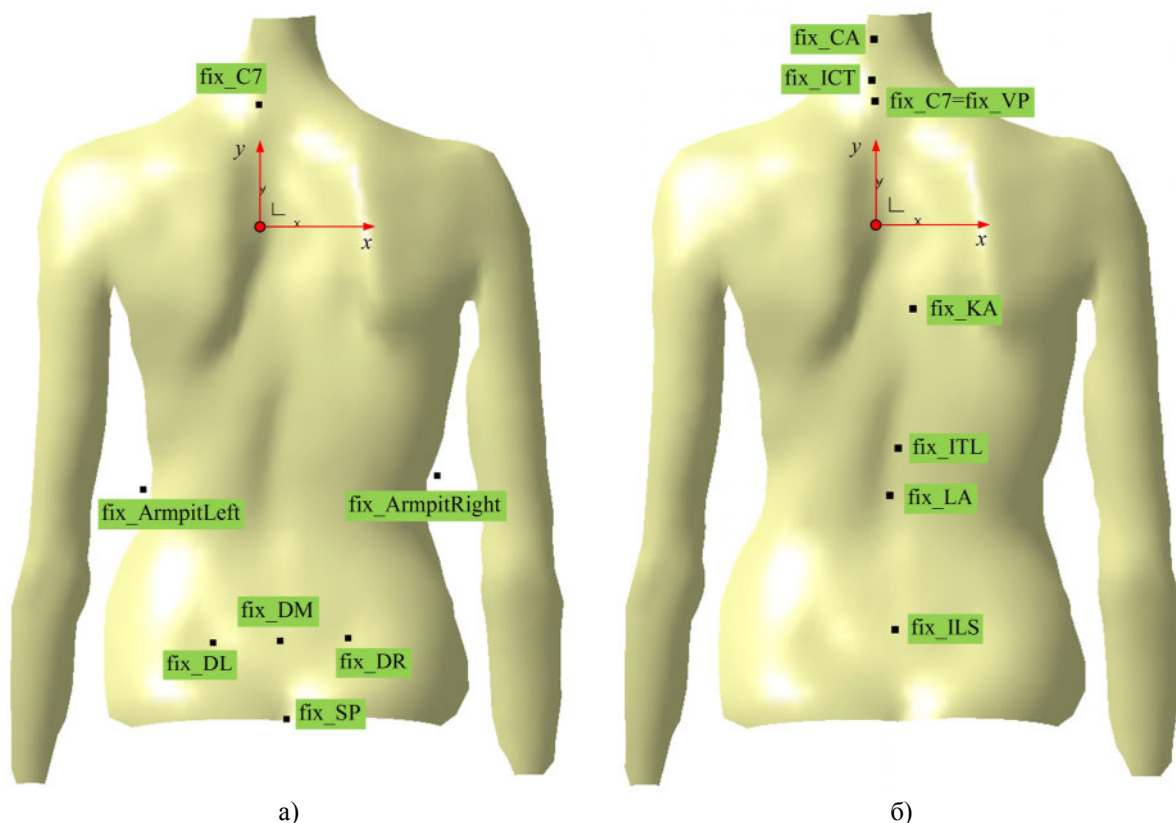
Како се код мапе средње кривине површи најбоље уочавају анатомска обележја, у овом докторату примењена је само анализа средње кривине [Dre14].

6.3.4 Анатомска обележја дорзалне површи

Након реконструкције дорзалне површи и генерисања основних маркера чије се координате налазе у пратећем *.txt фајлу (fix_C7=fix_VP, fix_DL, fix_DR, fix_DM, fix_ArmpitLeft, fix_ArmpitRight, fix_SP) приступа се генерисању линије симетрије површи интерполацијом и на основу њих остали параметри деформитета [Dre14].

Тачност мерења условљена је познавањем примарних и допунских анатомских обележја [Nor08], (Слика 6.22). Као примарни фиксни маркери идентификовани су следећи:

- fix_CP: Cervical Point или fix_VP: Vertebra Prominens;
- fix_DL: Dimple Left;
- fix_DR: Dimple Right;
- fix_DM: Dimple Middle;
- fix_SP: Sacrum Point.



Слика 6.22 Анатомска обележја дорзалне површи а) примарна, б) допунска

Допунска анатомска обележја генеришу се на основу облика средње линије симетрије дорзалне површи. Међу онима који се могу лако одредити изабрани су:

- fix_CA: Cervical Apex;
- fix_KA: Kyphotic Apex;

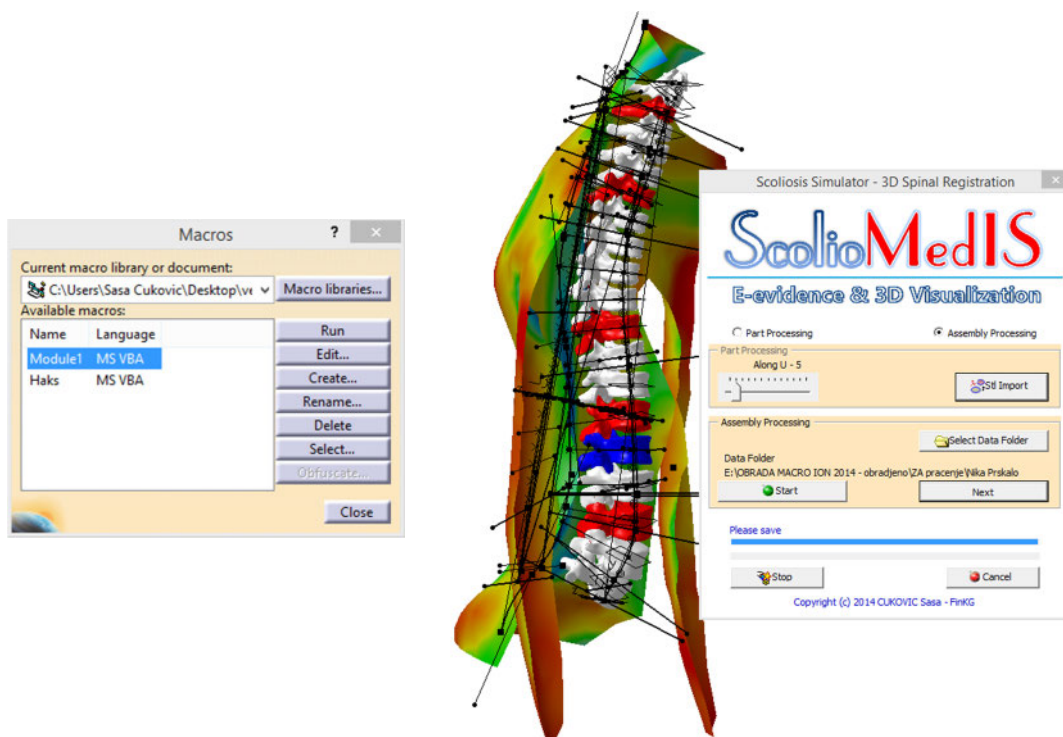
- fix_LA: Lordotic Apex;
- fix ICT: Inflection Point Cervical/Thoracic;
- fix_ITL: Inflection Point Thoracic/Lumbar;
- fix_ILS: Inflection Point Lumbar/Sacral.

Све поменуто представља основ за примену савремених 3Д технологија за квантитативну евалуацију мапе симетрије и дубљу анализу површи и везу са кичменим стубом.

6.4 ПРИМЕНА KNOWLEDGEWARE ТЕХНОЛОГИЈА И МАКРОА

Генерисање кључних параметара деформитета врши се на основу облика дорзалне површи пацијента, анатомских обележја и линије симетрије површи и средње спиналне линије. Аутоматизација процеса генерисања спољашњих и унутрашњих параметара врши се применом Knowledgeware технологија¹⁵ и PLM система CATIA [Jen09], [Dev09]. За покретање апликације неопходно је преузети и активирати контролу Microsoft Visual Basic 6.0 Common Controls [MIC141].

Креиран је VBA макро за генерисање и публикавање референтних елемената скелетног модела на средњој спиналној линији према Turner-Smith-овом правилу по коме су врхови спинозних процесуса у правцу вектора нормале на површ и морфологија пршљена није нарушена услед деформитета (Слика 6.23).



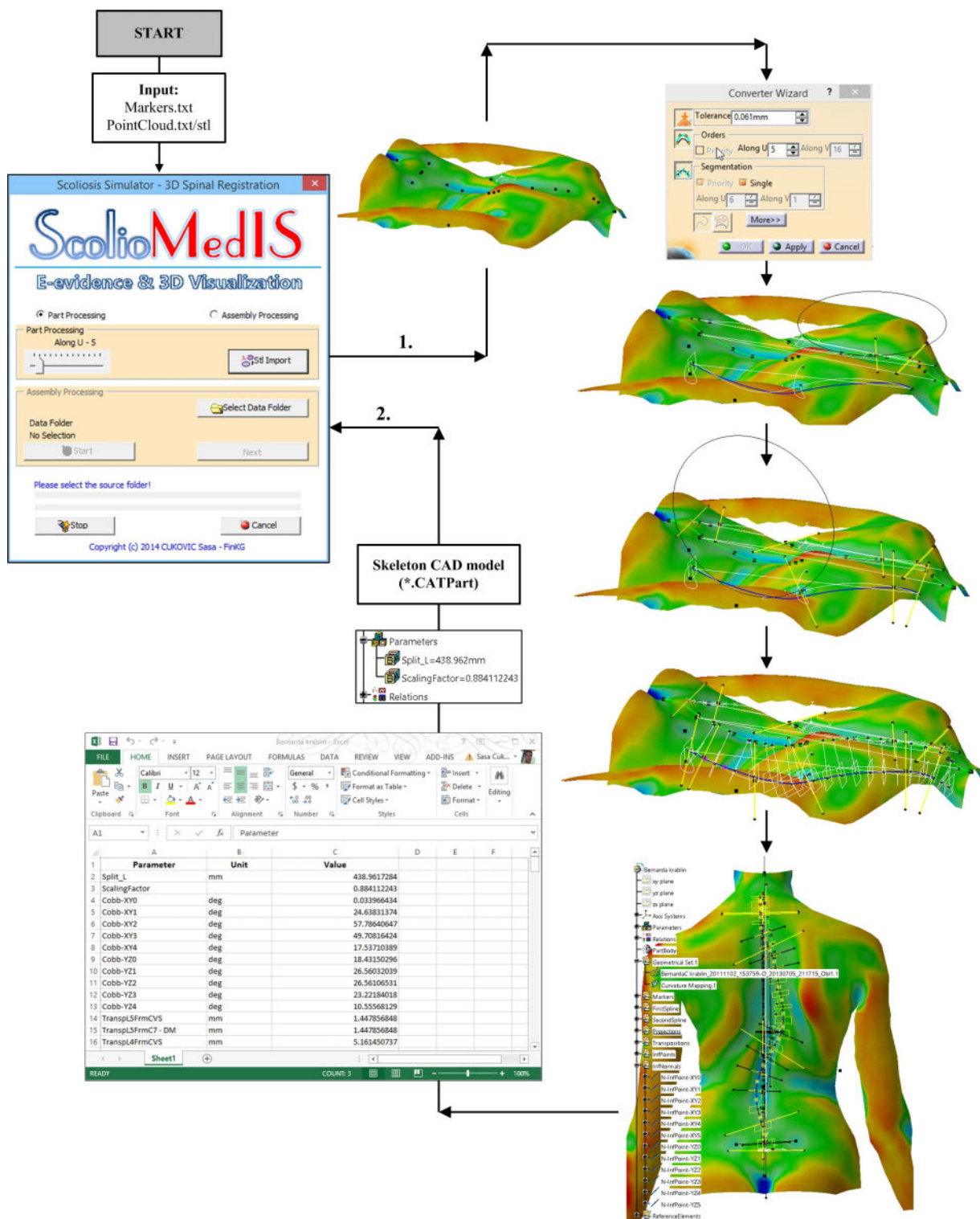
Слика 6.23 Интерфејс ScoliosisSimulator-3DSpinalRegistration.catvba макроа за симулацију сколиоза, 3Д регистрацију и детекцију кључних пршљенова

Реализација макроа **ScoliosisSimulator-3DSpinalRegistration.catvba** обавља се у PLM систему CATIA V5R20 на основу улазних података са оптичког скенирања. Њиме се врши генерисање елемената скелетног модела, регенерисање генеричког модела кичменог стуба (крута регистрација) и генерисање кључних параметара деформитета.

¹⁵Скуп програмских компоненти у којима је садржано знање придато CAD моделу производа назива се Knowledgeware и кључна је технологија савремених PLM система [Dev09].

CAD модел деформитета и **ScoliosisSimulator-3DSpinalRegistration.catvba** макро саставни су део система ScolioMedIS, информационог система за праћење сколиоза.

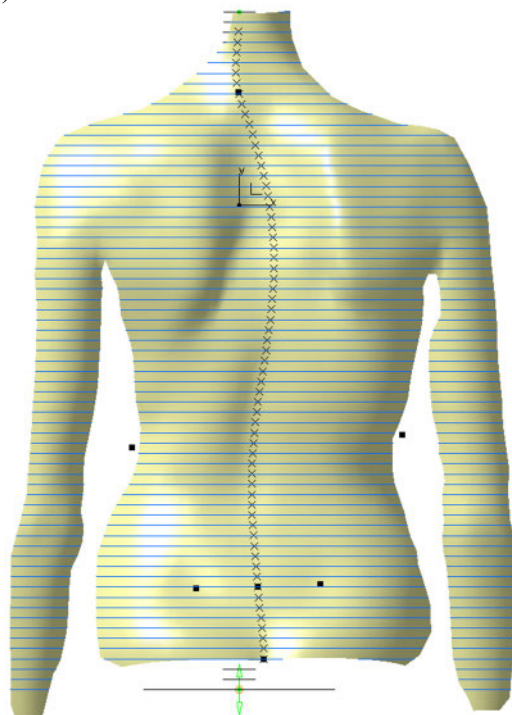
Алгоритамска шема аутоматизације процеса генерисања скелетних елемената модела сколиозе приказана је на следећој слици (Слика 6.24). Њоме су обухваћене све фазе описане у следећим потпоглављима (6.4.1 до 6.4.4). Показатељи деформитета приказују се у грани параметара, али и извозе у виду *.xls фајла.



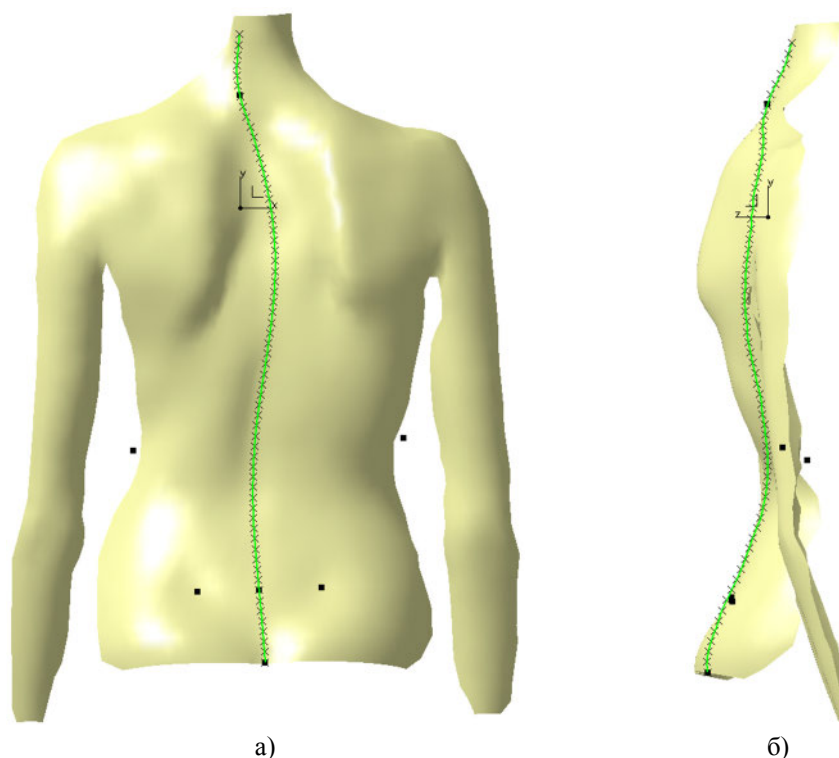
Слика 6.24 Алгоритамска шема макроа ScoliosisSimulator-3DSpinalRegistration.catvba

6.4.1 Генерисање средње линије симетрије и средње спиналне линије

Средња линија дорзалне површи представљена је скупом тежишних тачака трансверзалних профила насталих приликом скенирања (Слика 6.25). Ова линија може бити једнострука, двострука или трострука у зависности од степена деформитета и у идеалним случајевима поклапа се са линијом спиналних процеса. Осим анатомских обележја, ова линија сматра се најважнијом за опис спољашњих показатеља деформитета и успостављање корелације са унутрашњим (Слика 6.26).



Слика 6.25 Трансверзални профили дорзалне површи са тачкама линије симетрије

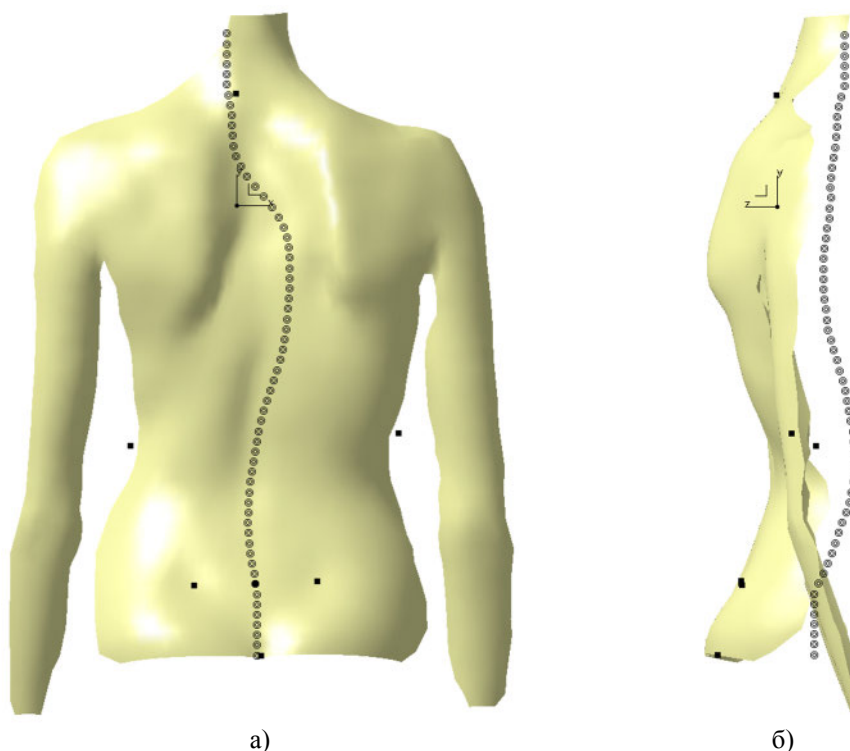


а)

б)

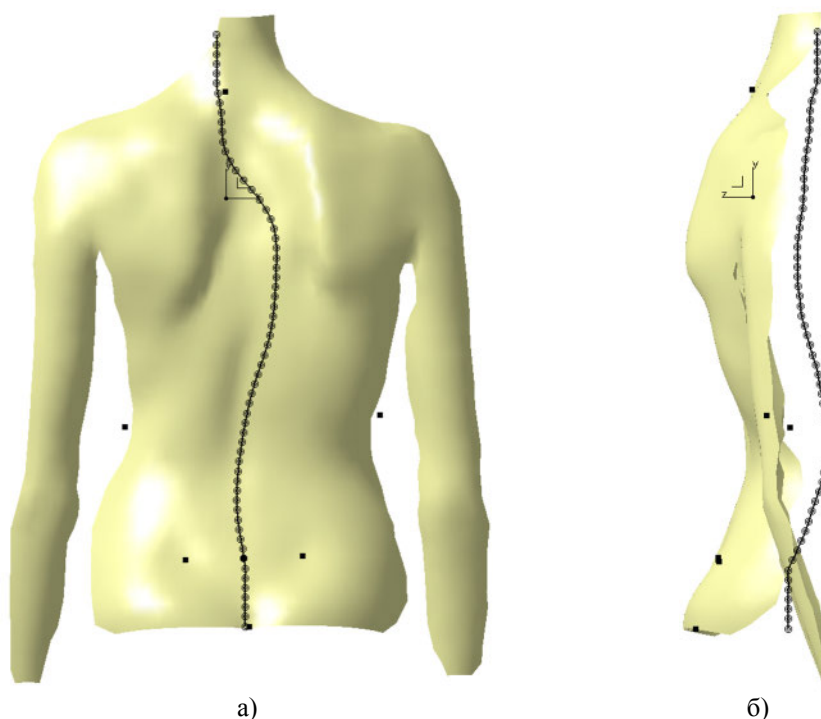
Слика 6.26 Интерполација тачака средњом линијом симетрије дорзалне површи а) постериорни и б) латерални изглед

На основу облика средње линије симетрије површи, усмерености вектора нормале површи у околинама тачака и препорука дефинисаних у поглављу 3, могу се генерисати тачке средње спиналне линије (Слика 6.27).



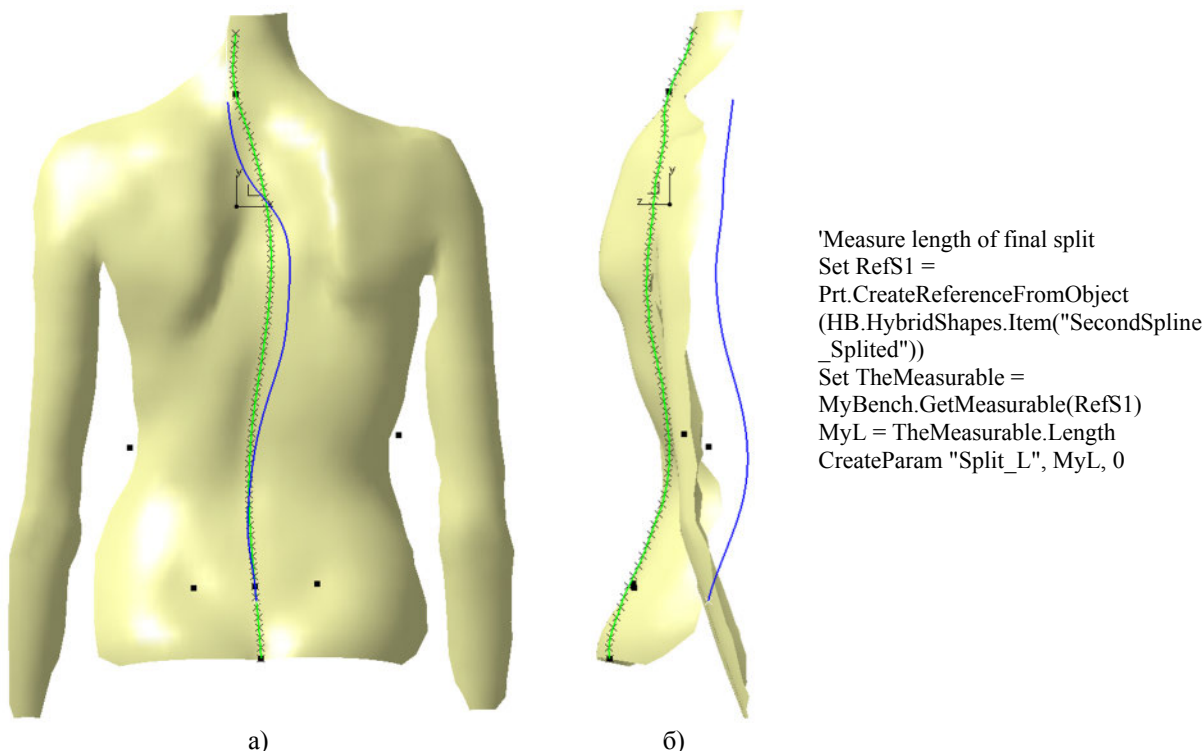
Слика 6.27 Интерполација тачака средњом линијом симетрије дорзалне површи а) постериорни и б) латерални изглед

Интерполацијом тачака добија се иницијална средња линија кичменог стуба која пролази кроз тежишта пршљенских тела и која је у геометријском смислу неповољна за анализу превојних тачака (Слика 6.28).



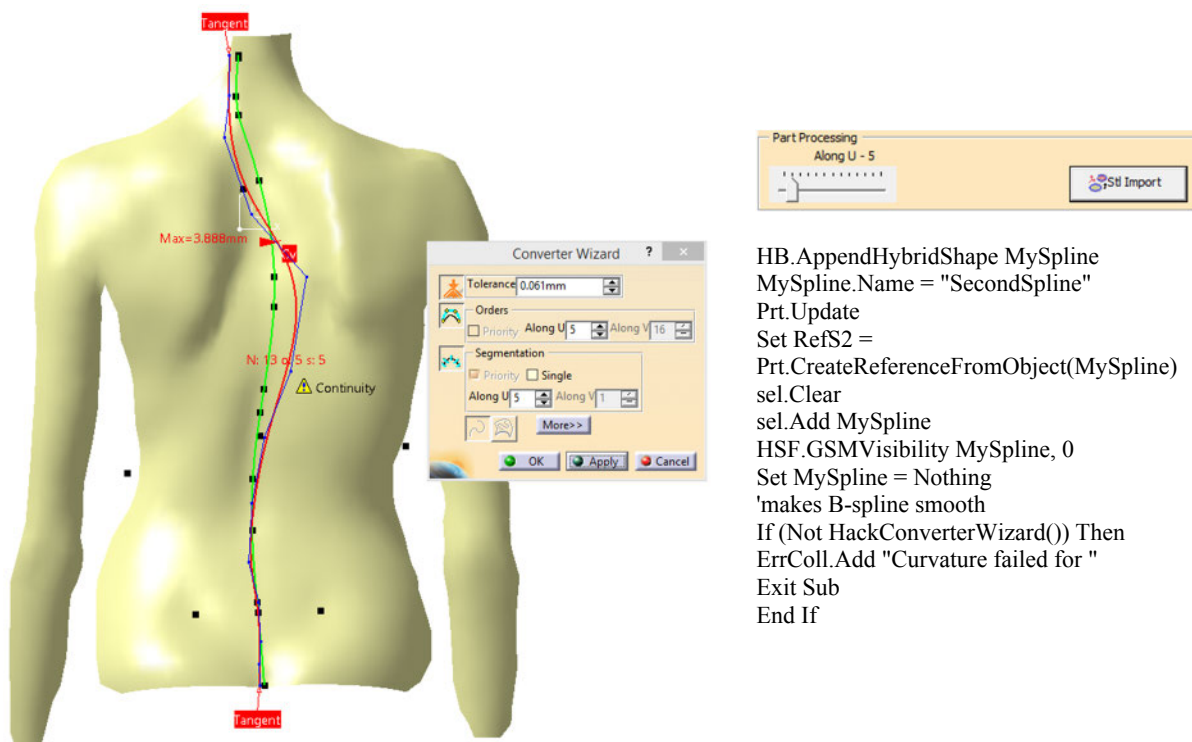
Слика 6.28 Интерполација тачака средњом линијом кичме а) постериорни и б) латерални изглед

Имајући у виду да се највећи број деформитета јавља између нивоа L5-C7, иницијална линија представља основ за креирање глатког (апроксимираног) линијског сегмента на коме ће бити распоређена тежишта пршљенских тела (Слика 6.29).



Слика 6.29 Генерисање средње спиналне линије од нивоа fix_C7 до fix_DM и параметра њене дужине

Апроксимација линије кичменог стуба од нивоа fix_DM до нивоа fix_C7, односно конверзија степена линије врши се применом B-Spline репрезентације (Слика 6.30).



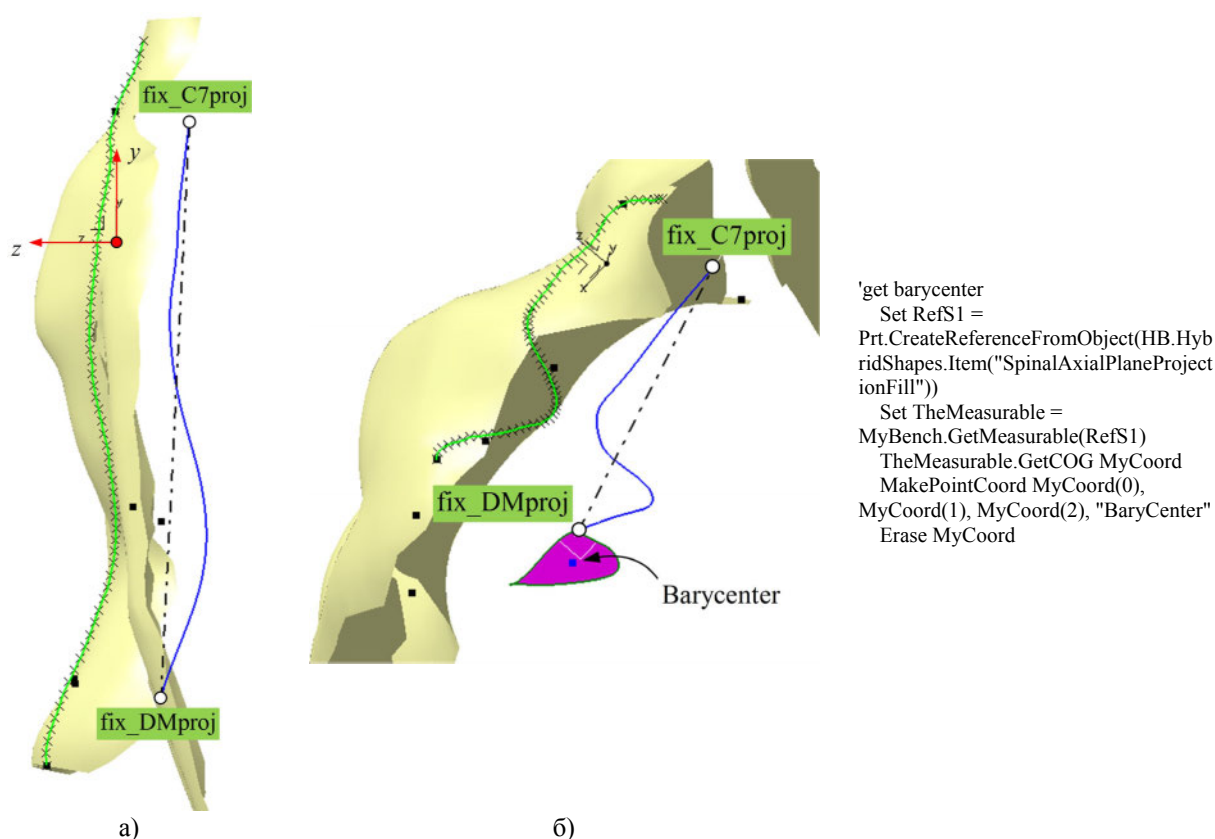
Слика 6.30 Апроксимација средње спиналне линије B-Spline кривом

Овај корак је од есенцијалног значаја јер се на основу дужине апроксимираног линијског сегмента одређује фактор скалирања кичмених пршљенова. Нормализација вредности извршена је у односу на Рањаб-еве антропометријске мере и препоруке.

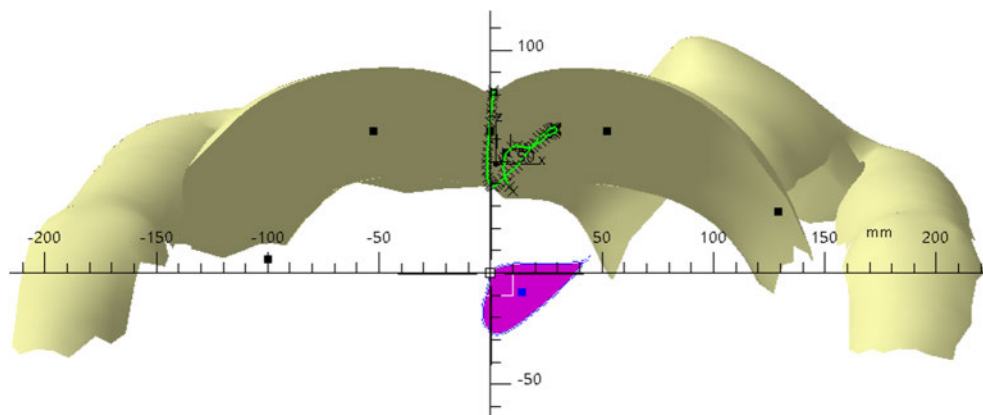
Осим тога, добијени линијски сегмент основа је за генерисање референтних елемената скелетног 3Д модела кичменог стуба, превојних тачака, Cobb-ових и SOSORT-ових углова у сагиталној и фронталној равни али и аксијалне ротације у трансверзалној равни.

6.4.1.1 Генерисање барицентра пројекције средње спиналне линије

Спајањем анатомских тачака почетка и краја апроксимираног линијског сегмента средње спиналне линије добија се тзв. локална спинална оса (Слика 6.31). У односу на њу може се одредити пршљен са локално највећом транспозицијом у фронталној равни, односно тзв. апикални пршљен.



Слика 6.31 Спинални сегмент од DM до C7 а) локална спинална оса и б) барицентар

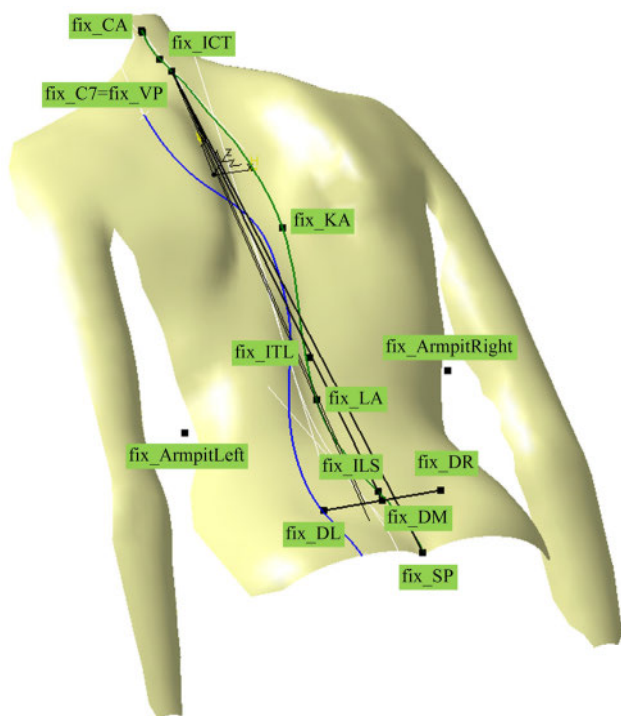


Слика 6.32 Позиција тежишта контуре пројектоване линије кичменог стуба – барицентар

Пројектовањем линије кичменог стуба на равну управну на локалну спиналну осу и прорачуном тежишне тачке могуће је утврдити позицију барицентра (Слика 6.32). Према позицији барицентра у конкретном случају може се донети закључак да је у питању антериорна анизофазна декстроконвексна сколиоза (предња, десна).

6.4.1.2 Мерење спољашњих линеарних и угловних анатомских мера дорзалне површи применом knowledgeware технологија

Познавањем линије симетрије дорзалне површи могу се одредити допунски маркери и извршити детекција спинозних наставака – процесуса, врхова кривих и транзиционих тачака лумбално-торакалне и торакално-цервикалне криве (Слика 6.33). Тачка врха криве лордозе обележена је са fix_LA , тачка врха кифозе fix_KA , а врха цервикалне лордозе fix_CA . Транзиционе (превојне) тачке линије симетрије дорзалне површи обележене су са fix_ITL и fix_ICT .



Креирање линеарног параметра TrunkLengthVPSP_mm:

```
'Result 2 - get TrunkLengthVPSP_mm
Set RefS1 =
Prt.CreateReferenceFromObject(HB.HybridShapes.Item("fix_C7"))
Set RefS2 =
Prt.CreateReferenceFromObject(HB.HybridShapes.Item("fix_SP"))
MakeLine 0, "TrunkLengthVPSP"
Set TheMeasurable = MyBench.GetMeasurable(RefS1)
CatiaResult.TrunkLengthVPSP_mm = TheMeasurable.Length
```

Креирање параметра угла KyphoticAngleVPITL_deg:

```
'Result 19 - get KyphoticAngleVPITL_deg
Set RefS1 =
Prt.CreateReferenceFromObject(HB.HybridShapes.Item("fix_C7-
YZ"))
Set RefS2 =
Prt.CreateReferenceFromObject(HB.HybridShapes.Item("fix_ITL-
YZ"))
Set TheMeasurable = MyBench.GetMeasurable(RefS1)
CatiaResult.KyphoticAngleVPITL_deg =
TheMeasurable.GetAngleBetween(RefS2)
```

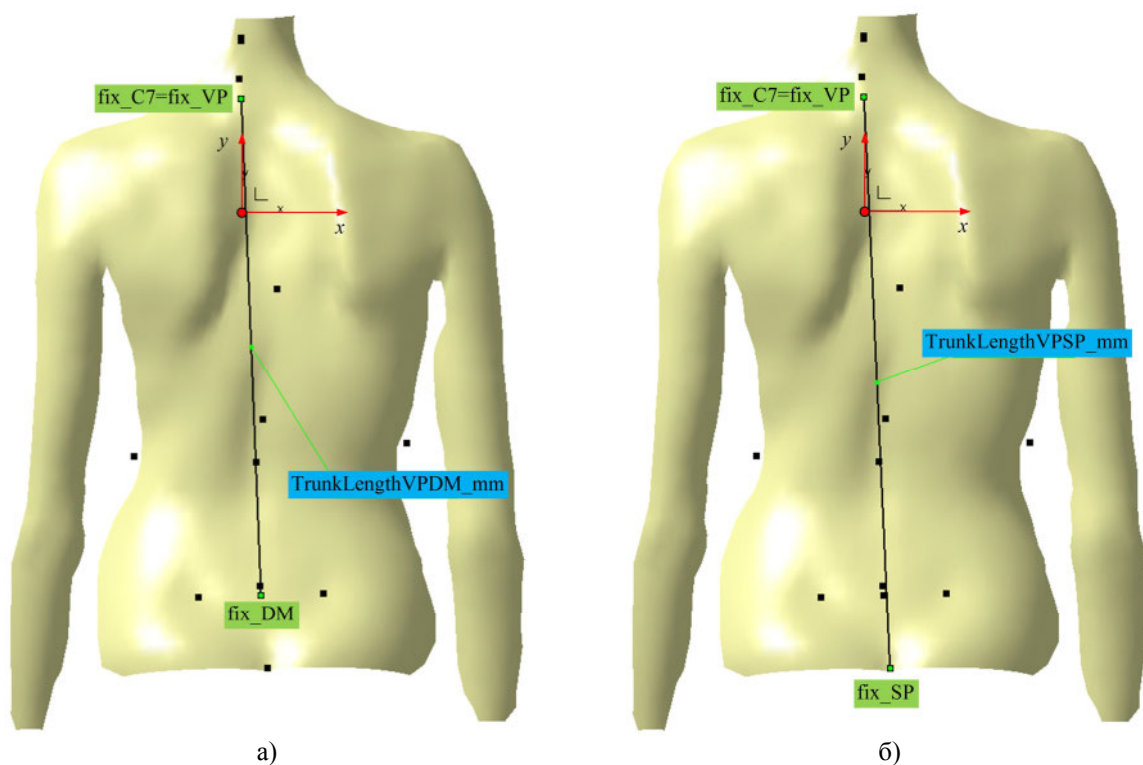
Слика 6.33 Позиција анатомских обележја и основне анатомске мере дорзалне површи

У даљем опису дат је приказ дорзалних показатеља деформитета кичменог стуба пацијената чије су дорзалне површи дигитализоване на оптичком уређају FORMETRIC Diers (лоцираном у Надоцентру здравља у Загребу, Хрватска) у неутралном стајањем положају.

6.4.2 Спољашњи параметри деформитета и дорзалне површи

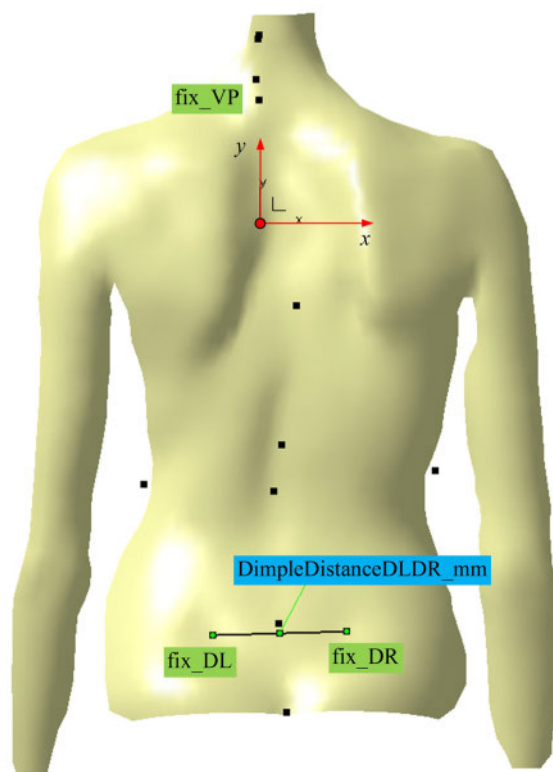
Карактеризација дорзалне површи, односно деформитета врши се преко спољашњих антропометријских мера, односно 15 параметара измерених у односу на примарна и допунска анатомска обележја. Од посебног значаја су следеће еуклидске и угаоне мере у фронталној и сагиталној равни:

- дужина трупа између маркера fix_VP и fix_DM (**TrunkLengthVPDM_mm**) (Слика 6.34a);
- дужина трупа између маркера fix_VP и fix_SP (**TrunkLengthVPSP_mm**) (Слика 6.34б);



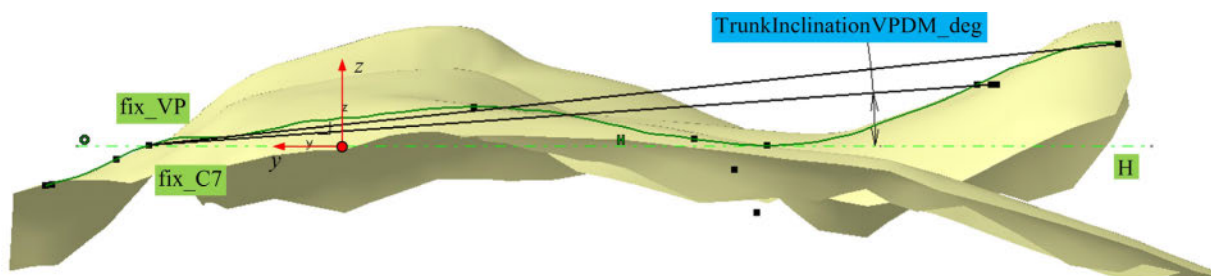
Слика 6.34 Параметри дужине трупа а) TrunkLengthVPDM_mm и б) TrunkLengthVPSP_mm

- дужина трупа између маркера fix_VP и fix_SP у односу на дужину између fix_VP и fix_DM (**TrunkLengthVPSP_percent**). Рачуна се по формули: $TrunkLengthVPSP_percent = 100 * TrunkLengthVPSP_mm / TrunkLengthVPDM_mm$;
- растојање између маркера fix_DL и fix_DR (**DimpleDistanceDLDR_mm**) (Слика 6.35);

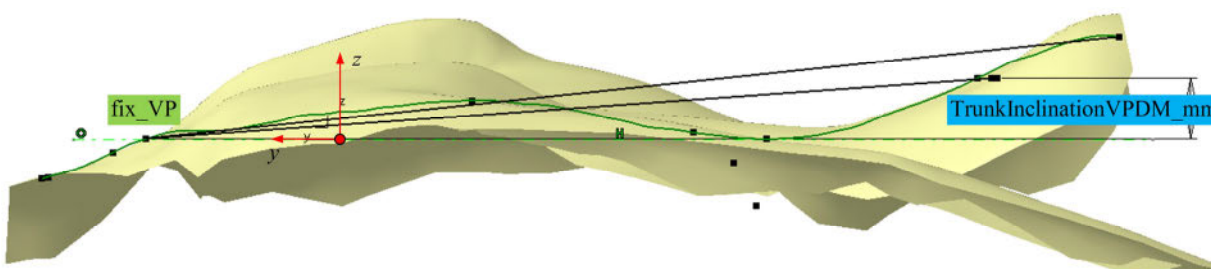


Слика 6.35 Параметар трупа DimpleDistanceDLDR_mm

- растојање између маркера `fix_DL` и `fix_DR` у односу на дужину између `fix_VP` и `fix_DM` (**DimpleDistanceDLDR_percent**). Рачуна се по формули: $\text{DimpleDistanceDLDR_percent} = 100 * \text{DimpleDistanceDLDR_mm} / \text{TrunkLengthVPDM_mm}$;
- угао између линије од `fix_VP` до `fix_DM` и линије гравитације – нпр. вертикале повучене из `fix_SP` (**TrunkInclinationVPDM_deg**) (Слика 6.36). Уколико је угао инклинације позитиван, пацијент је нагнут напред (хипертонично држање). Уколико је инклинација негативна пацијент је нагнут позади (хипотонично држање);
- хоризонтална инклинација трупа, односно хоризонтална мера између маркера `fix_VP` и `fix_DM` (**TrunkInclinationVPDM_mm**) (Слика 6.37);

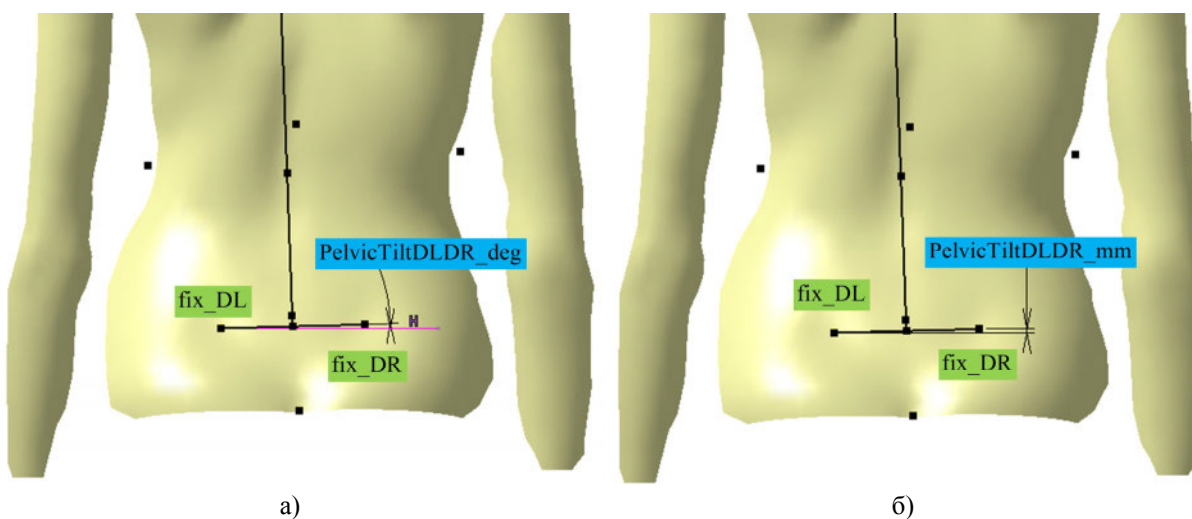


Слика 6.36 Параметар трупа у сагиталној равни `TrunkInclinationVPDM_deg`



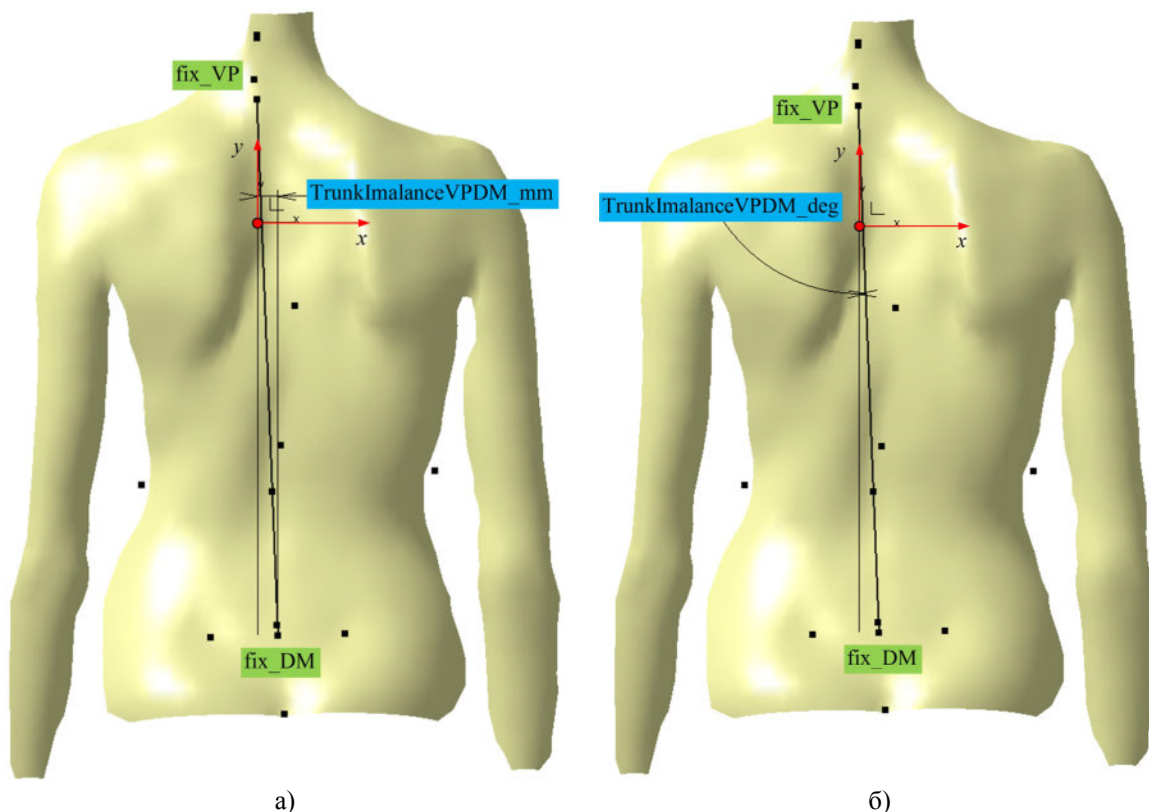
Слика 6.37 Параметар трупа у сагиталној равни `TrunkInclinationVPDM_mm`

- пад карлице односно вертикални размак између маркера `fix_DL` и `fix_DR` у фронталној равни (**PelvicTiltDLDR_mm**) (Слика 6.38б);
- угао пада карлице, односно угао између линије која спаја маркере `fix_DL` и `fix_DR` и хоризонтале (**PelvicTiltDLDR_deg**). Ако је `fix_DR` на вишем нивоу од `fix_DL` сматра се да је пад карлице позитиван (Слика 6.38а);



Слика 6.38 Параметар трупа у фронталној равни а) `PelvicTiltDLDR_mm` и б) `PelvicTiltDLDR_deg`

- дебаланс трупа, односно мера угла између линије од fix_VP до fix_DM и линије гравитације повучене из fix_VP (**TrunkImalanceVPDM_deg**) (Слика 6.39б);

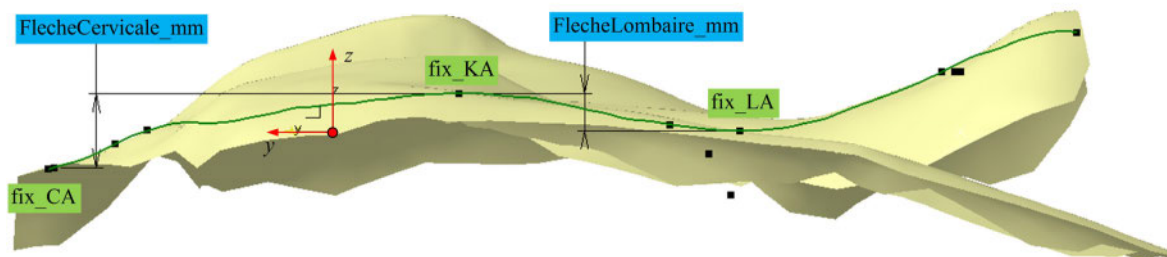


Слика 6.39 Параметар трупа у фронталној равни а) **TrunkImalanceVPDM_mm** и б) **TrunkImalanceVPDM_deg**

- хоризонтални дебаланс трупа у фронталној равни, односно хоризонтална дорзална мера између маркера fix_VP и fix_DM (**TrunkImalanceVPDM_mm**). Негативне вредности означавају леви дебаланс, а позитивне десни (Слика 6.39а).

Осим ових мера, могу се одредити мере од допунских маркера. То се пре свега односи на параметре сагиталног профила (Слика 6.40), (Слика 6.41). Интензитет кифозе и лордозе у сагиталној равни квантификује се Fleche методом [Pet10]:

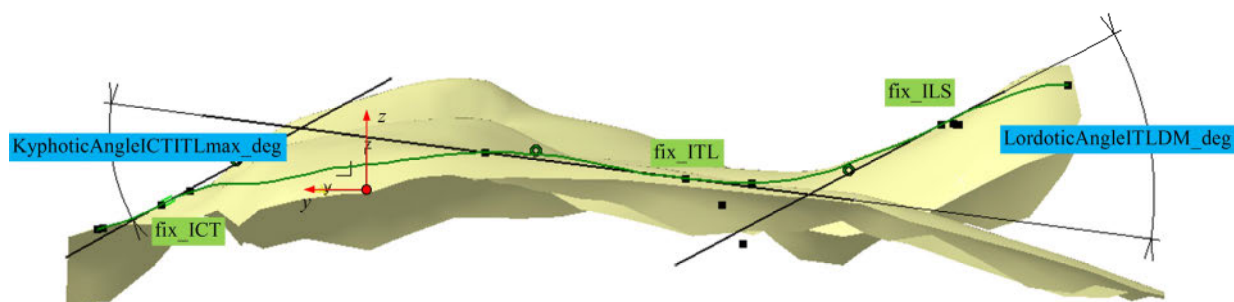
- цервикална флексија, односно најкраће нормално растојање између тачака fix_KA и fix_CA (**FlecheCervicale_mm**);
- лумбална флексија, односно најкраће нормално растојање између тачака fix_KA и fix_LA (**FlecheLombaire_mm**);



Слика 6.40 Цервикална и лумбална флексија

- угао кифозе је мера угла између тангентних линија на средњу линију симетрије у тачкама fix_VP и fix_ITL , у YZ равни (**KyphoticAngleICTITLmax_deg**);

- уаго лордозе је мера угла између тангентних линија на средњу линију симетрије у тачкама fix_ITL и fix_ILS, у YZ равни (**LordoticAngleITLDM_deg**).



Слика 6.41 Параметри торакоцервикалне кифозе и лумосакралне лордозе

У многим студијама приказане су методе ручног прикупљања антропометријских мера и углавном су као основни недостаци истицани утрошак времена и субјективна процена опсерватора. Развојем савремених оптичких система створене су основе за неинвазивну, прецизну и брзу дијагностику.

Поред ових параметара деформитета, као спољашњи, могу се пратити параметри ротације и торзије површи, али су они у пракси тешко мерљиви.

6.4.3 Унутрашњи параметри деформитета

На основу модела дорзалне површи, познавања облика и дужине средње спиналне линије може се генерисати велики број унутрашњих дијагностичких параметара.

Ово се пре свега односи на фактор скалирања (1), Cobb-ове углове кривина и углове према SOSORT препорукама у фронталној и сагиталној равни (6+), али и аксијалне ротације пршљенова у трансверзалној равни (20), као и пршљенске и интервертебралне транспозиције (74).

6.4.3.1 Фактор скалирања кичменог стуба

Кључни параметар за генерисање фактора скалирања је дужина 3Д средње спиналне линије (енгл. „Spinal Length“) од карактеристичних дорзалних анатомских обележја (fix_C7 и fix_DM), односно њен сегмент. То је заправо збир елементарних дужина између појединих вертебралних центара и оне укључују дебљине спиналних дискуса [Sto94].

```
'first project fix_C7 and fix_DM on XY
Set RefS1 = Prt.CreateReferenceFromObject(Prt.HybridBodies.GetItem("SecondSpline").HybridShapes.Item("Curve.1"))
Set RefS2 = Prt.CreateReferenceFromObject(Prt.HybridBodies.GetItem("Markers").HybridShapes.Item("fix_C7"))
Call PrjPoC
Set RefS2 = Prt.CreateReferenceFromObject(Prt.HybridBodies.GetItem("Markers").HybridShapes.Item("fix_DM"))
Call PrjPoC
'Split the spinal curve
AddSplit True, "FirstSplit"
'Split with second point
Set RefS1 = Prt.CreateReferenceFromObject(Prt.HybridBodies.GetItem("SecondSpline").HybridShapes.Item("FirstSplit"))
Set RefS2 = Prt.CreateReferenceFromObject(Prt.HybridBodies.GetItem("Markers").HybridShapes.Item("fix_C7"))
AddSplit False, "SecondSpline_Splited"
```

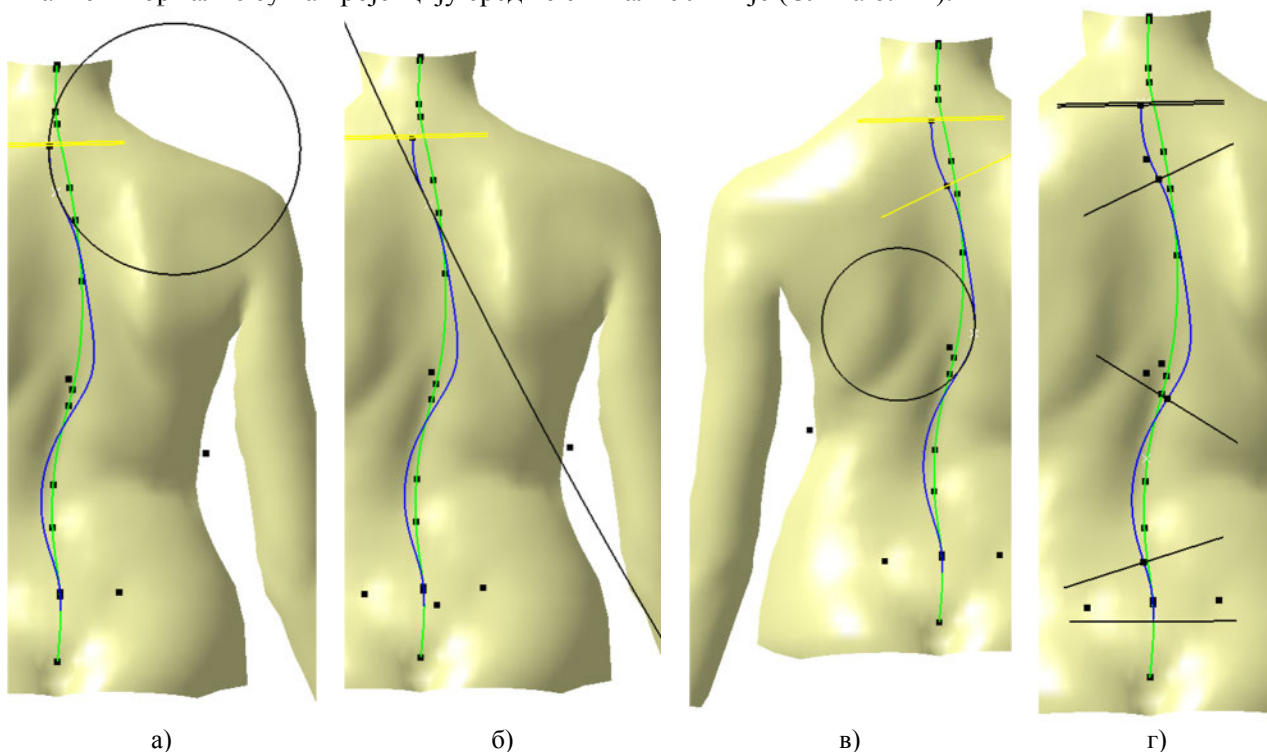
Јединични фактор скалирања генерисан је према Panjabi-јевим средњим висинама пршљенских тела, а за сваког пацијента посебно се одређује у односу на дужину сегмента средње спиналне линије од поменутих анатомских обележја .

```
'create and publish ScalingFactor
CreateParam "ScalingFactor", TheMeasurable.Length / Vertebra_Sum, 2
MakePublication "ScalingFactor"
```


Параметар фактора скалирања повезан је са моделима кичмених пршљенова, применом принципа екстерне параметризације, публикавања моделских форми и двосмерне асоцијативности модула.

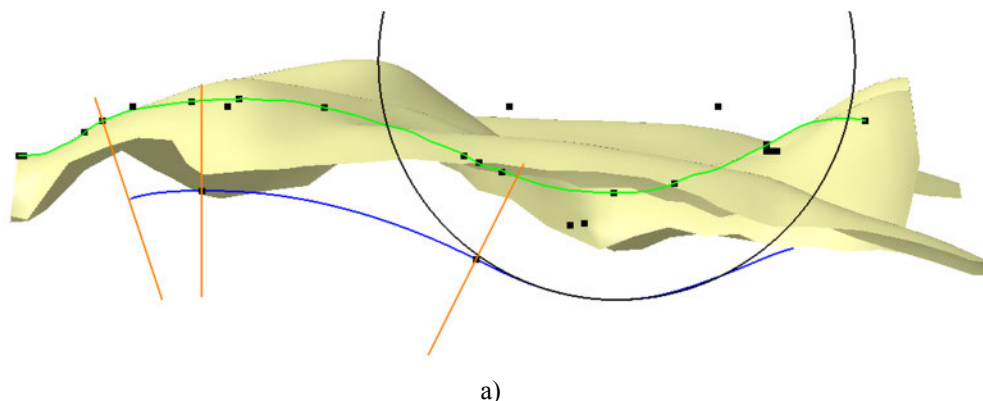
6.4.3.2 Анализа кривине у фронталној и сагиталној равни

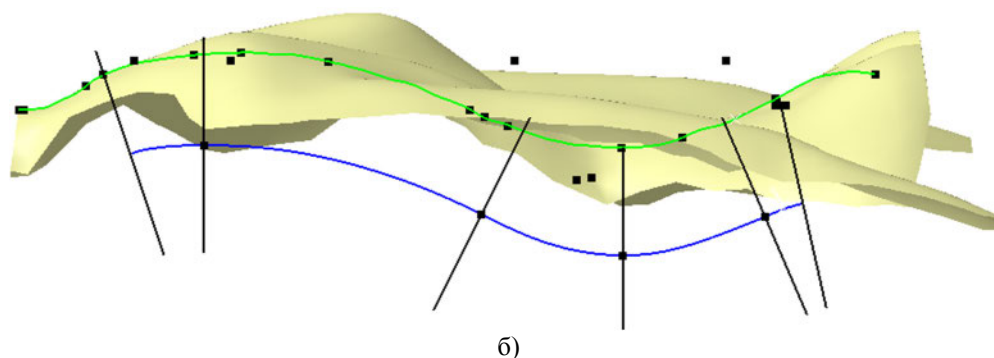
Анализа кривине врши се „клизањем“ оскулаторног круга у равни који истовремено тангира глатку пројекцију средње спиналне линије (Слика 6.42а, Слика 6.42в). На местима промене кривине, други извод једнак је нули и тада се генеришу превојне тачке. У том тренутку, оскулаторни круг прелази у праву, односно његов полупречник постаје бесконачан (Слика 6.42б). Референтне линије Сobb-ових углова креирају се аутоматски, пролазе кроз генерисане превојне тачке и нормалне су на пројекцију средње спиналне линије (Слика 6.42г).



Слика 6.42 Анализа фронталне пројекције средње спиналне линије - генерисање превојних тачака

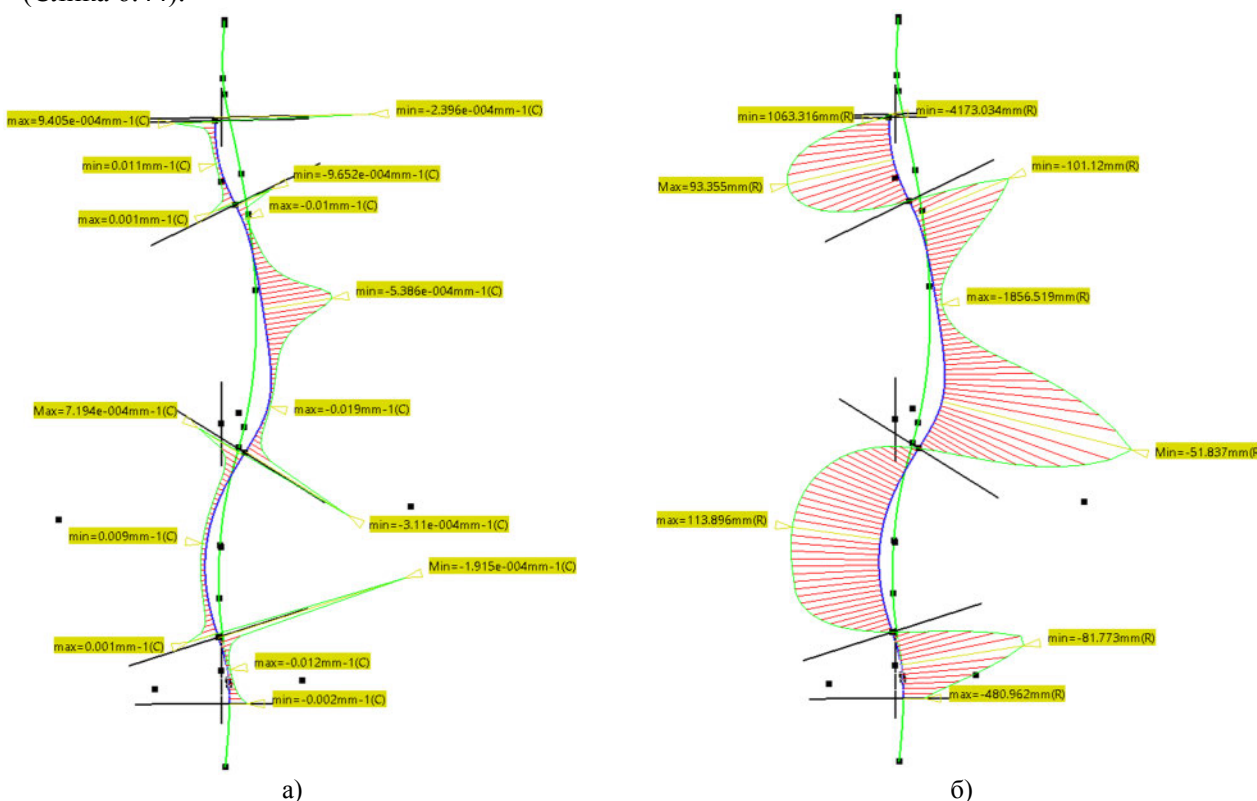
У конкретном случају, генерисано је 6 превојних тачака и 6 референтних Сobb-ових линија. Слична анализа спроведена је и у сагиталној равни, и на линији је и у овом случају детектовано 6 превојних тачака и референтних Сobb-ових линија (Слика 6.43). Треба имати на уму да број референтних линија у обе равни не мора бити исти и да је условљен обликом и глаткоћом B-Spline пројекције средње спиналне линије.





Слика 6.43 Анализа сагиталне пројекције средње спиналне линије - генерисање превојних тачака

Креиране референтне линије основа су за генерисање Cobb-ових углова у фронталној XY и сагиталној YZ равни (Cobb-XY0, Cobb-XY1, Cobb-XY2, Cobb-XY3, Cobb-XY3; Cobb-YZ0, Cobb-YZ1, Cobb-YZ2, Cobb-YZ3, Cobb-YZ4). Као провера добијених вредности извршена је анализа радијуса и кривине у модулу Shape/Free Style, чиме је потврђена тачност аутоматске процедуре (Слика 6.44).



Слика 6.44 Провера промене кривине и радијуса у превојним тачкама у фронталној равни

Аутоматском детекцијом превојних тачака и референтних линија створени су услови за дубљу анализу деформитета. На тај начин искључује субјективна и индивидуална процена медицинског особља које приступа дијагностици деформитета применом традиционалних метода, односно смањује се варијабилност резултата добијених од стране више опсерватора или једног опсерватора при накнадном мерењу.

6.4.3.3 Cobb-ови углови у сагиталној и фронталној равни

О Cobb-овом углу као златном стандарду у дијагностици сколиоза било је речи у 2. и 6. поглављу. Да би се аутоматизовао процес детекције превојних тачака и кључних пршљенова

кривине, неопходно је познавање облика средње спиналне линије. Број генерисаних углова зависи од степена B-Spline линије која репрезентује средњу спиналну линију, односно броја превојних тачака и референтних Cobb-ових линија. У следећој табели дати су примери измерених Cobb-ових углова за 3 пацијенткиње (Табела 6.7).

Табела 6.7 Сагитални и фронтални Cobb-ови углови на примеру 3 пацијенткиње

Трансверзални профили		Вредности Cobb-ових углова	
		Фронтална раван - РА	Сагитална раван
Пацијент 1		17.025° / 27.675° / 15.197° 	16.711° / 27.675°
		23.82° / 27.129° / 16.534° / 5.177° 	28.495° / 41.839°
		17.473° / 28.541° / 16.916° 	14.856° / 16.325°

У овом докторату разматраће се кривине са угловима већим од 10°, а пре свега примарне и секундарне кривине у фронталној равни.

6.4.3.4 Пршљенске и интервертебралне транспозиције

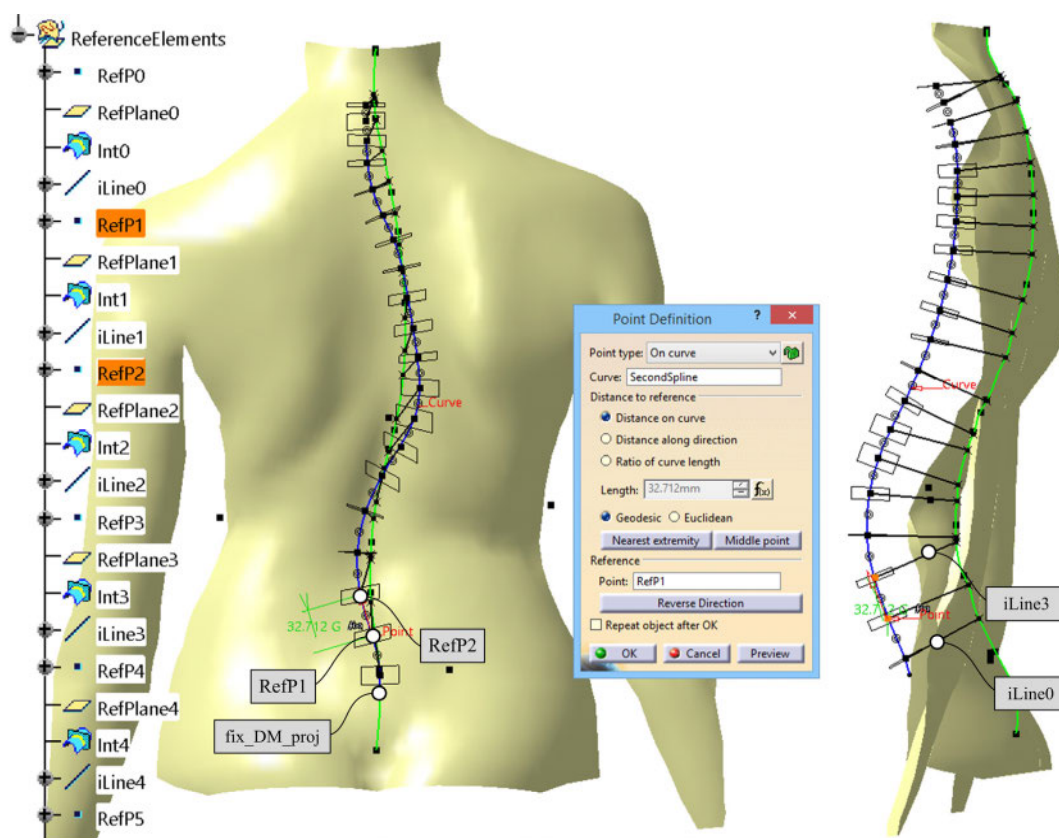
Свако одступање од нормалне постуре у фронталној равни консеквентно изазива транслацију пршљенова и интервертебралних дискуса лево или десно од вертикалне линије (CVS), односно од локалне спиналне линије (fix_DM - fix_C7).

Да би се модели пршљенова правилно распоредили по средњој спиналној линији и усмерили ка моделу дорзалне површи, генерисан је скелетни модел референтних елемената. То се пре свега односи на:

- позиције центроида пршљенских тела (RefP0 до RefP19);
- равни нормалних на криву у тежишним тачкама (RefPlane0 до RefPlane19) и
- референтних линија за оријентацију пршљена ка дорзалној површи (iLine0 до iLine19).

Као нулта тачка за генерисање осталих позиција изабран је маркер fix_DM_proj. Остале референтне тачке измерене су респективно преко релативног геодезијског растојања (RefP0 одговара тежишту пршљена L1, док RefP19 одговара тежишту пршљена C5). Параметри висине пршљенова и интервертебралних дискуса зависе од фактора скалирања и иницијалне вредности преузете су из Panjabi-евих препорука. У односу на њих креиран је параметарски вектор и уграђен у макро.

Линијама iLine0 до iLine19 пршљенови се усмеравају ка дорзалној површи, односно средњој спиналној линији која симулира линију спинозних процесуса и основа су за одређивање аксијалне ротације пршљенова (Слика 6.45).

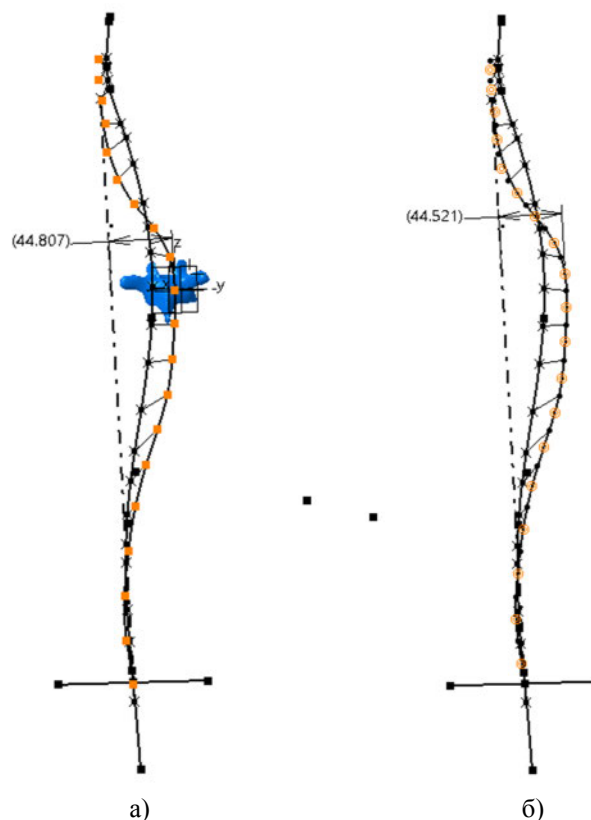


Слика 6.45 Генерисање референтних елемената за оријентацију пршљенова

Фактор скалирања утиче на смањење/повећање димензија пршљенова у сва три правца у односу на тежишну тачку пршљенског тела, по принципима ригидне регистрације.

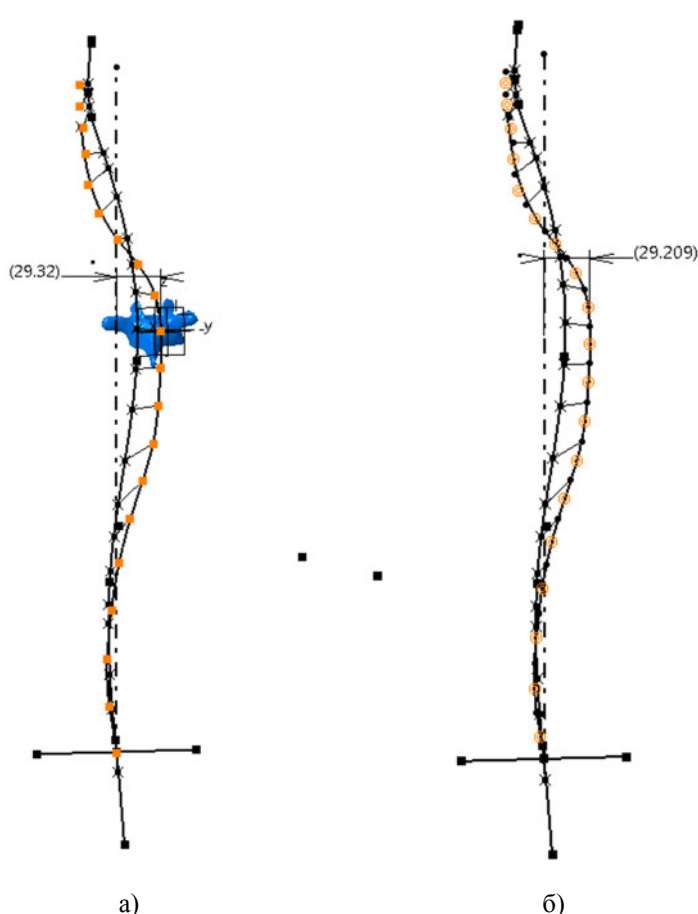
Поред креирања тачака положаја центроида пршљенских тела (RefP0 до RefP19), на сличан начин, одређене су и средње тачке интервертебралних дискуса (DiscPointL5-L4 до DiscPointC6-C5), чијим се пројектовањем на фронталну раван стичу услови за генерисање параметара транспозиција од CVS линије и fix_DM - fix_C7 осе (Слика 6.46 и Слика 6.47).

- C7 → TranspC7FrmFixC7DM
- T1 → TranspT1FrmFixC7DM
- T2 → TranspT2FrmFixC7DM
- T3 → TranspT3FrmFixC7DM
- T4 → TranspT4FrmFixC7DM
- T5 → TranspT5FrmFixC7DM
- T6 → TranspT6FrmFixC7DM
- T7 → TranspT7FrmFixC7DM
- T8 → TranspT8FrmFixC7DM
- T9 → TranspT9FrmFixC7DM
- T10 → TranspT10FrmFixC7DM
- T11 → TranspT11FrmFixC7DM
- T12 → TranspT12FrmFixC7DM
- L5 → TranspL1FrmFixC7DM
- L4 → TranspL2FrmFixC7DM
- L3 → TranspL3FrmFixC7DM
- L2 → TranspL4FrmFixC7DM
- L1 → TranspL5FrmFixC7DM
- T1-C7 → TranspT1-C7FrmFixC7-DM
- T2-T1 → TranspT2-T1FrmFixC7-DM
- T3-T2 → TranspT3-T2FrmFixC7-DM
- T4-T3 → TranspT4-T3FrmFixC7-DM
- T5-T4 → TranspT5-T4FrmFixC7-DM
- T6-T5 → TranspT6-T5FrmFixC7-DM
- T7-T6 → TranspT7-T6FrmFixC7-DM
- T8-T7 → TranspT8-T7FrmFixC7-DM
- T9-T8 → TranspT9-T8FrmFixC7-DM
- T10-T9 → TranspT10-T9FrmFixC7-DM
- T11-T10 → TranspT11-T10FrmFixC7-DM
- T12-T11 → TranspT12-T11FrmFixC7-DM
- L1-T12 → TranspL1-T12FrmFixC7-DM
- L2-L1 → TranspL2-L1FrmFixC7-DM
- L3-L2 → TranspL3-L2FrmFixC7-DM
- L4-L3 → TranspL4-L3FrmFixC7-DM
- L5-L4 → TranspL5-L4FrmFixC7-DM



Слика 6.46 Приказ транспозиције од fix_DM - fix_C7 осе а) апикалног пршљена и б) апикалног диска

- C5 → TranspC5FrmCVS
- C6 → TranspC6FrmCVS
- C7 → TranspC7FrmCVS
- T1 → TranspT1FrmCVS
- T2 → TranspT2FrmCVS
- T3 → TranspT3FrmCVS
- T4 → TranspT4FrmCVS
- T5 → TranspT5FrmCVS
- T6 → TranspT6FrmCVS
- T7 → TranspT7FrmCVS
- T8 → TranspT8FrmCVS
- T9 → TranspT9FrmCVS
- T10 → TranspT10FrmCVS
- T11 → TranspT11FrmCVS
- T12 → TranspT12FrmCVS
- L1 → TranspL1FrmCVS
- L2 → TranspL2FrmCVS
- L3 → TranspL3FrmCVS
- L4 → TranspL4FrmCVS
- L5 → TranspL5FrmCVS
- C6-C5 → TranspC6-C5FrmCVS
- C7-C6 → TranspC7-C6FrmCVS
- T1-C7 → TranspT1-C7FrmCVS
- T2-T1 → TranspT2-T1FrmCVS
- T3-T2 → TranspT3-T2FrmCVS
- T4-T3 → TranspT4-T3FrmCVS
- T5-T4 → TranspT5-T4FrmCVS
- T6-T5 → TranspT6-T5FrmCVS
- T7-T6 → TranspT7-T6FrmCVS
- T8-T7 → TranspT8-T7FrmCVS
- T9-T8 → TranspT9-T8FrmCVS
- T10-T9 → TranspT10-T9FrmCVS
- T11-T10 → TranspT11-T10FrmCVS
- T12-T11 → TranspT12-T11FrmCVS
- L1-T12 → TranspL1-T12FrmCVS
- L2-L1 → TranspL2-L1FrmCVS
- L4-L3 → TranspL4-L3FrmCVS
- L3-L2 → TranspL3-L2FrmCVS
- L5-L4 → TranspL5-L4FrmCVS



Слика 6.47 Приказ транспозиције од CVS линије а) апикалног пршљена и б) апикалног диска

Транспозиције пршљенова или интервертебралних дискова лево од локалне спиналне осе имају знак „-“, док су позитивне транспозиције усвојене уколико су тачке десно од осе. Пршљенови или дискови који се налазе на врху кривине, односно најудаљенији су од осе називају се апикалним [Sto94]. Овде ће се разматрати пршљен који је по апсолутној транспозицији најудаљенији од CVS или локалне спиналне осе

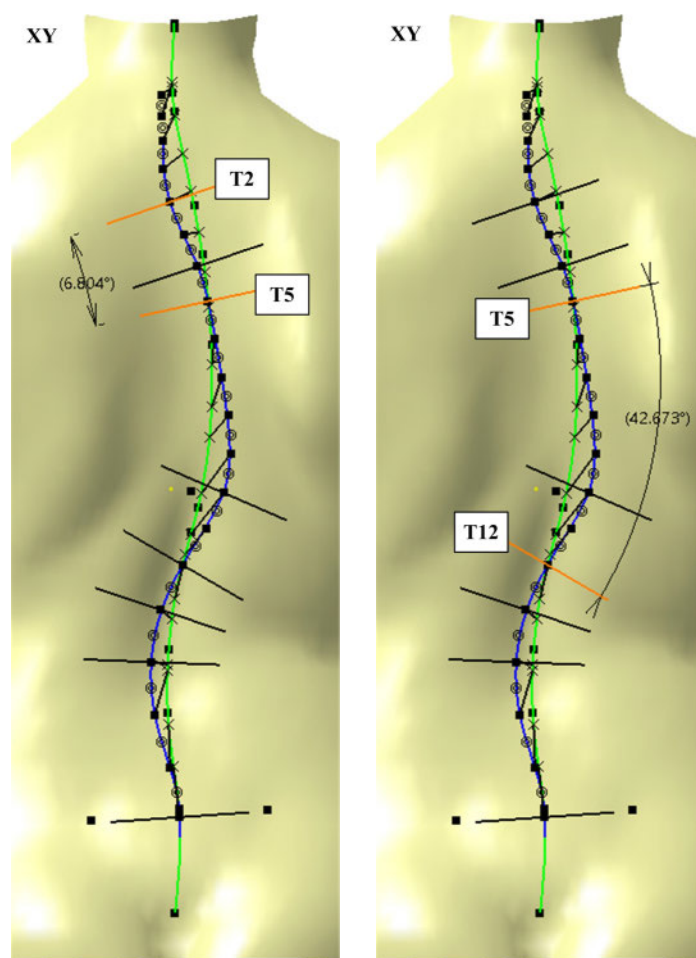
Да би прилагођавање модела кичменог стуба моделу дорзалне површи могло да се реализује, неопходно је успостављање и усаглашавање одговарајућих назива референтним елементима. Сви елементи креирани у скелетном стаблу публиковани су и заједно са екстерним параметрима основа су за креирање „Patient-Specific“ модела деформитета, односно регенерисање генеричког модела кичменог стуба.

6.4.3.5 Препоруке SOSORT конзорцијума за мерење углова кривина

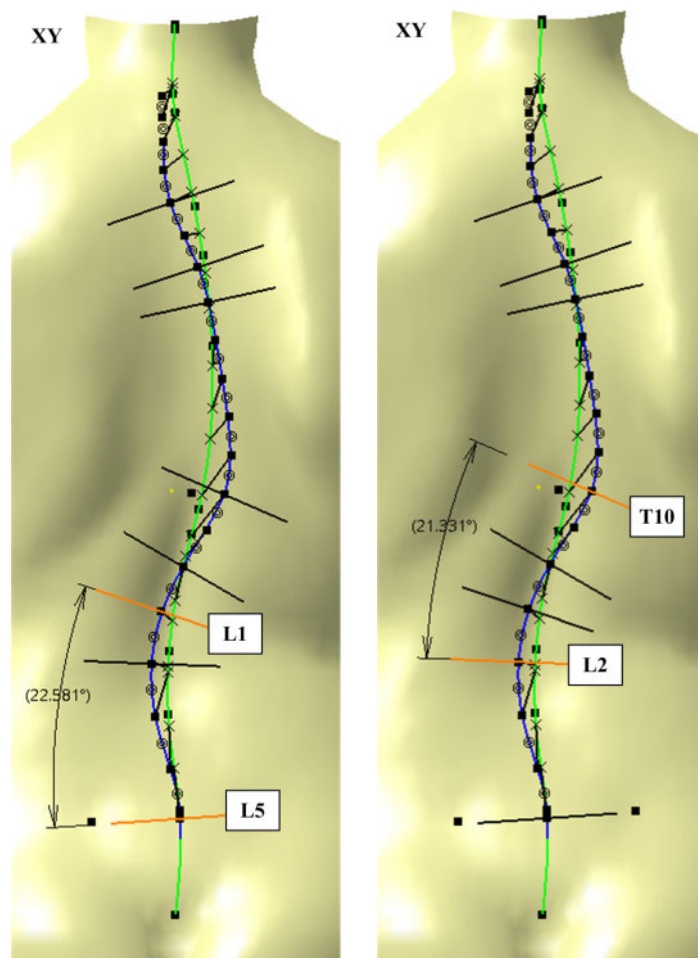
Према препорукама SOSORT конзорцијума, назначени су референтни пршљенови у сагиталној и фронталној равни на које се постављају референтне линије за мерење углова [The08].

Тако се у фронталној равни предлаже мерење углова између пршљенова T2-T5, T5-T12, T10-L2, L1-L5, а у сагиталној углови између пршљенова L1-L5 и T4-T12. Ови углови мере се на пројекцији средње спиналне линије која пролази кроз тачке пршљенских тела пацијента у стојећем положају [Kot09], аутоматски, у YZ и XY равнима (Слика 6.48, Слика 6.49, Слика 6.50).

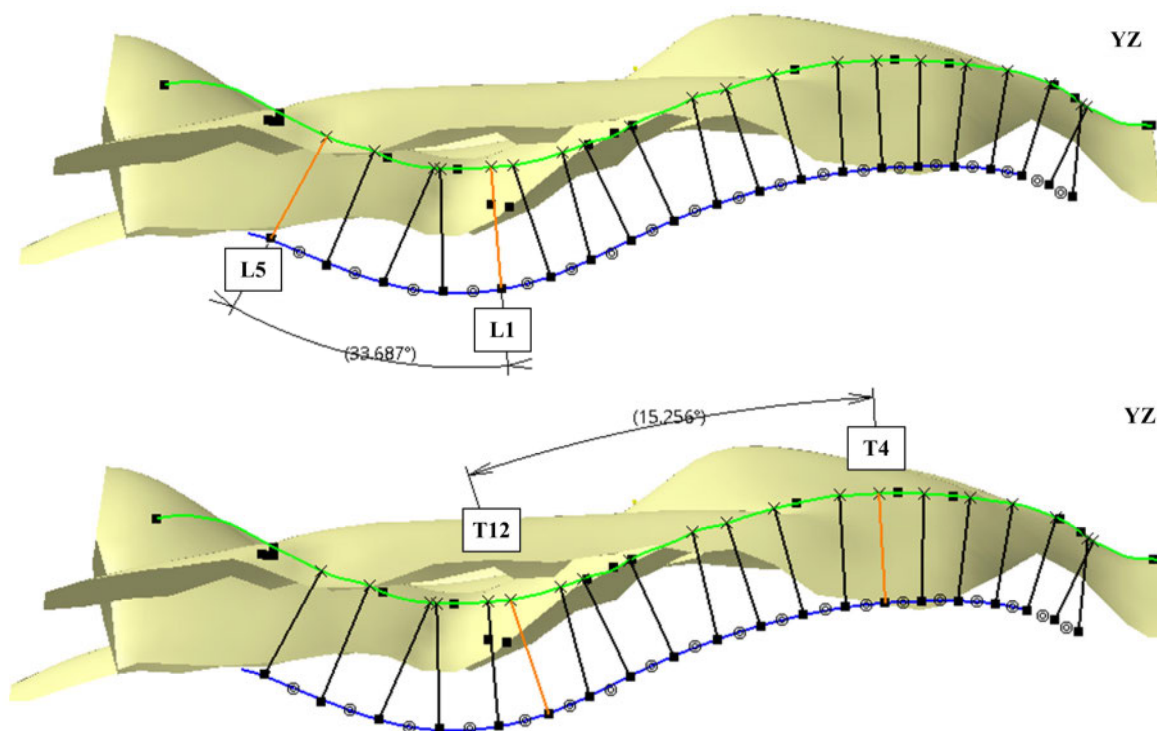
Параметри ових углова везани су за позицију истих пршљенова код сваког пацијента и означени су са: SosortFrontT5T12, deg и SosortFrontT2T5, deg; SosortFrontT10L2, deg и SosortFrontL1L5, deg и SosortSagittalT4T12, deg, и SosortSagittalL1L5, deg.



Слика 6.48 Углови торакалне регије у фронталној равни: SosortFrontT5T12, deg и SosortFrontT2T5, deg



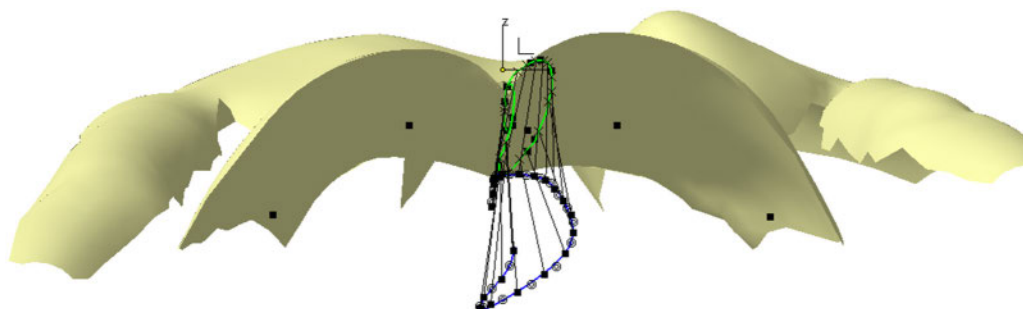
Слика 6.49 Углови тораколумбалне регије у фронталној равни: SosortFrontT10L2, deg и SosortFrontL1L5, deg



Слика 6.50 Углови сагиталне равни: SosortSagittalT4T12, deg, и SosortSagittalL1L5, deg

6.4.3.6 Аксијална ротација пршљенова

Пројектовањем елемената iLine0 до iLine19 референтног геометријског скупа на трансверзалну раван пацијента, одређују се локалне вертебралне ротације у аксијалној равни пацијента, односно ротације око глобалне осе Y [Jan11] (Слика 6.51). О неким методама за мерење аксијалне ротације пршљенова било је више речи у потпоглављу 3.2.3.

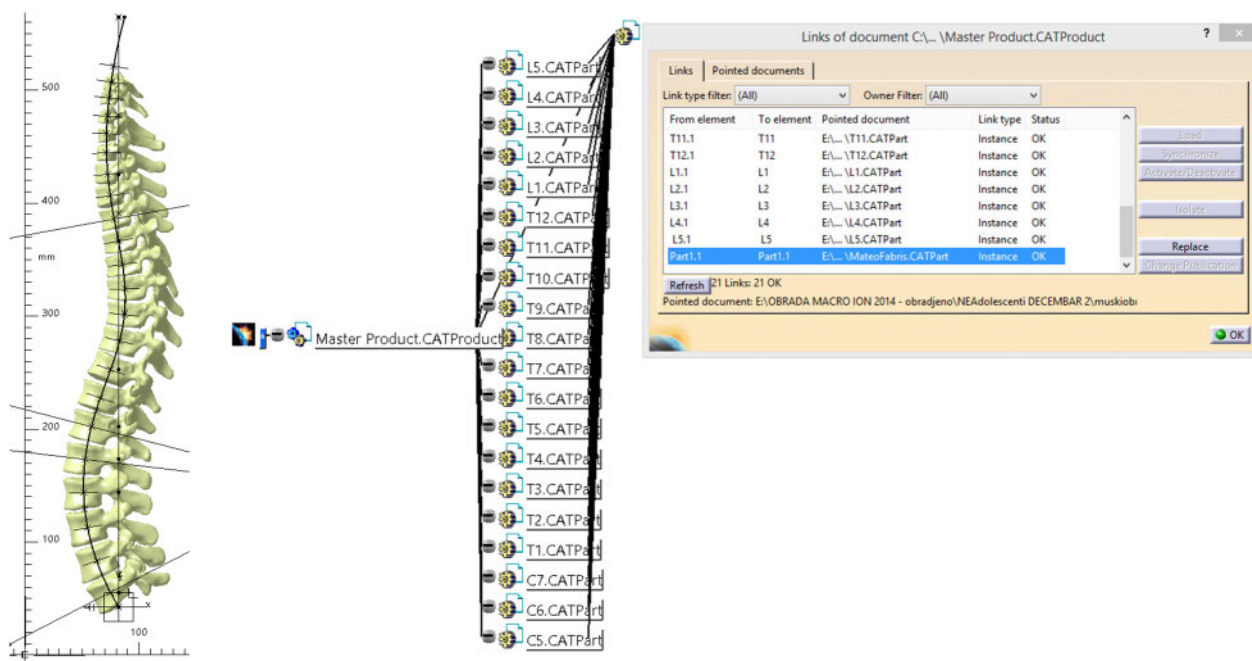


Слика 6.51 Референтне линије аксијалне ротације у трансверзалној равни

Параметри апсолутних аксијалних ротација у степенима су: AxialRotL5, deg; AxialRotL4, deg; AxialRotL3, deg; AxialRotL2, deg; AxialRotL1, deg; AxialRotT12, deg; AxialRotT11, deg; AxialRotT10, deg; AxialRotT9, deg; AxialRotT8, deg; AxialRotT7, deg; AxialRotT6, deg; AxialRotT5, deg; AxialRotT4, deg; AxialRotT3, deg; AxialRotT2, deg; AxialRotT1, deg; AxialRotC7, deg; AxialRotC6, deg; AxialRotC5, deg.

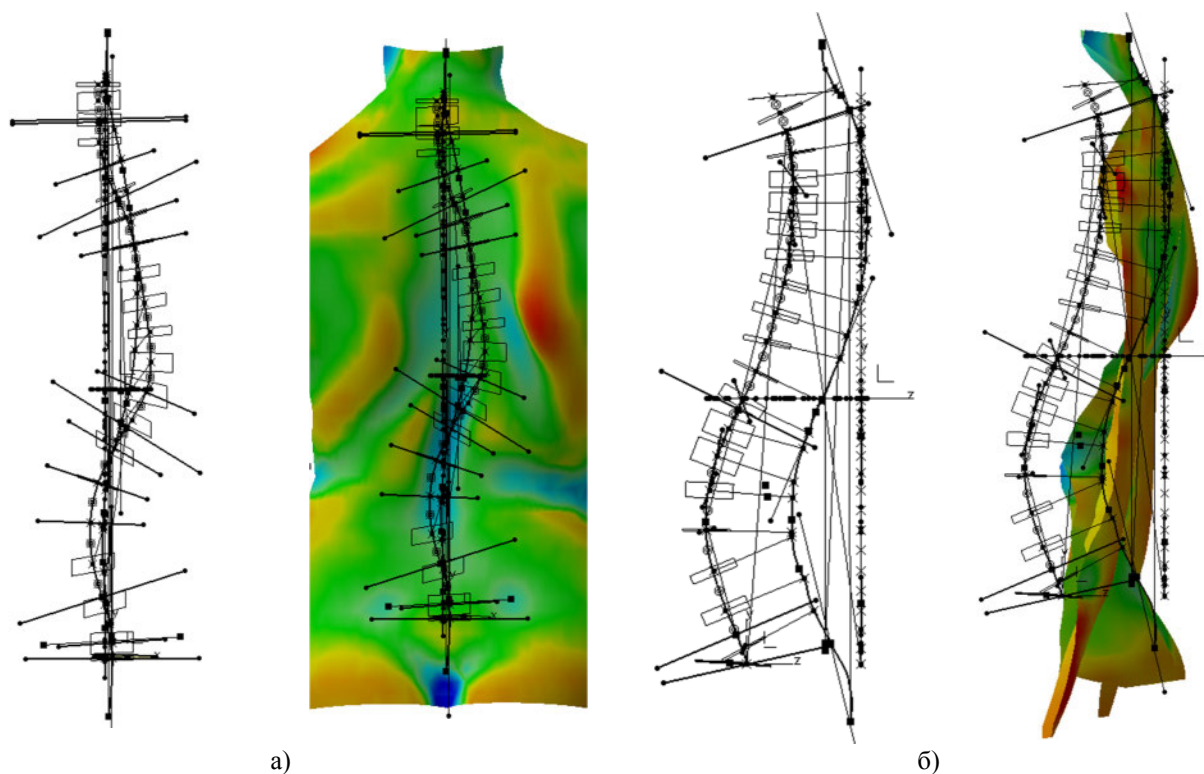
6.4.4 Регенерисање 3Д модела кичменог стуба и детекција апикалног и вршних пршљенова највеће кривине

Након генерисања скелетног модела [Dev09] деформитета (**Part1.1.CATPart**) свих пацијената на основу 3Д оптичког снимка приступа се генерисању 3Д модела кичменог стуба на основу генеричког склопа пршљенова (**Master Product.CATProduct**). Опис овог 3Д модела склопа кога чини 20 елемената дат је у потпоглављу 5.4.2, и његова структура приказана је на следећој слици (Слика 6.52).



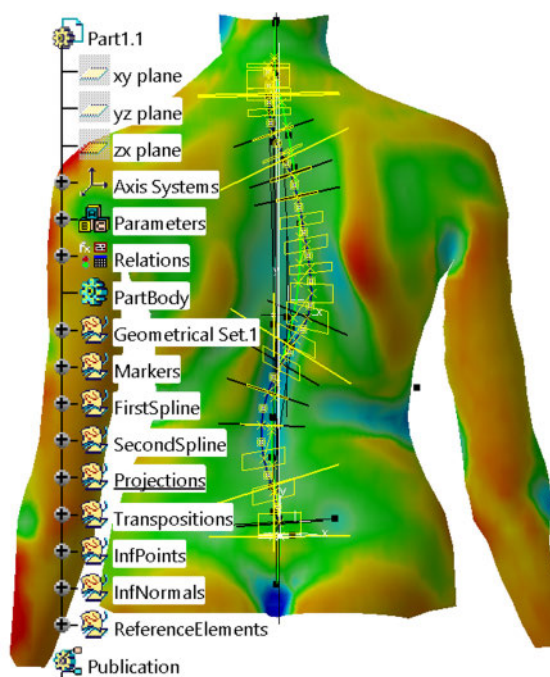
Слика 6.52 Стабло модела генеричког склопа кичменог стуба

Увођењем одговарајућих 3Д ограничења публикованих елемената склопа из гране Publications, успостављају се трајне везе оса пршљенова са референтним елементима скелетног модела деформитета (Слика 6.53).



Слика 6.53 Изглед референтног скелетног модела деформитета у а) фронталној и б) сагиталној равни у односу на дорзалну површ

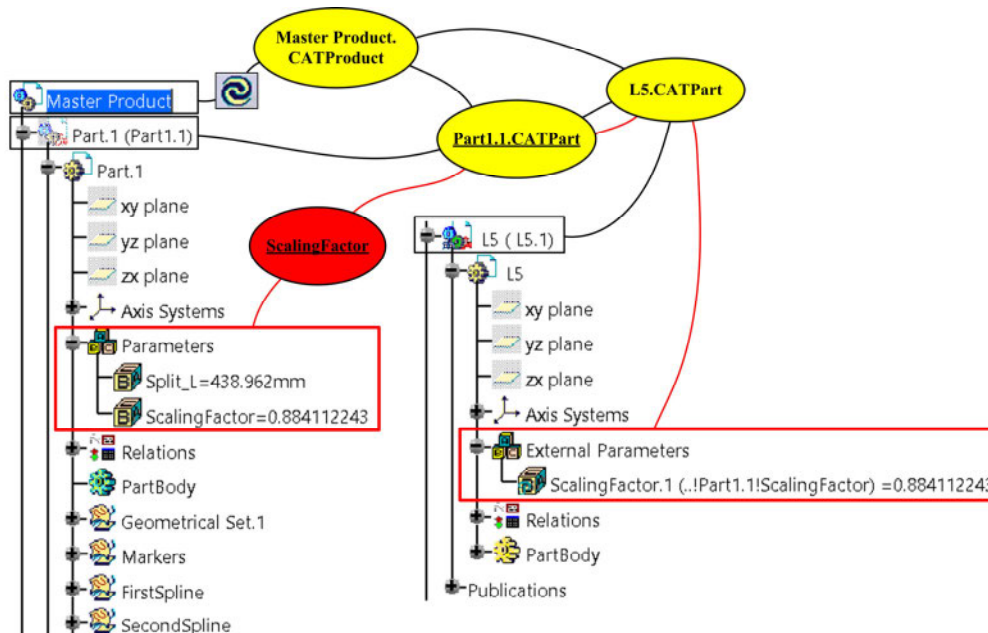
На следећој слици приказан је модел иницијалног фајла пацијенткиње (Б.К., 14 година) и припадајуће стабло модела са свим скелетним елементима (Слика 6.54).



Слика 6.54 Скелетни модел деформитета са припадајућом моделском спецификацијом

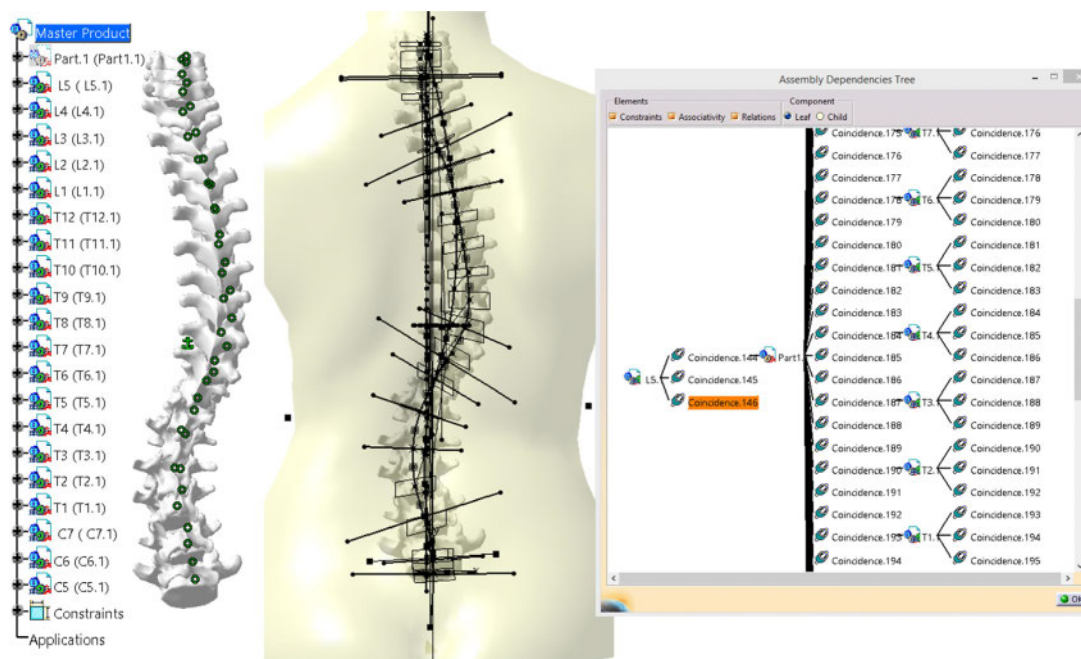
6.4.4.1 „Patient-specific“ 3Д модел деформитета

Имајући у виду постојање јаке мултимодуларне асоцијативности и уграђеног знања у 3Д модел кичменог склопа (Master Product.CATProduct), регистрација 3Д кичменог стуба према моделу површи реализује се заменом иницијалног фајла новог пацијента (Part1.1.CATPart).



Слика 6.55 Иницијализација регистрације и регенерисања 3Д модела према површи пацијента

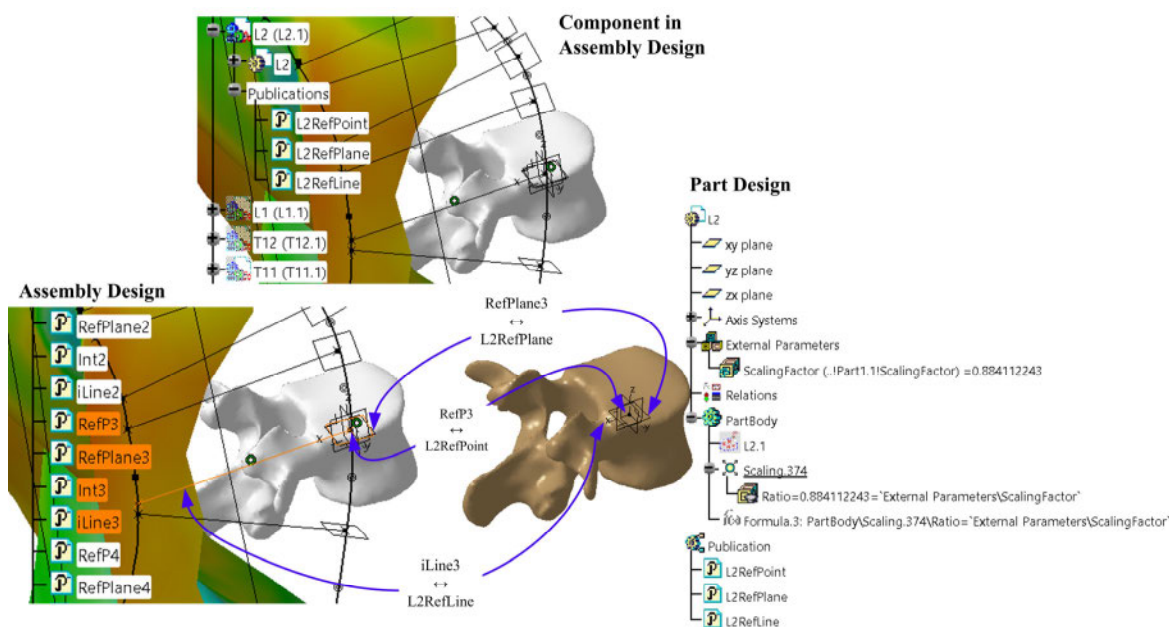
Како су имена свих моделских форми скелетног модела усаглашена и публикована, процес регистрације иницира параметар фактора скалирања (Ln\ExternalParameters\ScalingFactor.1). Даље трансформације сваког пршљена подлежу крутој регистрацији (скалирање, транслација и ротација) (Слика 6.55 и Слика 6.56).



Слика 6.56 Регистрација модела кичменог стуба на скелетни модел дорзалне површи

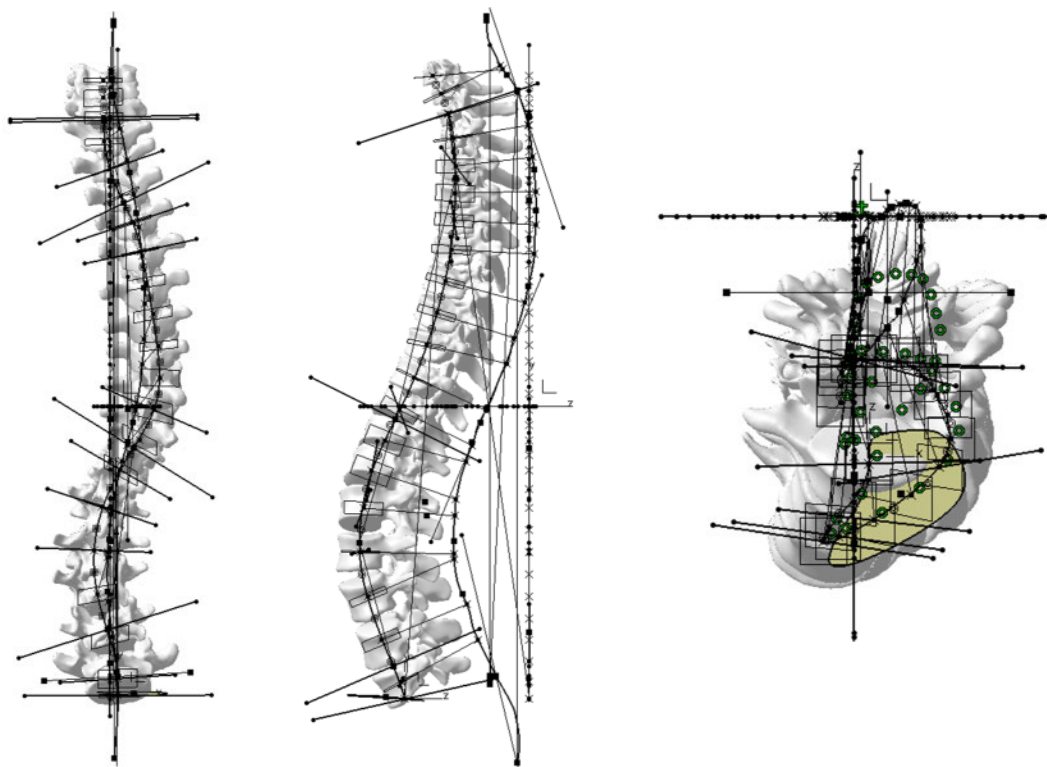
Мастер (генерички) модел кичменог стуба прилагодљив је свим моделима површи пацијената из узорка, насталих коришћењем **ScoliosisSimulator-3D SpinalRegistration.catvba** макроа. Ово се остварује преко заједничких назива референтних скелетних елемената, публикованих и коришћених за успостављање геометријских зависности елемената склопа.

На следећој слици приказан је модел пршљена L2 са референтним елементима и успостављање асоцијативне везе са моделом дорзалне површи (Слика 6.57).



Слика 6.57 Референцирање модела пршљена L2

Интеграцијом свих осталих елемената стуба са скелетним моделом дорзалне површи и успостављањем геометријских ограничења добија се модел деформитета задатог пацијента (Слика 6.58).



Слика 6.58 Модел деформитета у РА, сагиталној и аксијалној равни

6.4.4.2 Детекција вршних и апикалних пршљенова

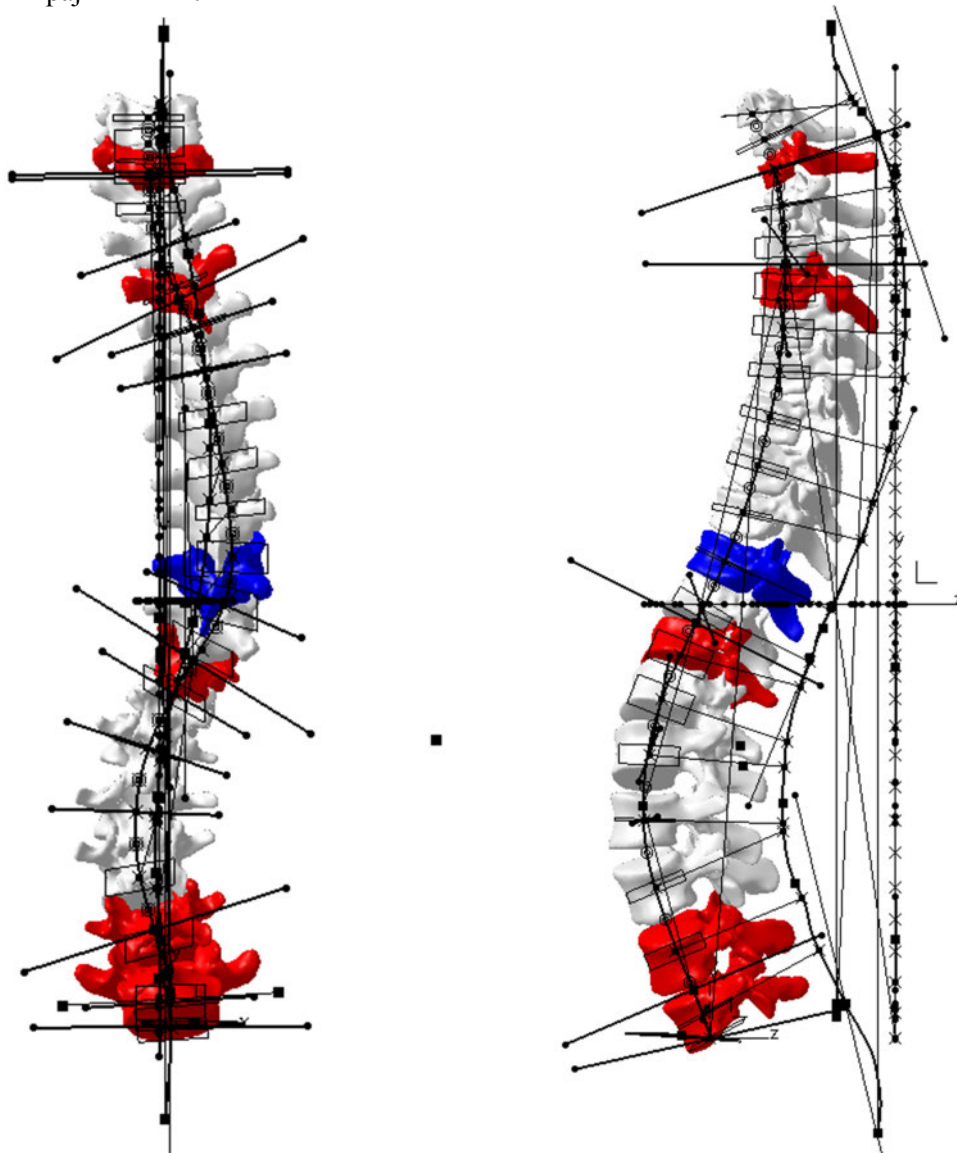
Пршљенови и/или интервертебрални дискови најближи превојним тачкама фронталне пројекције средње спиналне линије представљају почетак односно крај кривине и називају се крајњим (вршним) пршљеновима.

Како је се B-Spline линија обично састоји од већег броја сегмената, овде ће бити посвећена пажња само оним сегментима чији су углови већи од 10° . Они се детектују аутоматски и приказани су на 3Д моделу кичменог стуба црвеном бојом. Тако се код пацијенткиње (Б.К., 14 година) у РА равни уочавају 4 кривине са Cobb-овим угловима већим од 10° (Табела 6.8 и Слика 6.59).

Табела 6.8 Пример Cobb-ових углова

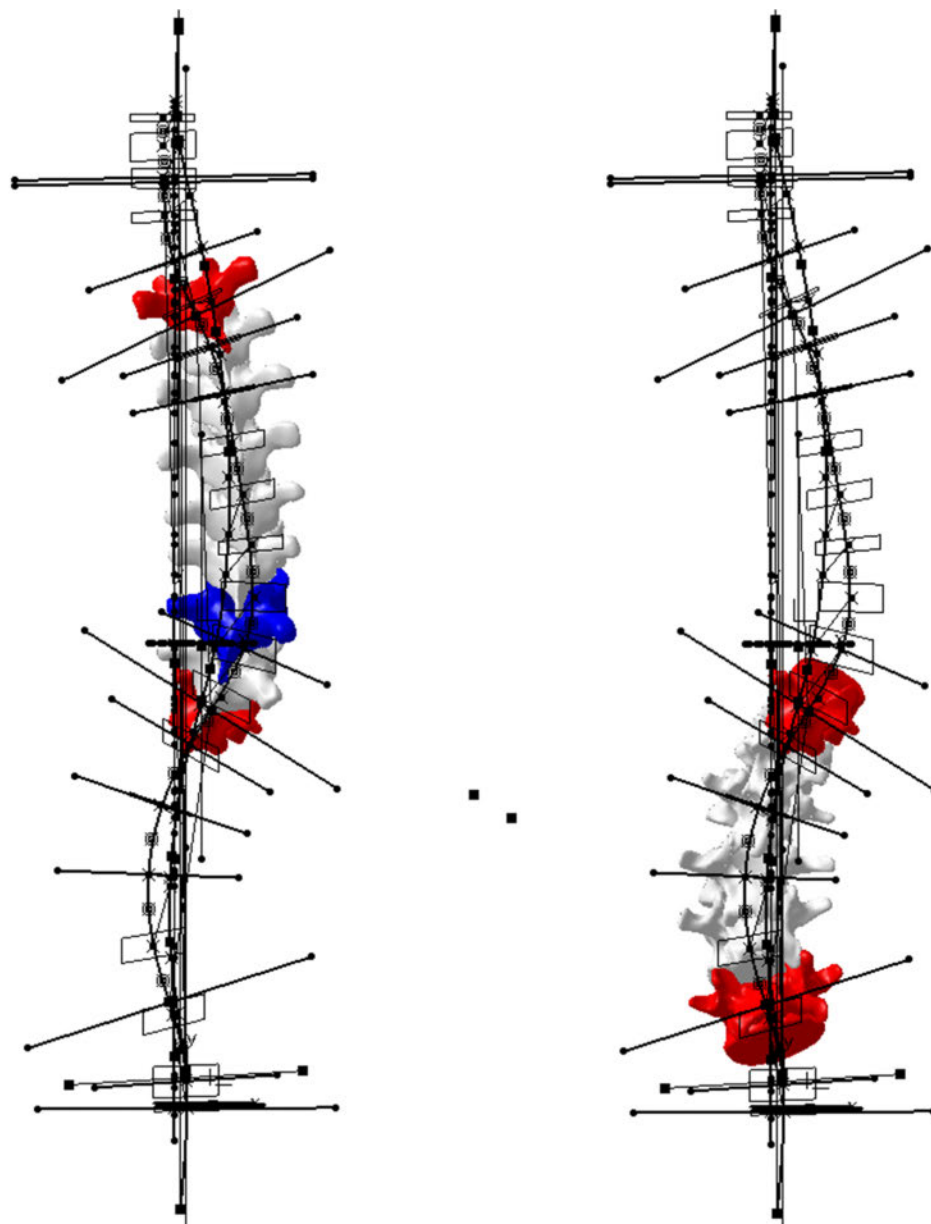
COBB-OVI УГЛОВИ		
Cobb-XY1	deg	24.63831374
Cobb-XY2	deg	57.78640647
Cobb-XY3	deg	49.70816424
Cobb-XY4	deg	17.53710389

Примарна кривина у фронталној равни налази се између **T11** и **T5** и припадајући Cobb-ов угао износи 57.786° (Cobb-XY2). Секундарна кривина има угао 49.708° (Cobb-XY3) са почетним пршљеном **L4** и крајњим **T11**.



Слика 6.59 Аутоматска детекција апикалних и вршних пршљенова кривине

Слична анализа може се обавити и у сагиталној равни, али се у домену деформитета кичменог стуба најпре индикује кривина у фронталној равни. Такође, треба имати у виду да у неким случајевима превојна тачка кривине може бити детектована у околини центра интервертебралног дискуса или средине његове дебљине. Због непостојања адекватних модела дискуса, овде су визуализовани пршљенови чије је тежиште тела најближе превојној тачки, односно референтној Cobb-овој линији (Слика 6.60).

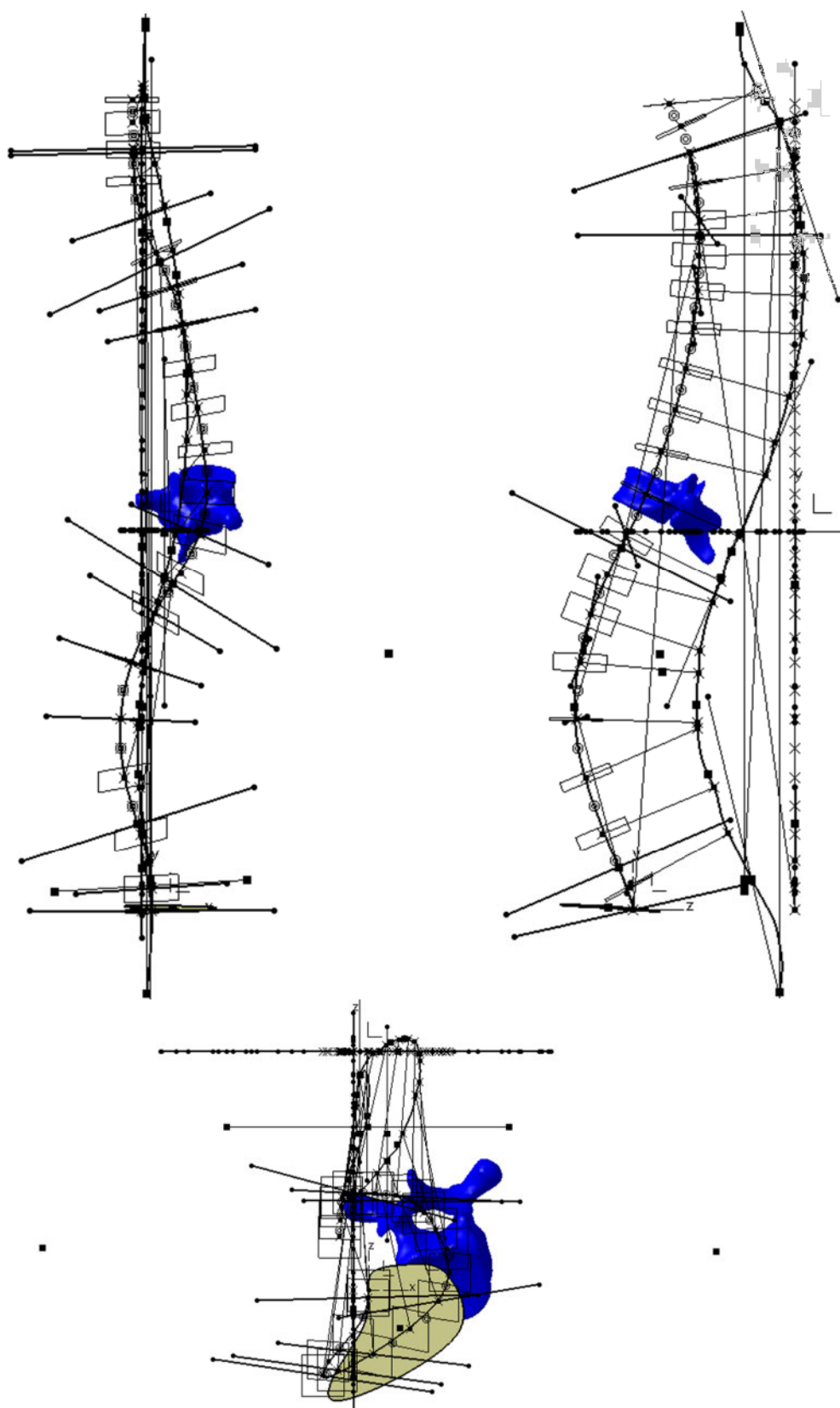


Слика 6.60 Изглед сегмената примарне и секундарне кривине сколиозе

Пршљенови који су најудаљенији од локалне осе кичменог стуба, односно имају највећу транспозицију у XY равни, означени су плавом бојом. Имајући у виду да сваки сегмент кривине има свој „врх“, односно тачку најудаљенију од спиналне осе, на сваком сегменту може се идентификовати и назначити апикални пршљен.

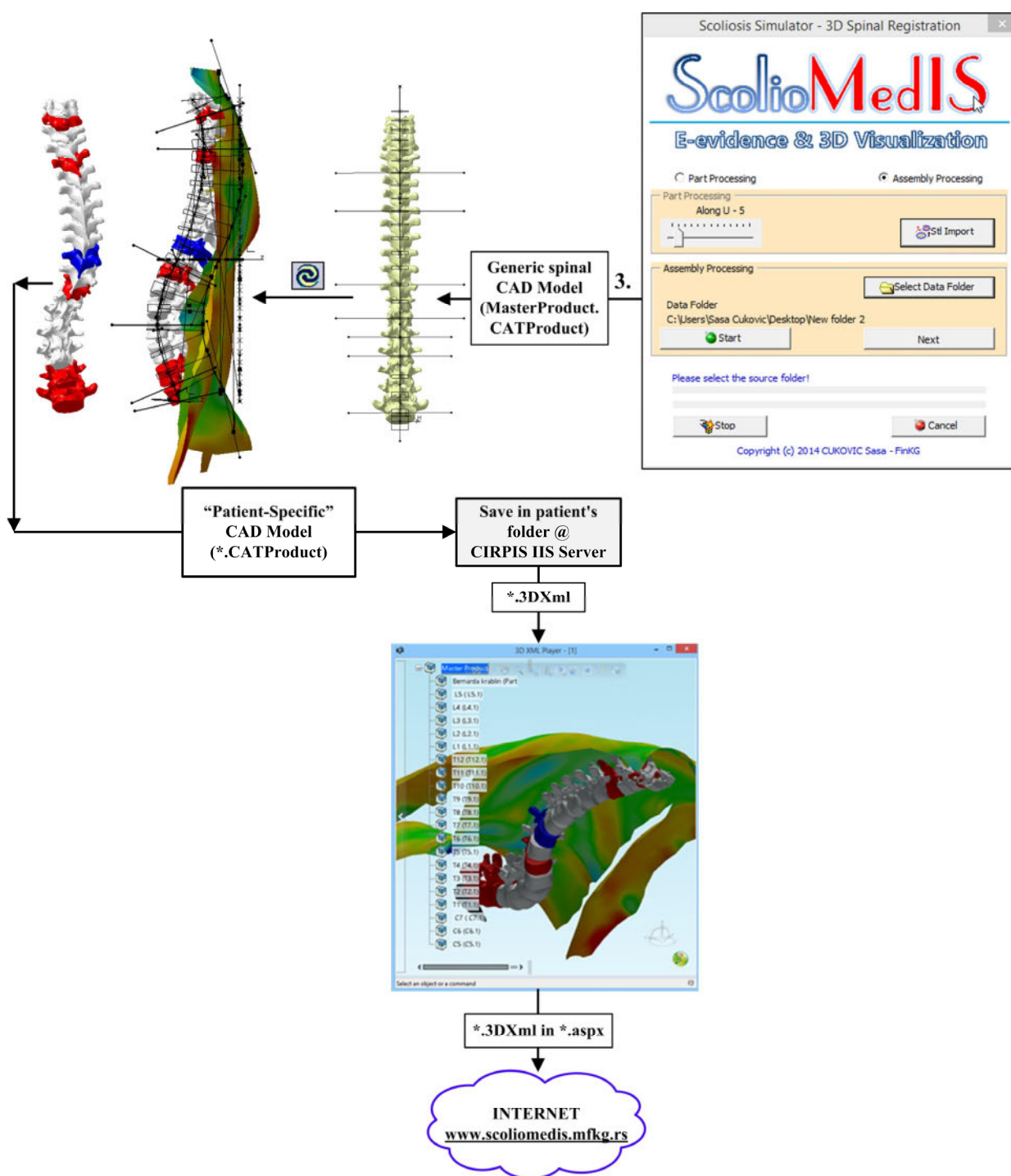
У овом случају, истиче се само онај са највећом транспозицијом, а то је пршљен **T9**. Параметар транспозиције овог пршљена је $TranspT9FrmFixC7DM$, али треба обратити пажњу и на одступање интервертебралних дискуса између T9-T8 и T10-T9, односно вредности транспозиција $TranspT9-T8FrmFixC7-DM$ и $TranspT10-T9FrmFixC7-DM$.

Према позицији пршљена у односу на осу FixC7- FixDM од које је мерена његова транспозиција у фронталној равни, може се закључити да је сколиоза деснострани (декстроконвексна) (Слика 6.61).



Слика 6.61 Позиција апикалног пршљена T9

Наведени кораци, реализују се применом другог дела макроа чији је алгоритам приказан на следећој слици (Слика 6.62), а који се покреће притиском на тастер START.



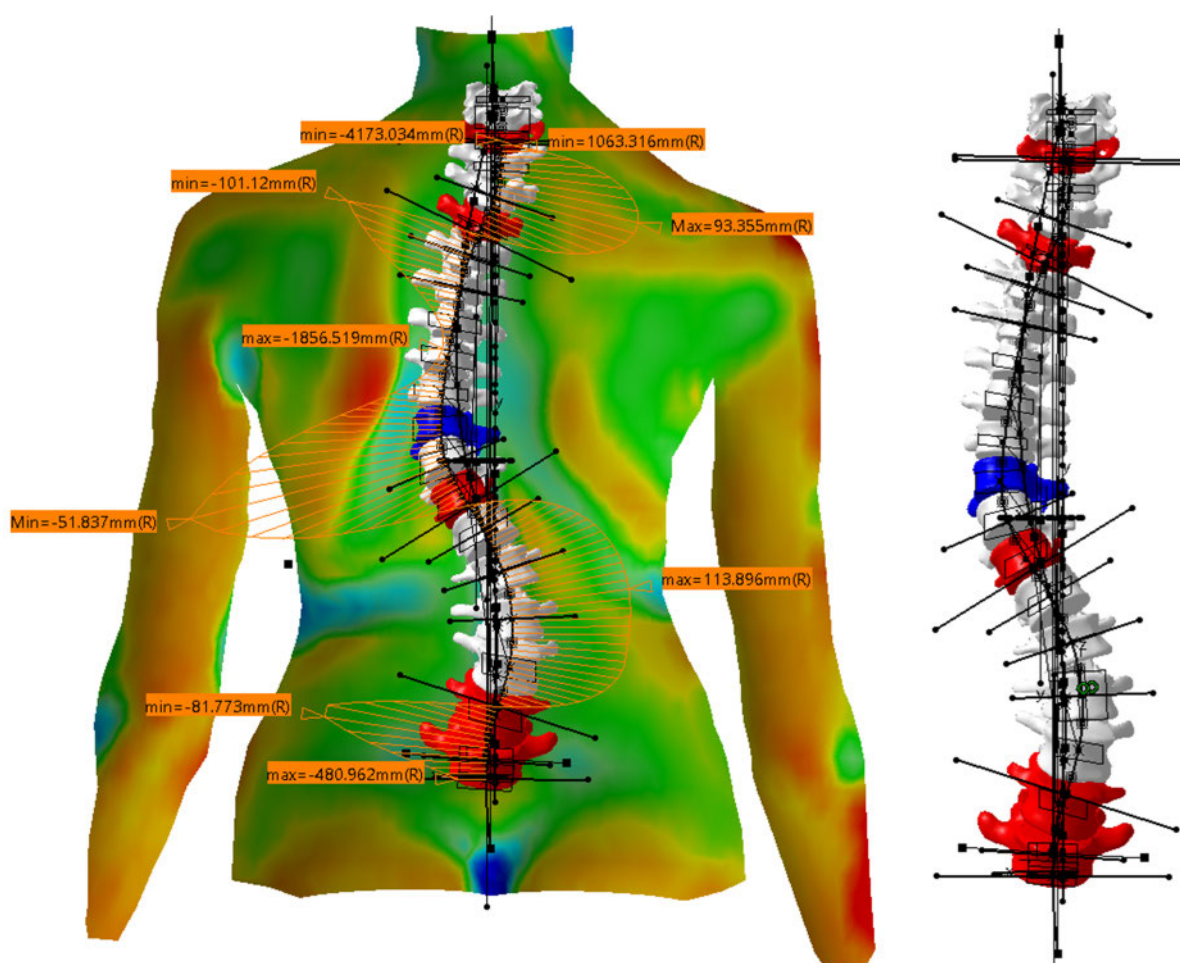
Слика 6.62 Алгоритамска шема макроа ScoliosisSimulator-3DSpinalRegistration.catvba - наставак

Потпуна визуелизација деформитета применом Knowledgeware технологија остварује се укључивањем свих елемената описаних у претходним описима. То пре свега укључује:

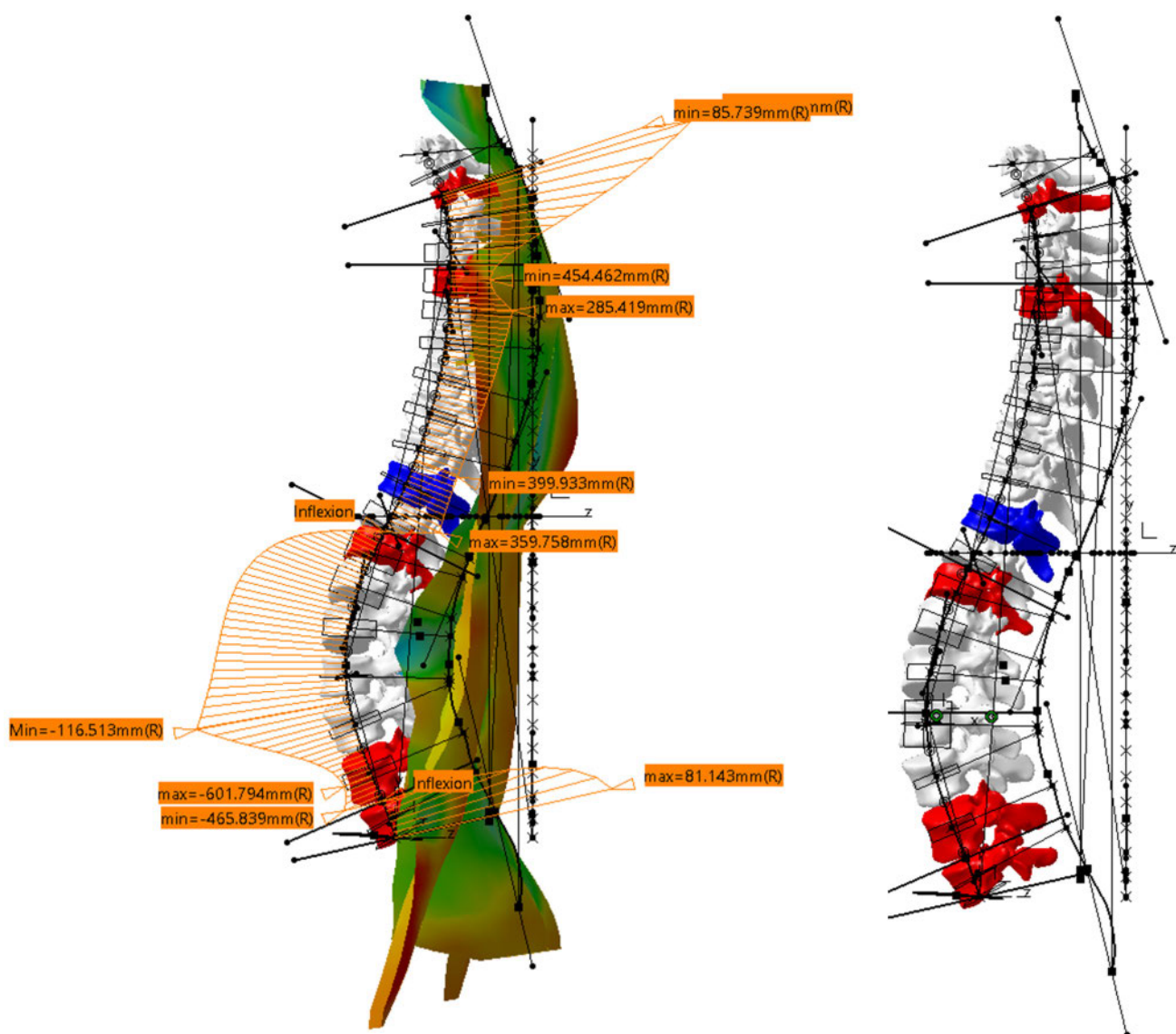
- реконструисану NURBS површи – оптички снимак;
- генерисану линију симетрије површи и средњу спиналну линију, апроксимирану 5. степеном B-Spline линије;

- референтне елементе за мерење дорзалних показатеља деформитета;
- параметре “Patient-Specific” модела (ScalingFactor, Split_L, итд.);
- референтне елементе за позиционирање и ротацију пршљенова;
- аутоматски детектоване превојне тачке средње спиналне линије у сагиталној равни и припадајуће линије Cobb-ових углова;
- аутоматски детектоване превојне тачке средње спиналне линије у фронталној равни и припадајуће линије Cobb-ових углова;
- регенерисани генерички 3Д модел кичменог стуба, регистрован на скелетни модел деформитета;
- детектоване пршљенове почетака и крајева углова већих од 10°;
- детектовани апикални пршљен са највећом транспозицијом у односу на локалну линију FixC7- FixDM;
- аутоматско архивирање података и модела пацијента (*.xls, *.CATPart, *.CATProduct, *.STL, *.txt, *.3DXml);
- велики број дијагностичких параметара генерисаних анализом површи и референтних линија.

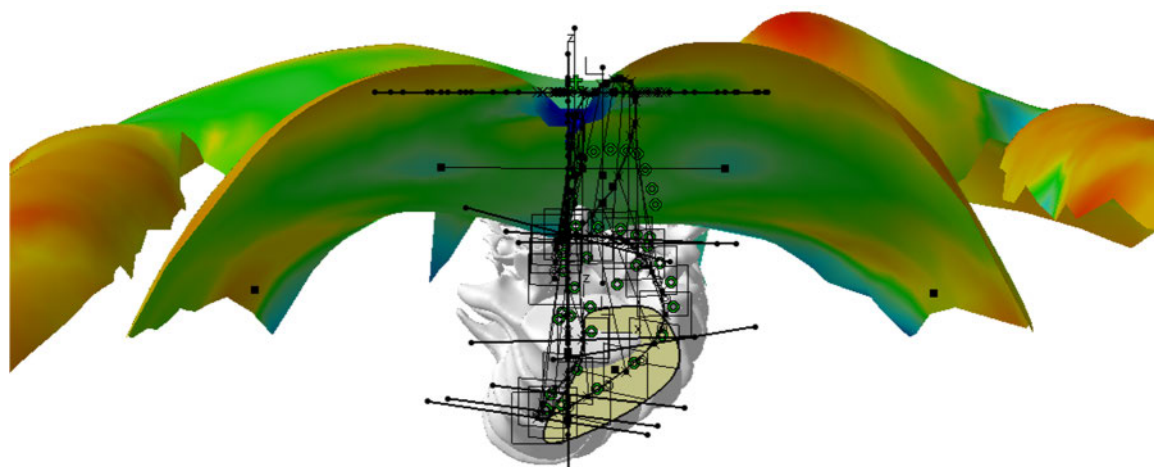
На следећим сликама дати су прикази модела деформитета у различитим анатомским равнима (Слика 6.63 до Слика 6.66).



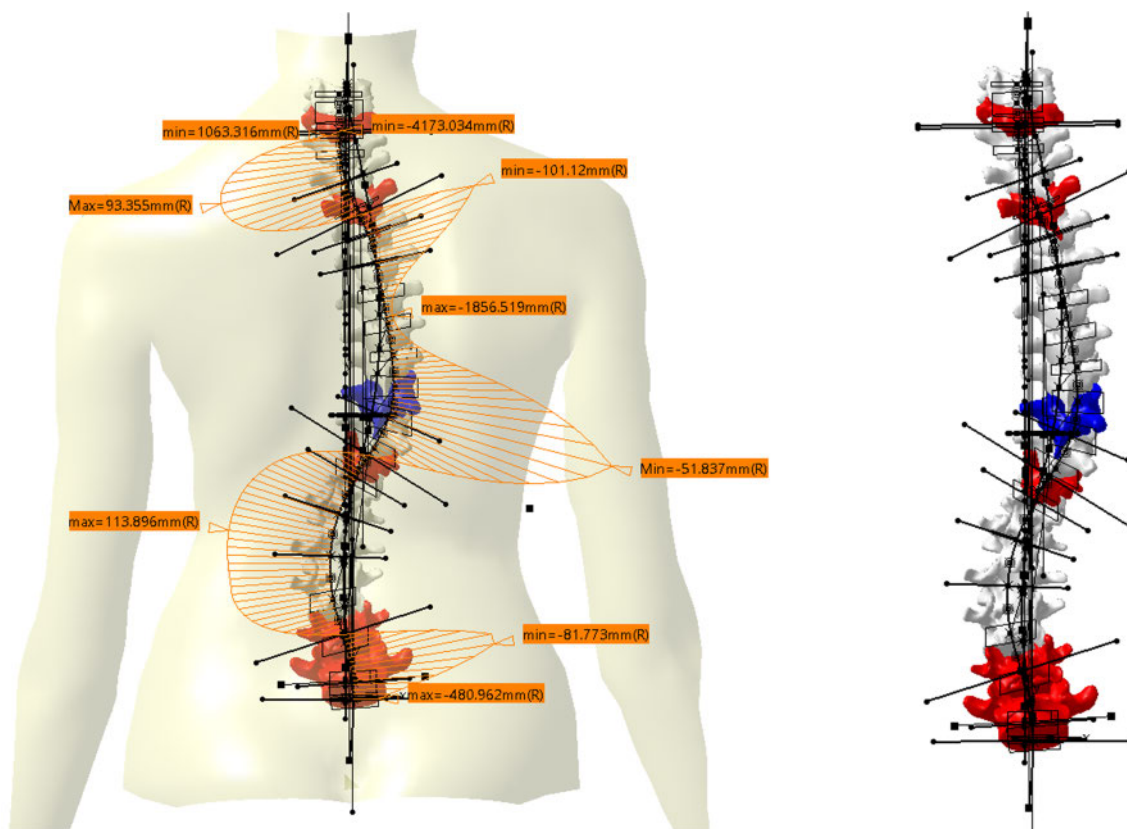
Слика 6.63 Модел деформитета - AP раван



Слика 6.64 Модел деформитета – сагитална раван

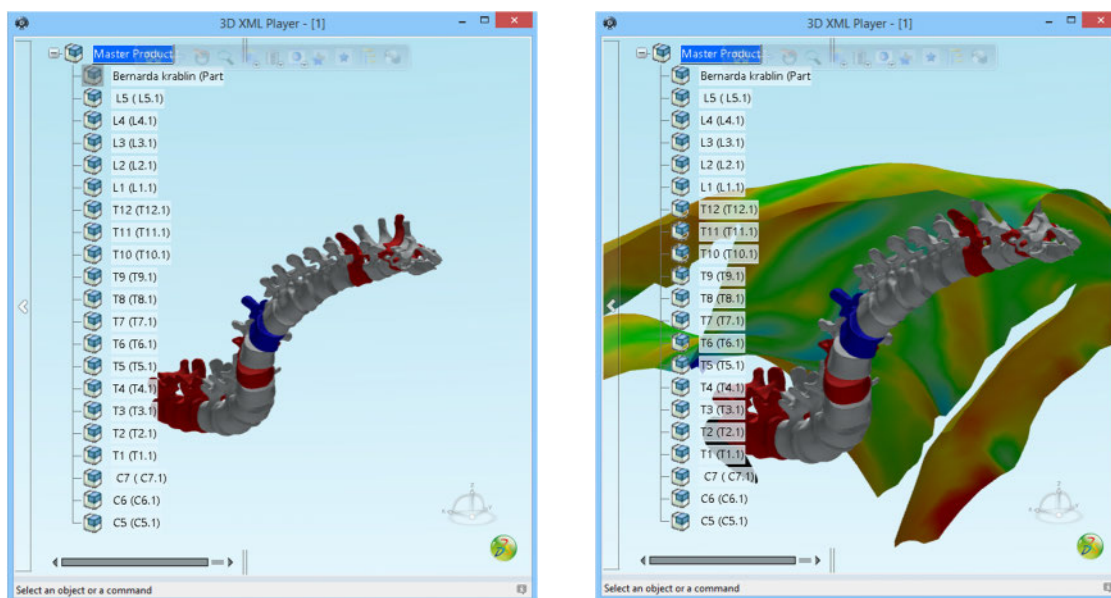


Слика 6.65 Модел деформитета – аксијална раван



Слика 6.66 Модел деформитета – ПА раван

Један од главних циљева ове докторске дисертације је развој методологије за дијагностику деформитета кичменог стуба кроз примену метода топографије површи и смањење излагања пацијената који пате од прогресивних идиопатских сколиоза, рендгенском зрачењу до потпуне елиминације, као и развој интернет платформе за мониторинг сколиоза. Стога је „Patient-Specific“ модел прилагођен је за приказ у интернет окружењу применом 3Dxml технологије (Слика 6.67).



Слика 6.67 3DXML технологија за приказ модела у интернет окружењу

Треба напоменути да се у смислу визуелизације, модел деформитета и дорзалне површи може представити у виду полигоналне мреже или NURBS површи.

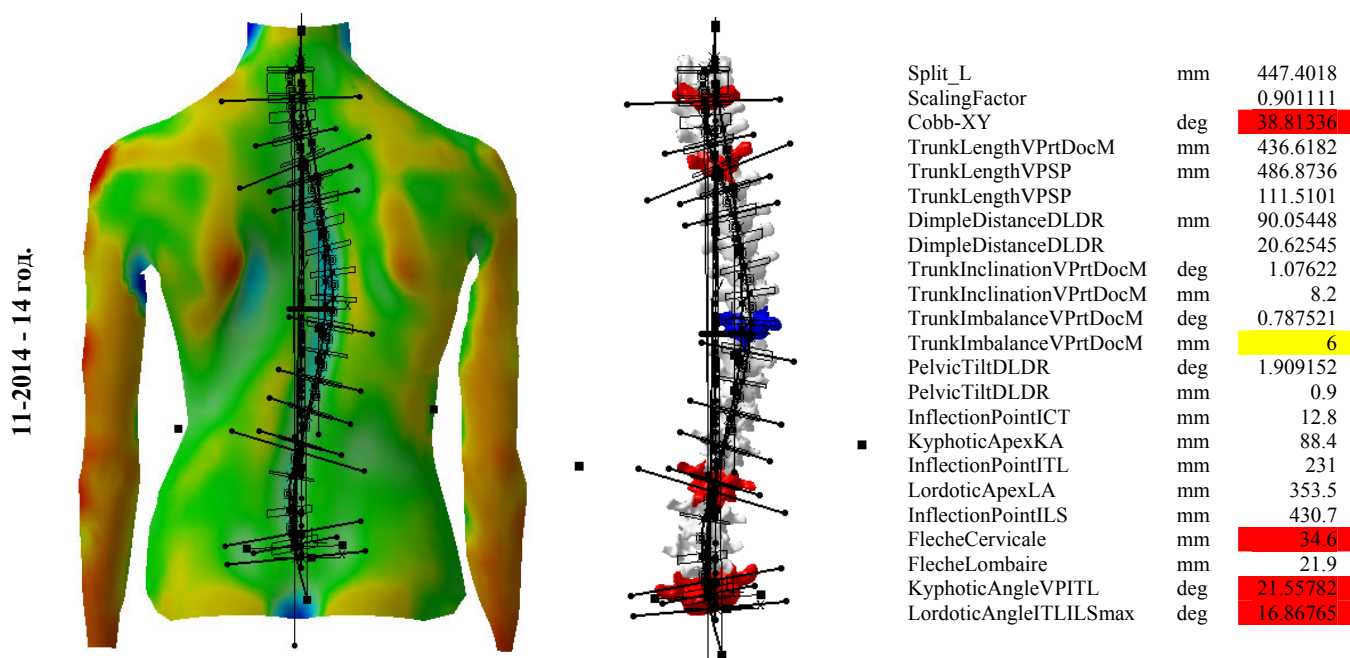
6.4.5 Евалуација дорзалних показатеља деформитета

Брзина прогресивног раста (9cm/god.) један је најзначајнијих предиктора прогресије деформитета. Иако механизам настајања још увек није јасан, правовременим деловањем могуће је утицати на смањење кривине и прогресију деформитета низом корективних медицинских процедура. Имајући у виду да се применом апликације **ScoliosisSimulator-3DSpinalRegistration.catvba** генерише велики број унутрашњих показатеља деформитета, њиховим поређењем врши се провера степена прогресије или лечења деформитета.

У следећој табели дати су оптички снимци и дијагностичке мере пацијенткиње која је долазила на контроле у периоду од 2010-2014 и била је подвргнута конзервативној терапији (Табела 6.9 и Табела 6.10).

Табела 6.9 Промена морфологије дорзалне површи и стуба по времену

	ДОРЗАЛНА ПОВРШ	КИЧМЕНИ СТУБ	РЕЗУЛТАТИ АНАЛИЗЕ ПОВРШИ
11-2010 – 10 год.			Split_L mm 426.6255
			ScalingFactor 0.859266
			Cobb-XY deg 25.41967
			TrunkLengthVPrtDocM mm 417.3936
			TrunkLengthVPSP mm 467.9288
			TrunkLengthVPSP mm 112.1073
			DimpleDistanceDLDR mm 90.20649
			DimpleDistanceDLDR mm 21.61185
			TrunkInclinationVPrtDocM deg 2.348223
			TrunkInclinationVPrtDocM mm 17.1
			TrunkImbalanceVPrtDocM deg 0.824343
			TrunkImbalanceVPrtDocM mm 6
			PelvicTiltDLDR deg 3.814075
			PelvicTiltDLDR mm 1.1
			InflectionPointICT mm 12.5
			KyphoticApexKA mm 73.4
			InflectionPointITL mm 215.4
			LordoticApexLA mm 246.2
			InflectionPointILS mm 410.8
			FlecheCervicale mm 24.4
			FlecheLombaire mm 16.5
			KyphoticAngleVPITL deg 15.05515
			LordoticAngleITLILSmax deg 15.96197
01-2011			Split_L mm 421.909
			ScalingFactor 0.849766
			Cobb-XY deg 37.67083
			TrunkLengthVPrtDocM mm 410.2498
			TrunkLengthVPSP mm 461.0293
			TrunkLengthVPSP mm 112.3777
			DimpleDistanceDLDR mm 90.05137
			DimpleDistanceDLDR mm 21.95038
			TrunkInclinationVPrtDocM deg 3.228648
			TrunkInclinationVPrtDocM mm 23.1
			TrunkImbalanceVPrtDocM deg 1.259045
			TrunkImbalanceVPrtDocM mm 9
			PelvicTiltDLDR deg 1.909152
			PelvicTiltDLDR mm 0.5
			InflectionPointICT mm 9.6
			KyphoticApexKA mm 79.9
			InflectionPointITL mm 215.6
			LordoticApexLA mm 286.7
			InflectionPointILS mm 406.4
			FlecheCervicale mm 27.1
			FlecheLombaire mm 9.2
			KyphoticAngleVPITL deg 16.63552
			LordoticAngleITLILSmax deg 13.98945



Степен B-Spline линије код свих прегледа је 5. Реч је о стабилној декстроконвексној сколиози са максималним примарним углом 38.81° измереним на последњем прегледу.

Табела 6.10 Промена дорзалних показатеља површи по времену

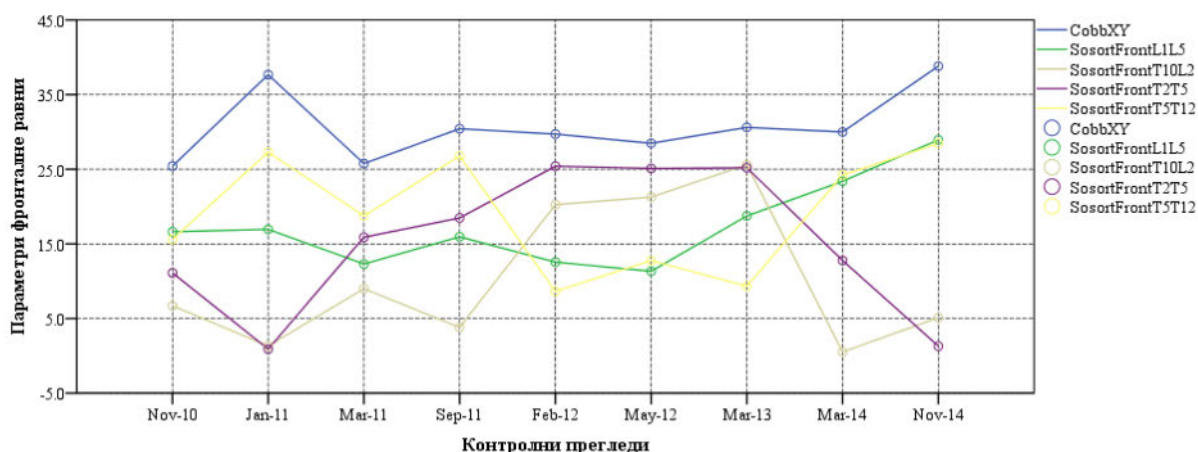
ПРОМЕНА ДОРЗАЛНИХ ПОКАЗАТЕЉА ПОВРШИ

		11-2010	01-2011	03-2011	09-2011	02-2012	05-2012	03-2013	03-2014	11-2014
Split_L	mm	426.63	421.91	426.90	435.88	436.71	446.42	447.11	440.70	447.40
ScalingFactor		0.86	0.85	0.86	0.88	0.88	0.90	0.90	0.89	0.90
Cobb-XY	deg	25.42	37.67	25.76	30.43	29.71	28.48	30.61	29.99	38.81
TrunkLengthVPrtDocM	mm	417.39	410.25	414.21	418.64	417.07	432.52	433.75	428.21	436.62
TrunkLengthVPSP	mm	467.93	461.03	464.60	469.02	456.45	482.98	483.89	481.02	486.87
TrunkLengthVPSP		112.11	112.38	112.17	112.03	109.44	111.66	111.56	112.33	111.51
DimpleDistanceDLDR	mm	90.21	90.05	90.20	84.49	89.00	84.22	90.06	90.05	90.05
DimpleDistanceDLDR		21.61	21.95	21.78	20.18	21.34	19.47	20.76	21.03	20.63
TrunkInclinationVPrtDocM	deg	2.35	3.23	1.34	1.41	0.80	2.56	1.12	2.63	1.08
TrunkInclinationVPrtDocM	mm	17.10	23.10	9.70	10.30	5.80	19.30	8.50	19.60	8.20
TrunkImbalanceVPrtDocM	deg	0.82	1.26	1.25	0.41	0.66	1.19	1.59	2.01	0.79
TrunkImbalanceVPrtDocM	mm	6.00	9.00	9.00	3.00	4.80	9.00	12.00	15.00	6.00
PelvicTiltDLDR	deg	3.81	1.91	3.81	6.12	3.87	4.09	1.91	1.91	1.91
PelvicTiltDLDR	mm	1.10	0.50	0.10	1.10	0.40	0.60	1.40	0.40	0.90
InflectionPointICT	mm	12.50	9.60	9.50	15.50	12.90	12.50	12.80	10.80	12.80
KyphoticApexKA	mm	73.40	79.90	73.60	64.30	66.00	67.20	66.10	79.60	88.40
InflectionPointITL	mm	215.40	215.60	217.40	220.60	221.50	225.30	230.90	226.60	231.00
LordoticApexLA	mm	246.20	286.70	299.00	243.70	253.20	245.50	259.80	258.40	353.50
InflectionPointILS	mm	410.80	406.40	410.70	415.40	415.00	425.70	427.70	425.80	430.70
FlecheCervicale	mm	24.40	27.10	22.00	15.60	22.30	22.90	27.00	31.70	34.60
FlecheLombaire	mm	16.50	9.20	21.10	25.10	28.60	22.30	30.10	20.10	21.90
KyphoticAngleVPITL	deg	15.06	16.64	17.33	9.21	14.32	15.43	19.42	18.19	21.56
LordoticAngleITLILSmax	deg	15.96	13.99	19.05	13.62	18.69	15.84	18.55	16.34	16.87

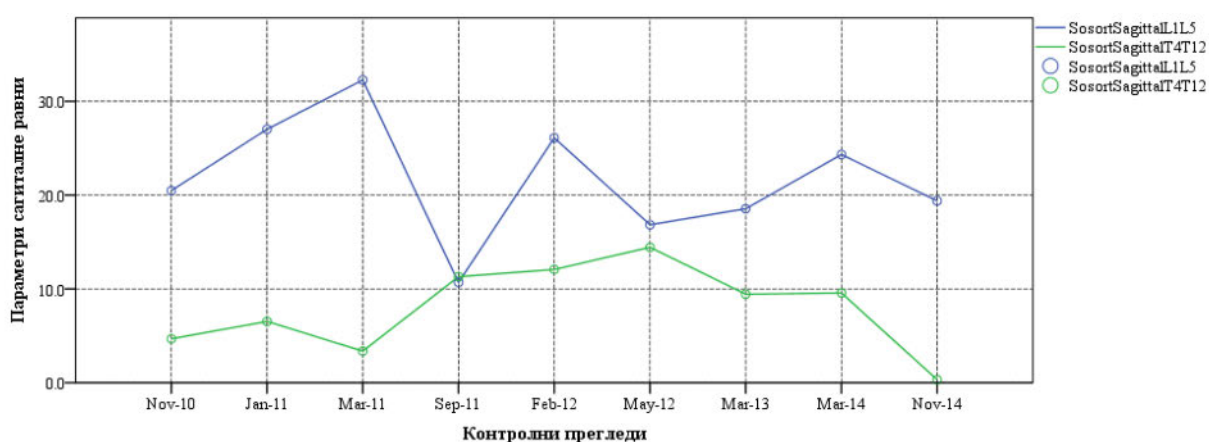
Промена неких од ових параметара могу указати на побољшање или погоршање постуре. Оптималне вредности дорзалних параметара дате су у табели (Табела 6.20).

6.4.6 Евалуација унутрашњих параметара деформитета

За исту пацијенткињу дат је приказ промене унутрашњих показатеља деформитета, а пре свега углова по SOSORT препорукама у фронталној и сагиталној равни и Cobb-ових углова (Слика 6.68 и Слика 6.69).



Слика 6.68 Трендови углова деформитета у фронталној равни

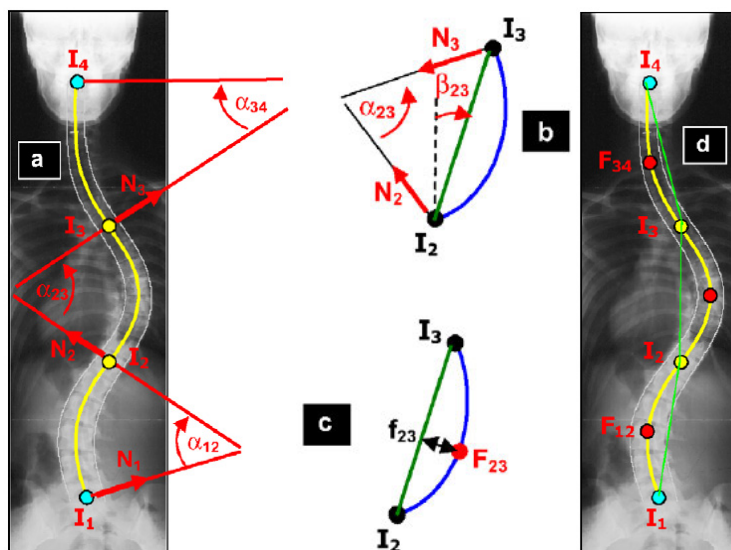


Слика 6.69 Трендови углова деформитета у сагиталној равни

6.4.6.1 Утицај степена B-Spline линије на квалитет апроксимације средње спиналне линије

Поступак одређивања облика линије кичменог стуба са радиографских снимака је веома захтеван. У појединим студијама за одређивање броја потребних тачака разматрају се све превојне тачке и апекс пршљенови сваког сегмента кривине [Ber06], односно број контролних тачака оптимизује према броју и величини кривина.

Наводи се такође да је за потпуни опис конфигурације фронталног профила деформитета, односно линије која пролази кроз центроиде пршљенских тела, довољно од 6 до 9 (8 до 10) репрезентативних тачака и линија континуитета C^2 [Ber06], [Ber07] (Слика 6.70).



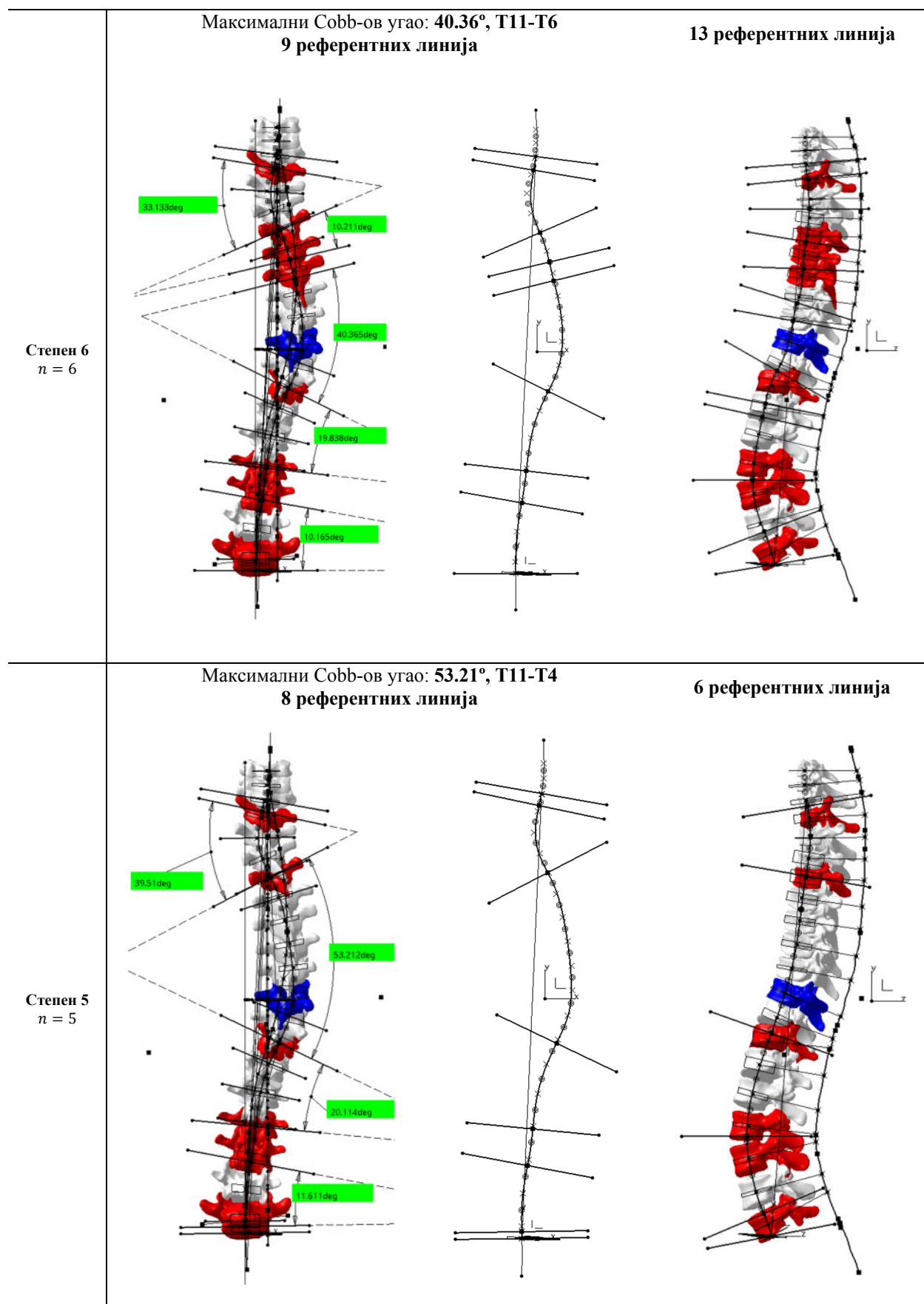
Слика 6.70 Сегментација фронталне пројекције средње спиналне линије B-Spline линијом

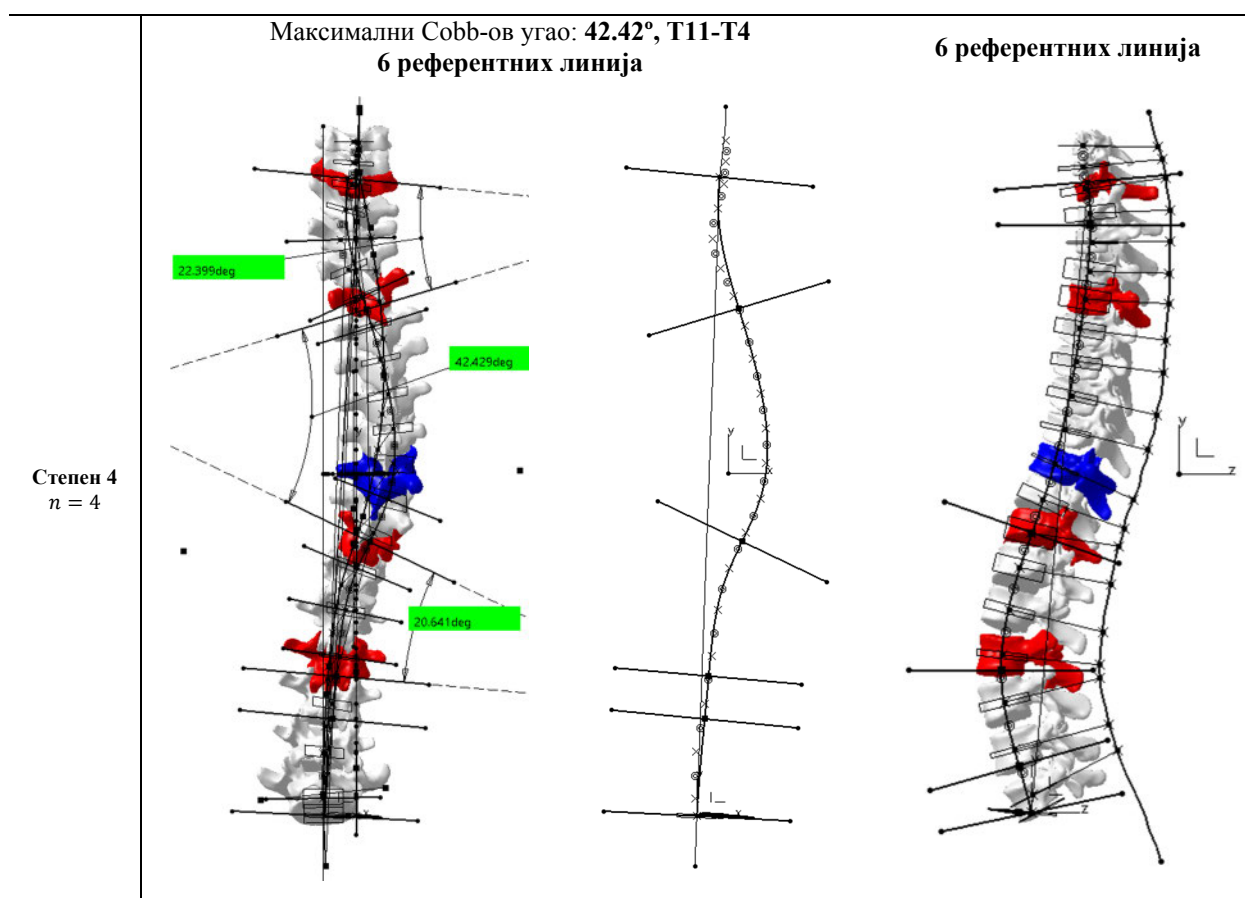
Да би се избегла субјективна процена, поступак интерполације средње спиналне линије овде је спроведен преко свих тачака генерисаних у односу на дорзалну површ и линију симетрије површи. Од квалитета интерполације тачака и апроксимације B-Spline линијом, односно од степена умањења шума, зависи колико ће превојних тачака и референтних линија за Cobb-ове углове бити генерисано. У [Kan96], средња спинална линија описана је петостепеним ($n = 5$) полиномом и приказан је поступак анализе линије и генерисања тзв. аналитичког Cobb-овог угла.

У следећој табели дат је приказ облика средње спиналне линије истог пацијента за различите степене апроксимације ($n = 9$ до $n = 4$) (Табела 6.11).

Табела 6.11 Утицај степена B-Spline линије на квалитет апроксимације и број Cobb-ових углова

B-Spline линија	ФРОНТАЛНА РАВАН	СРЕДЊА СПИНАЛНА ЛИНИЈА	САГИТАЛНА РАВАН
	Максимални Cobb-ов угао: 49.85°, T1-T3 12 референтних линија		21 референтна линија
Степен 9 $n = 9$			





Слична анализа може се спровести и на сагиталној пројекцији средње спиналне линије. Тестирањем је утврђено да је за 3Д репрезентацију средње спиналне линије у простору најоптималнији 5-ти степен апроксимације B-Spline линијом и да се смањењем степена значајно нарушава облик иницијалне интерполационе линије, а са повећањем се генерише већи број превојних тачака и нерепрезентативних Cobb-ових углова.

6.5 СТАТИСТИКА ПОКАЗАТЕЉА ДЕФОРМИТЕТА

Поред општих демографских података, пола и узраста приказаних на почетку овог поглавља у статистику су укључени генерисани унутрашњи и спољашњи параметри деформитета. Дужинске мере (мм) и углови (степени) евидентирани су програму Excell 2013 (Microsoft, USA) и статистички су обрађени у програму SPSS v20 (Statistical Package for Social Sciences - SPSS Inc., Chicago, IL, USA), са циљем утврђивања коефицијента корелације (r), односно линеарне везе између анатомских мера [Rob12], [Bel14], [Jul13].

Статистичка обрада пре свега подразумева анализу дескриптивне статистике и овде се укратко дају основни статистички појмови који ће даље бити коришћени.

6.5.1 Основни статистички појмови

Линеарни и угловни параметри који дефинишу геометрију површи пацијената измерени су са високом тачношћу у односу на примарна и секундарна анатомска обележја. Резултати свих елемената узорка статистички су обрађени у смислу одређивања средњих вредности, стандардних одступања, варијансе, стандардне грешке аритметике средине.

6.5.1.1 Нормална расподела

Нормална расподела је важна фамилија непрекидних расподела вероватноћа, такође је позната као Гаусова и представља основну расподелу у вероватноћи и статистици. Нормална расподела је форма којој тежи биномна расподела док јој параметар n расте. Чланови фамилије нормалне расподеле су дефинисани преко два параметра: средине и варијансе (Формула 6.5.1).

$$\varphi_{\mu, \sigma^2}(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}}, \quad \text{Формула 6.5.1}$$

при чему су μ – средина, σ^2 – варијанса, $\pi \approx 3.14$ и $e \approx 2.72$.

Код стандардне нормалне расподеле, средина и варијанса једнаке су 0. Нормална расподела треба да има вредности skewness & kurtosis између -1 и 1. Ако су ове вредности веће од 3 и мање од -3 онда то указује на одступање од нормалне расподеле.

Нормална расподела је симетрична са највећим бројем резултата у средини и најмањим бројем резултата према крајевима криве. Како се у овој студији разматрају адолесценти, њихов узраст нпр. подлеже нормалној расподели (Табела 6.12).

Табела 6.12 Провера нормалности расподеле адолесцентског узраста

СТАТИСТИКА НОРМАЛНЕ РАСПОДЕЛЕ УЗРАСТА - АДОЛЕСЦЕНТИ				
		Женски пол	Мушки пол	Укупан узорак
N	Валидан узорак	231	141	372
		141	231	0
	Средња вредност	14.4329	15.1277	14.6962
	Стандардно одступање	2.55267	3.02809	2.75929
	Варијанса	6.516	9.169	7.614
	Skewness	1.242	.892	1.111
	Kurtosis	2.953	1.338	2.159
	Максимум	25.00	25.00	25.00

6.5.1.2 Регресија и корелација

Регресија (енгл. „Regression“) је метода предвиђања нумеричког односа између променљивих, а пре свега анализирање линеарног односа две квантитативне променљиве.

У контексту линеарне регресије, једначина облика $y = b + ax$ назива се регресиона права. Непозната променљива y назива се променљива исхода, а x је предсказивач. Градијент a назива се коефицијент регресије (енгл. „Regression Coefficient“), а коефицијент b , регресиона константа. Регресиона константа израчунава се по обрасцу (Формула 6.5.2):

$$b = \frac{\sum(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sum(x_i - \bar{x})^2}, a = \bar{y} - b\bar{x}. \quad \text{Формула 6.5.2}$$

Регресиони метод помаже у разумевању односа две променљиве, али не показује колико је тај однос веран и јак. Корелациона анализа показује степен и јачину линеарне зависности између случајних променљивих, односно корелацијом се мери јачина већ утврђене повезаности две променљиве. Кажемо да постоји позитивна корелација између две променљиве (док се једна повећава, то чини и друга) и негативна (један показатељ расте, други опада). У случајевима када је коефицијент корелације једнак нули, каже се да променљиве нису у корелацији. Pearson-ов коефицијент корелације r , добија се помоћу израза (Формула 6.5.3):

$$r = \frac{\sum(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2 \sum(y_i - \bar{y})^2}} = \frac{\sum x_i y_i - \frac{(\sum x_i)(\sum y_i)}{n}}{\sqrt{(x_i^2 - \frac{(\sum x_i)^2}{n})(y_i^2 - \frac{(\sum y_i)^2}{n})}}. \quad \text{Формула 6.5.3}$$

У овом докторату разматра се корелација спољашњих показатеља деформитета, унутрашњих параметара деформитета и степен корелације спољашњих са унутрашњим параметрима за адолесцентски узраст.

Сигнификантност Pearson-овог коефицијента корелације r , односно нивои степена корелације дати су у следећој табели (Табела 6.13). Уколико је предзнак негативан параметри у корелацији су обрнуто зависни, то значи да коефицијент корелације може имати вредности од -1 до +1, а вредности -1 и +1 односе се на савршену корелацију.

Табела 6.13 Вредности Pearson-овог коефицијента корелације

r	Значење
0.00-0.19	Веома низак степен корелације
0.20-0.39	Низак степен корелације
0.40-0.69	Средњи степен корелације
0.70-0.89	Високи степен корелације
0.90-1.00	Веома висок степен корелације

У следећим табелама представљени су квадратни низови корелација, тзв. корелационе матрице за сваки пар променљивих (дорзални показатељи, унутрашњи показатељи и комбинација) за мушки и женски пол и укупну популацију из узорка.

Представљени су такође дијаграми растурања и регресионе праве за неке променљиве код којих постоји јака корелација.

6.5.1 Статистика дорзалних показатеља

Након генерисања резултата мерења дорзалних показатеља у односу на референтне маркере приступа се анализи корелације и креирања средњег статистичког модела за укупан узорак, за женски и мушки пол.

У следећој табели (Табела 6.14) приказана је дескриптивна статистика дорзалних показатеља деформитета код пацијената женског пола ($n = 231$).

Табела 6.14 Дескриптивна статистика дорзалних показатеља деформитета пацијената женског пола
ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА ДОРЗАЛНИХ МЕРА ЖЕНСКОГ ПОЛА

	N	Опсег	Минимум	Максимум	Средња вредност	Стандардно одступање	Варијанса
TrunkLengthVPDM_mm	231	179.525	327.552	507.077	426.64330	32.591700	1062.219
TrunkLengthVPSP_mm		192.532	377.265	569.797	480.10756	33.614244	1129.917
TrunkLengthVPSP_percent		15.970	105.900	121.870	112.60687	2.209125	4.880
DimpleDistanceDLDR_mm		84.173	39.009	123.181	95.47385	12.503967	156.349
DimpleDistanceDLDR_percent		25.732	8.580	34.311	22.43811	2.947201	8.686
TrunkInclinationVPDM_deg		17.620	-9.796	7.824	1.02900	2.777049	7.712
TrunkInclinationVPDM_mm		123.880	-67.854	56.026	7.95103	20.499878	420.245
TrunkImbalanceVPDM_deg		10.866	-6.828	4.038	-7.2259	1.658947	2.752
TrunkImbalanceVPDM_mm		82.500	-55.500	27.000	-5.55182	12.407442	153.945
PelvicTiltDLDR_deg		49.185	-26.565	22.620	.88065	4.379756	19.182
PelvicTiltDLDR_mm		42.000	-27.000	15.000	1.44557	6.381203	40.720
FlecheCervicale_mm		94.283	6.792	101.075	44.71355	18.031189	325.124
FlecheLombaire_mm		94.055	4.314	98.370	39.69034	16.072149	258.314
KyphoticAngleVPITL_deg		56.167	6.294	62.461	40.11122	10.414767	108.467
LordoticAngleITLILSmax_deg		49.311	20.663	69.975	42.86519	9.352543	87.470
Валидан узорак							

У следећој табели (Табела 6.15) приказана је корелациона матрица линеарности дорзалних показатеља деформитета код пацијената женског пола ($n = 231$) и коефицијенти корелације.

Табела 6.15 Корелациона матрица дорзалних показатеља деформитета код пацијената женског пола

КОРЕЛАЦИОНА МАТРИЦА ДОРЗАЛНИХ МЕРА ЖЕНСКОГ ПОЛА

	TrunkLengthVPDM_mm	TrunkLengthVPSP_mm	TrunkLengthVPSP_percent	DimpleDistanceDLDR_mm	DimpleDistanceDLDR_percent	TrunkInclinationVPDM_deg	TrunkInclinationVPDM_mm	TrunkImbalanceVPDM_deg	TrunkImbalanceVPDM_mm	PelvicTiltDLDR_deg	PelvicTiltDLDR_mm	FlecheCervicale_mm	FlecheLombaire_mm	KyphoticAngleVPITL_deg	LordoticAngleITLILSmax_deg
TrunkLengthVPDM_mm	1	.969**	.449**	.320**	.269**	.192**	.211**	.192**	.220**	.092	.087	.262**	.017	.033	-.151*
TrunkLengthVPSP_mm	.969**	1	.217**	.357**	.213**	.209**	.227**	.208**	.235**	.074	.068	.273**	.003	.032	-.152*
TrunkLengthVPSP_percent	.449**	.217**	1	.026	.295**	-.001	-.013	.006	.019	-.109	-.114	-.051	-.062	-.020	.041
DimpleDistanceDLDR_mm	.320**	.357**	.026	1	.823**	-.038	-.040	-.062	-.075	-.023	.014	.150*	.207**	.226**	.182**
DimpleDistanceDLDR_percent	-.26**	.213**	.295**	.823**	1	-.145*	-.158*	.057	.059	-.069	-.038	-.002	.192**	.207**	.268**
TrunkInclinationVPDM_deg	.192**	.209**	-.001	-.038	-.145*	1	.997**	-.116	-.110	.053	.038	.359**	.708**	.181**	-.35**
TrunkInclinationVPDM_mm	.211**	.227**	-.013	-.040	-.158*	.997**	1	-.110	-.107	.051	.032	.365**	.708**	.183**	-.35**
TrunkImbalanceVPDM_deg	-.19**	.208**	.006	-.062	.057	-.116	-.110	1	.997**	.206**	-.236**	-.068	.067	.013	.011
TrunkImbalanceVPDM_mm	-.22**	.235**	.019	-.075	.059	-.110	-.107	.997**	1	.207**	-.236**	-.070	.062	.014	.013
PelvicTiltDLDR_deg	.092	.074	-.109	-.023	-.069	.053	.051	.206**	.207**	1	.958**	-.126	-.027	-.109	.017
PelvicTiltDLDR_mm	.087	.068	-.114	.014	-.038	.038	.032	.236**	.236**	.958**	1	-.104	.014	-.070	.057
FlecheCervicale_mm	.262**	.273**	-.051	.150*	-.002	.359**	.365**	-.068	-.070	-.126	-.104	1	.178**	.697**	.079
FlecheLombaire_mm	.017	.003	-.062	.207**	.192**	.708**	.708**	.067	.062	-.027	.014	.178**	1	.664**	.685**
KyphoticAngleVPITL_deg	.033	.032	-.020	.226**	.207**	.181**	.183**	.013	.014	-.109	-.070	.697**	.664**	1	.573**
LordoticAngleITLILSmax_deg	-.151*	-.152*	.041	.182**	.268**	.353**	.357**	.011	.013	.017	.057	.079	.685**	.573**	1

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed). *. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Осим уобичајено високих односа мера које се мере од истих анатомских обележја, у овом случају интересантни су јако високи коефицијенти корелација између параметара FlecheLombaire_mm и TrunkInclinationVPDM_deg (-0.708).

У следећој табели (Табела 6.16) приказана је дескриптивна статистика дорзалних показатеља деформитета код пацијената мушког пола (n = 141).

Табела 6.16 Дескриптивна статистика дорзалних показатеља деформитета пацијената мушког пола

ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА ДОРЗАЛНИХ МЕРА МУШКОГ ПОЛА

	N	Опсег	Минимум	Максимум	Средња вредност	Стандардно одступање	Варијанса
TrunkLengthVPDM_mm		244.787	307.737	552.524	458.47849	47.416779	2248.351
TrunkLengthVPSP_mm		260.740	336.785	597.526	513.30754	49.506471	2450.891
TrunkLengthVPSP_percent		16.318	103.933	120.251	112.06572	2.420162	5.857
DimpleDistanceDLDR_mm		74.916	45.002	119.918	93.53379	12.091610	146.207
DimpleDistanceDLDR_percent		18.098	11.448	29.546	20.52880	2.838219	8.055
TrunkInclinationVPDM_deg		16.833	-7.618	9.215	1.46130	2.733446	7.472
TrunkInclinationVPDM_mm		114.572	-49.353	65.219	11.85384	21.520310	463.124
TrunkImbalanceVPDM_deg	141	8.361	-6.233	2.128	-9.1436	1.531933	2.347
TrunkImbalanceVPDM_mm		60.000	-42.000	18.000	-7.25723	11.959579	143.032
PelvicTiltDLDR_deg		25.363	-10.620	14.744	.57646	3.806394	14.489
FlecheCervicale_mm		105.560	2.895	108.455	58.77552	21.301509	453.754
FlecheLombaire_mm		104.431	-16.943	87.488	42.43035	16.378164	268.244
KyphoticAngleVPITL_deg		57.829	10.365	68.194	42.93379	11.203797	125.525
LordoticAngleITLILSmax_deg		41.382	17.823	59.205	37.25562	9.296970	86.434
Валидан узорак							

У следећој табели (Табела 6.17) приказана је корелациона матрица линеарности дорзалних показатеља деформитета код пацијената мушког пола ($n = 141$) и коефицијенти корелације.

Табела 6.17 Корелациона матрица дорзалних показатеља деформитета код пацијената мушког пола
КОРЕЛАЦИОНА МАТРИЦА ДОРЗАЛНИХ МЕРА МУШКОГ ПОЛА

	TrunkLengthVPDM _mm	TrunkLengthVPSP _mm	TrunkLengthVPSP _percent	DimpleDistanceDLDR _mm	DimpleDistanceDLDR _percent	TrunkInclinationVPDM _deg	TrunkInclinationVPDM _mm	TrunkImbalanceVPDM _deg	TrunkImbalanceVPDM _mm	PelvicTiltDLDR _deg	PelvicTiltDLDR _mm	FlecheCervicale _mm	FlecheLombaire _mm	KyphoticAngleVPITL _deg	LordoticAngleTLILSm ax_deg
TrunkLengthVPDM _mm	1	.979**	.430**	.363**	.439**	.079	.113	.037	-.014	.198*	.219**	.307**	.115	.010	.333**
TrunkLengthVPSP _mm	.979**	1	.238**	.360**	.431**	.085	.119	-.005	-.052	.213*	.230**	.319**	.118	.024	.325**
TrunkLengthVPSP _percent	.430**	.238**	1	-.155	.163	-.003	-.021	-.207*	-.172*	.002	-.022	-.056	-.032	.053	.138
DimpleDistanceDLDR _mm	.363**	.360**	-.155	1	.670**	-.103	-.083	.036	.026	-.011	.030	.276**	.305*	.261*	.017
DimpleDistanceDLDR _percent	.439**	.431**	.163	.670**	1	-.181*	-.182*	.005	.034	-.183*	-.156	.020	.212*	.254*	.279**
TrunkInclinationVPDM _deg	.079	.085	-.003	-.103	-.181*	1	.993**	.072	.058	-.080	-.089	.417**	-.64**	-.129	.327**
TrunkInclinationVPDM _mm	.113	.119	-.021	-.083	-.182*	.993**	1	.065	.050	-.060	-.068	.447**	-.62**	-.112	.335**
TrunkImbalanceVPDM _deg	.037	-.005	-.207*	.036	.005	.072	.065	1	.994**	.270**	.260**	.062	.033	.038	-.010
TrunkImbalanceVPDM _mm	-.014	-.052	-.172*	.026	.034	.058	.050	.994**	1	.277**	.270**	.046	.036	.041	.007
PelvicTiltDLDR _deg	.198*	.213*	.002	-.011	-.183*	-.080	-.060	.270**	.277**	1	.986**	.151	.148	.128	-.041
PelvicTiltDLDR _mm	.219**	.230**	-.022	.030	-.156	-.089	-.068	.260**	.270**	.986**	1	.142	.166*	.122	-.041
FlecheCervicale _mm	.307**	.319**	-.056	.276**	.020	.417**	.447**	.062	.046	.151	.142	1	.276*	.679*	.000
FlecheLombaire _mm	.115	.118	-.032	.305**	.212*	.644**	.628**	.033	.036	.148	.166*	.276**	1	.671*	.606**
KyphoticAngleVPITL _deg	.010	.024	.053	.261**	.254**	-.129	-.112	.038	.041	.128	.122	.679**	.671*	1	.492**
LordoticAngleTLILSm max_deg	.333**	.325**	.138	.017	.279**	.327**	.335**	-.010	.007	-.041	-.041	.000	.606*	.492*	1

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

На крају, даје се дескриптивна статистика укупног узорка ($n = 372$). Просечне вредности дорзалних параметара са опсегом вредности и стандардним одступањем дати су у следећој табели (Табела 6.18).

Табела 6.18 Дескриптивна статистика дорзалних показатеља деформитета укупног узорка
ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА ДОРЗАЛНИХ МЕРА

	N	Опсег	Минимум	Максимум	Средња вредност	Стандардно одступање	Варијанса
TrunkLengthVPDM_mm	372	244.787	307.737	552.524	438.70986	41.786782	1746.135
TrunkLengthVPSP_mm		260.740	336.785	597.526	492.69142	43.422137	1885.482
TrunkLengthVPSP_percent		17.937	103.933	121.870	112.40176	2.303226	5.305
DimpleDistanceDLDR_mm		84.173	39.009	123.181	94.73850	12.368864	152.989
DimpleDistanceDLDR_percent		25.732	8.580	34.311	21.71442	3.047128	9.285
TrunkInclinationVPDM_deg		19.011	-9.796	9.215	1.19286	2.764896	7.645
TrunkInclinationVPDM_mm		133.073	-67.854	65.219	9.43032	20.949646	438.888
TrunkImbalanceVPDM_deg		10.866	-6.828	4.038	-.79528	1.612585	2.600
TrunkImbalanceVPDM_mm		82.500	-55.500	27.000	-6.19822	12.251445	150.098
PelvicTiltDLDR_deg		49.185	-26.565	22.620	.76535	4.169079	17.381

- Индексирање деформитета и статистика кључних показатеља -

PelvicTiltDLDR_mm	42.000	-27.000	15.000	1.24978	6.225678	38.759
FlecheCervicale_mm	105.560	2.895	108.455	50.04349	20.480574	419.454
FlecheLombaire_mm	115.313	-16.943	98.370	40.72889	16.221492	263.137
KyphoticAngleVPITL_deg	61.900	6.294	68.194	41.18106	10.793149	116.492
LordoticAngleITLILSmax_deg	52.152	17.823	69.975	40.73898	9.709249	94.270
Валидан узорак						

У следећој корелационој матрици представљени су коефицијенти корелације за укупан статистички узорак ($n = 372$). Осим јаких и веома јаких коефицијената корелације (већих од 0.70) посебно су интересантне горње вредности средњих коефицијената корелације између параметара лумбалне и цервикалне регије са параметрима инклинације трупа и углом кифозе и лордозе (Табела 6.19).

Табела 6.19 Корелациона матрица дорзалних показатеља деформитета укупног узорка
КОРЕЛАЦИОНА МАТРИЦА ДОРЗАЛНИХ МЕРА УКУПНОГ УЗОРКА

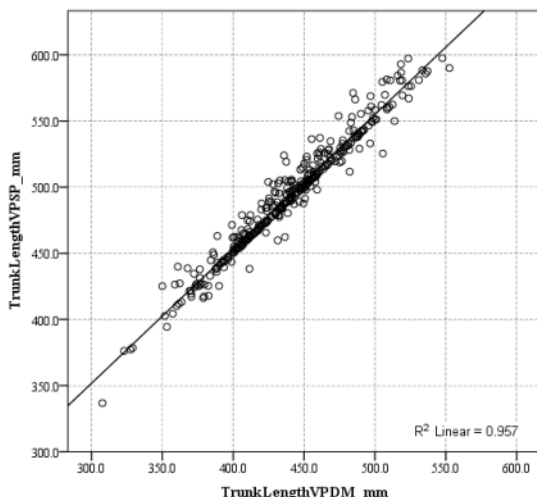
	TrunkLengthVPDM_mm	TrunkLengthVPSP_mm	TrunkLengthVPSP_percent	DimpleDistanceDLDR_mm	DimpleDistanceDLDR_percent	TrunkInclinationVPDM_deg	TrunkInclinationVPDM_mm	TrunkImbalanceVPDM_deg	TrunkImbalanceVPDM_mm	PelvicTiltDLDR_deg	PelvicTiltDLDR_mm	FlecheCervicale_mm	FlecheLombaire_mm	KyphoticAngleVPITL_deg	LordoticAngleITLILSmax_deg
TrunkLengthVPDM_mm	1	.978**	-.444**	.280**	-.413**	.154**	.183**	-.102*	-.139**	.111*	.118*	.372**	.088	.067	-.311**
TrunkLengthVPSP_mm	.978*	1	-.250**	.296**	-.385**	.165**	.193**	-.126*	-.161**	.108*	.113*	.382**	.083	.073	-.309**
TrunkLengthVPSP_percent	-.44**	-.250**	1	-.036	.265**	-.011	-.026	-.068	-.047	-.063	-.073	-.088	-.059	-.004	.108*
DimpleDistanceDLDR_mm	.280*	.296**	-.036	1	.752**	-.067	-.063	-.023	-.033	-.016	.023	.163**	.236**	.227**	.137**
DimpleDistanceDLDR_percent	.413*	-.385**	.265**	.752**	1	-.173**	-.186**	.054	.068	-.091	-.064	-.095	.164**	.174**	.334**
TrunkInclinationVPDM_deg	.154*	.165**	-.011	-.067	-.173**	1	.995**	-.053	-.053	.004	-.011	.384**	-.673**	-.149**	-.350**
TrunkInclinationVPDM_mm	.183*	.193**	-.026	-.063	-.186**	.995**	1	-.050	-.053	.008	-.009	.405**	-.664**	-.141**	-.358**
TrunkImbalanceVPDM_deg	.102*	-.126*	-.068	-.023	.054	-.053	-.050	1	.995**	-.224**	-.241**	-.034	.050	.015	.020
TrunkImbalanceVPDM_mm	-.13*	-.161**	-.047	-.033	.068	-.053	-.053	.995**	1	-.227**	-.244**	-.044	.046	.016	.029
PelvicTiltDLDR_deg	.111*	.108*	-.063	-.016	-.091	.004	.008	-.224**	-.227**	1	.967**	-.030	.031	-.027	.007
PelvicTiltDLDR_mm	.118*	.113*	-.073	.023	-.064	-.011	-.009	-.241**	-.244**	.967**	1	-.018	.066	-.002	.032
FlecheCervicale_mm	.372*	.382**	-.088	.163**	-.095	.384**	.405**	-.034	-.044	-.030	-.018	1	.233**	.686**	-.052
FlecheLombaire_mm	.088	.083	-.059	.236**	.164**	-.673**	-.664**	.050	.046	.031	.066	.233**	1	.669**	.603**
KyphoticAngleVPITL_deg	.067	.073	-.004	.227**	.174**	-.149**	-.141**	.015	.016	-.027	-.002	.686**	.669**	1	.479**
LordoticAngleITLILSmax_deg	.311*	-.309**	.108*	.137**	.334**	-.350**	-.358**	.020	.029	.007	.032	-.052	.603**	.479**	1

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

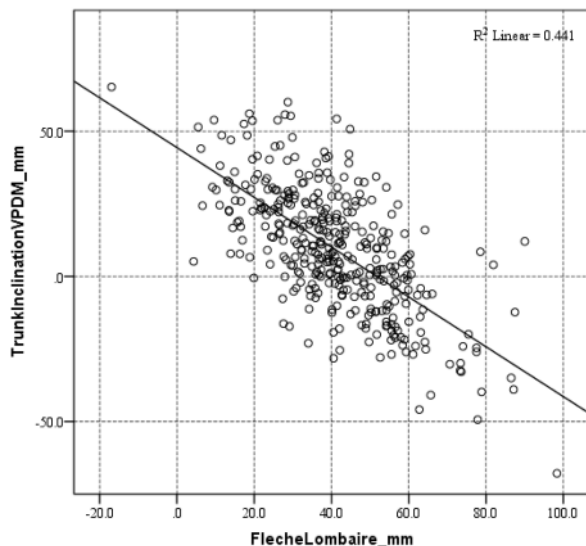
У том смислу, на следећим дијаграмима дате су вредности коефицијената корелације међу параметрима FlecheLombaire_mm и TrunkInclinationVPDM_deg, FlecheLombaire_mm и TrunkInclinationVPDM_mm, KyphoticAngleVPITL_deg и FlecheCervicale_mm, као и параметара KyphoticAngleVPITL_deg и FlecheLombaire_mm, LordoticAngleITLILSmax_deg и FlecheLombaire_mm.

Јака линеарна зависност параметара дорзалних површи на примеру односа параметара TrunkLengthVPDM_mm и TrunkLengthVPSP_mm приказана је на следећем дијаграму (Слика 6.71).

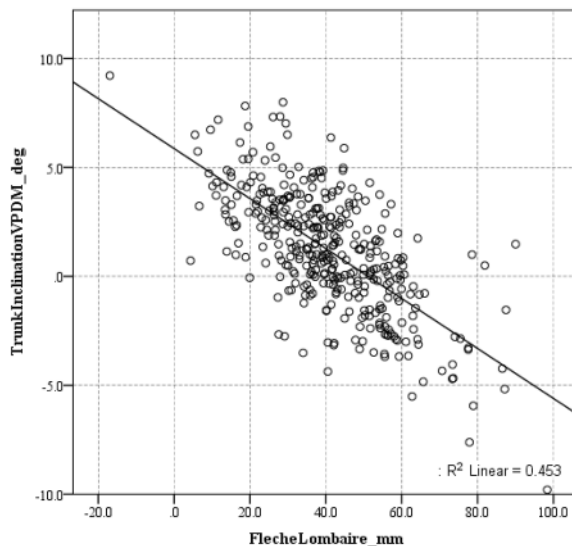


Слика 6.71 Пример јаке корелације дорзалних мера TrunkLengthVPDM_mm и TrunkLengthVPSP_mm

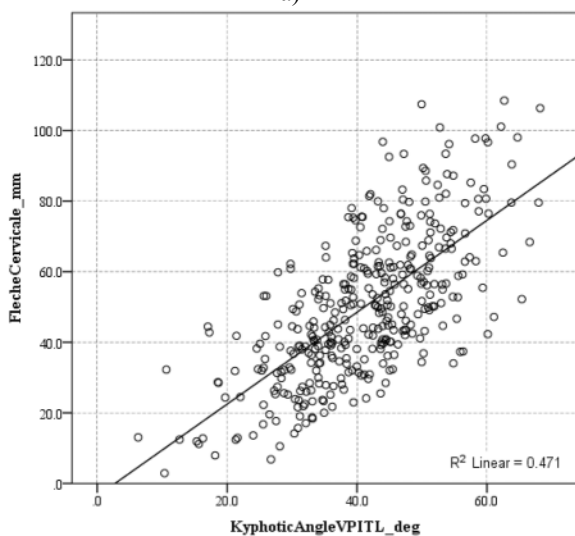
На следећим дијаграмима приказани су дијаграми корелације са средње јаким коефицијентима корелације (Слика 6.72а - Слика 6.72д).



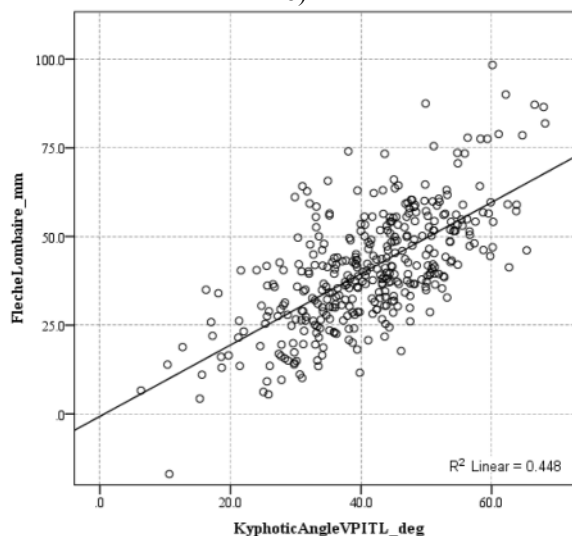
а)



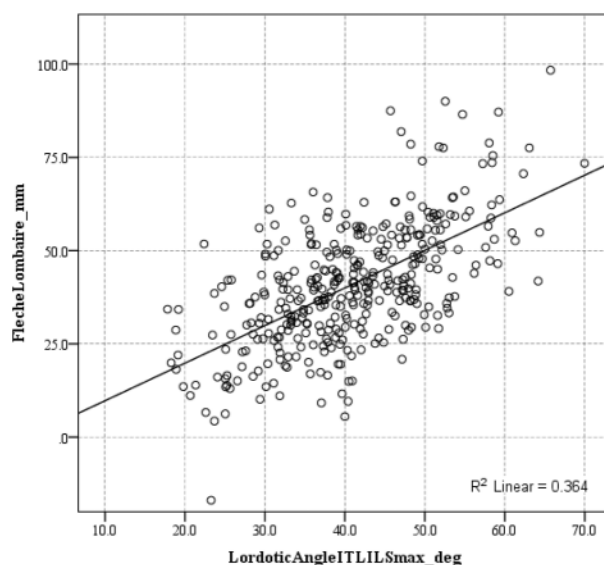
б)



в)



г)



д)

Слика 6.72 Корелација дорзалних показатеља

Према [Har00] дефинисане су оптималне вредности дорзалних параметара за нормални профил кичменог стуба (близак идеалном) и опсег њихових вредности (Табела 6.20). Параметри дебаланса трупа (енгл. „Trunk Imbalance: VP-DM,mm“), пада карлице (енгл. „Pelvic Tilt: DL-DR,mm“), торзије карлице (енгл. „Pelvic Torsion: DL-DR,deg“), максимални угао кифозе (енгл. „Kyphotic Angle: ICT-ITL,deg“) и максимални угао лордозе (енгл. „Lordotic Angle: ITL-ILS,deg“).

Табела 6.20 Оптималне вредности дорзалних параметара
ОПТИМАЛНЕ ВРЕДНОСТИ ДОРЗАЛНИХ ПАРАМЕТАРА

Trunk Imbalance VP-DM, mm	10мм (лево)	7мм (лево)	0мм	7мм (десно)	10мм (десно)
Pelvic Tilt DL-DR, mm	10мм	7мм	0мм	7мм	10мм
Kyphotic Angle ICT-ITL	20°	42°	48	55°	77°
Lordotic Angle ITL-ILS	20°	33°	40	47°	60°

Приказ опсега кључних дијагностичких параметара и оптималних вредности (Trunk Imbalance VP-DM: 0mm, Pelvic Tilt DL-DR: 0mm, Pelvic Torsion DL-DR: 0deg, Surface Rotation: 0deg, Lateral Deviation VPDM: 0mm, Kyphotic Angle ICT-ITL: ~48deg, Lordotic Angle ITL-ILS: 40deg), представљених зеленим бојама.

6.5.1.1 Генерисање маркера просечне површи K-means кластер анализом

Кластер анализа представља статистичку технику за груписање релативно хомогених података у кластер скупове (енгл. „Cluster“) према сличности или према вредностима. У оквиру програма SPSS постоји посебан алгоритам за класификацију објеката у кластере [Geo04].

Код овог поступка унапред се дефинише коначни број кластера (за 17 дорзалних маркера; 7 основних и 10 допунских), на основу чега програм тачке маркера сврстава у најближи кластер. Алгоритам за овај облик кластер анализе представља метода сортирања на основу најближег центроида (енгл. „Nearest Centroid Sorting“). Према овом алгоритму објекат се повезује с оним кластером према чијем центроиду има најмању удаљеност. Ако су центри кластера нису познати они се итеративно процењују на основу података.

Просечне позиције маркера за мушки и женски узорак одређене као центри кластера одређују се на основу координата маркера. Како је за сколиозе посебно значајна постериорна равна овде ће се анализирати координате маркера (x, y).

За сваки кластер, центар представља аритметичка средина свих варијабли израчуната на основу објеката који чине кластер. Такви центри кластера називају се иницијални кластерски центри (енгл. „Initial Cluster Centers“) (Табела 6.21). За сваки нови објект рачуна се еуклидска удаљеност од иницијалних кластерских центара и објект се сврстава у најближи кластер.

Табела 6.21 Иницијални кластерски центри примарних маркера пацијената женског пола
ИНИЦИЈАЛНИ КЛАСТЕРСКИ ЦЕНТРИ

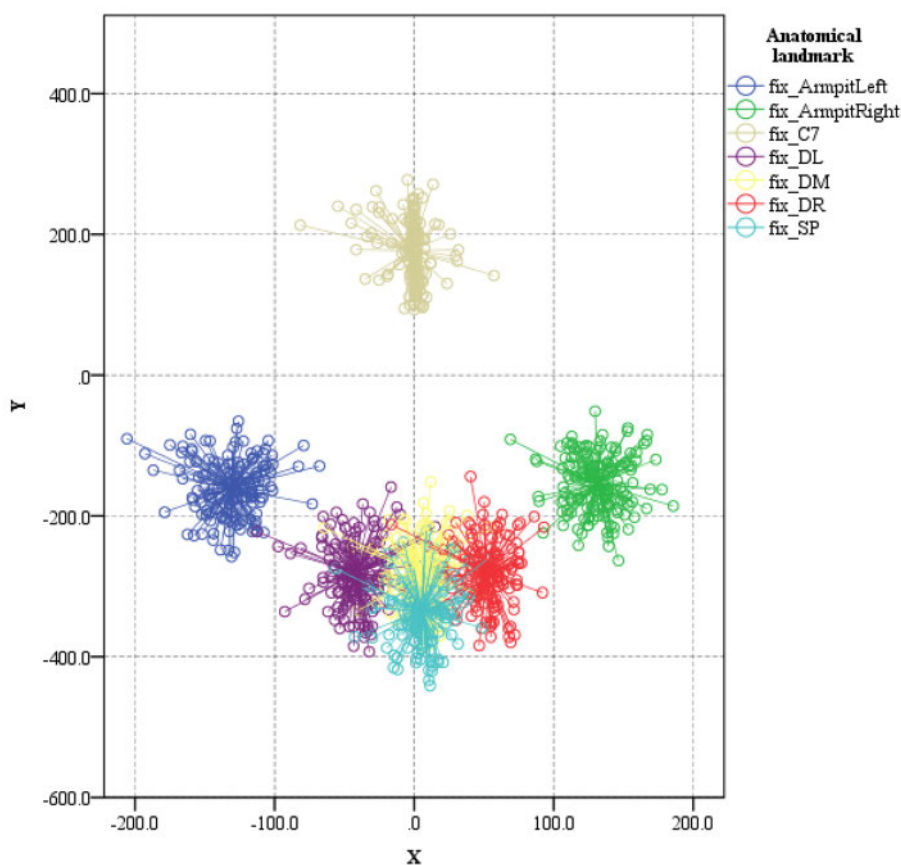
	Cluster						
	1	2	3	4	5	6	7
X	146.41	-36.80	129.70	.00	13.50	-205.82	11.43
Y	-263.49	-183.00	-51.20	93.00	271.05	-90.40	-441.26

Након придруживања свих нових објеката могуће је поновно израчунати центре кластера. Ти центри се називају коначни центри кластера (енгл. „Final Cluster Centers“) (Табела 6.22).

Табела 6.22 Финални кластерски центри примарних маркера пацијената женског пола
ФИНАЛНИ КЛАСТЕРСКИ ЦЕНТРИ

	Cluster						
	1	2	3	4	5	6	7
X	41.76	-29.84	130.71	1.80	-6.25	-131.20	7.95
Y	-256.17	-265.94	-152.63	141.17	215.04	-161.01	-344.87

На следећој слици приказана је кластер анализа позиције примарних маркера пацијената женског пола (Слика 6.73).



Слика 6.73 Кластер анализа позиције примарних маркера пацијената женског пола

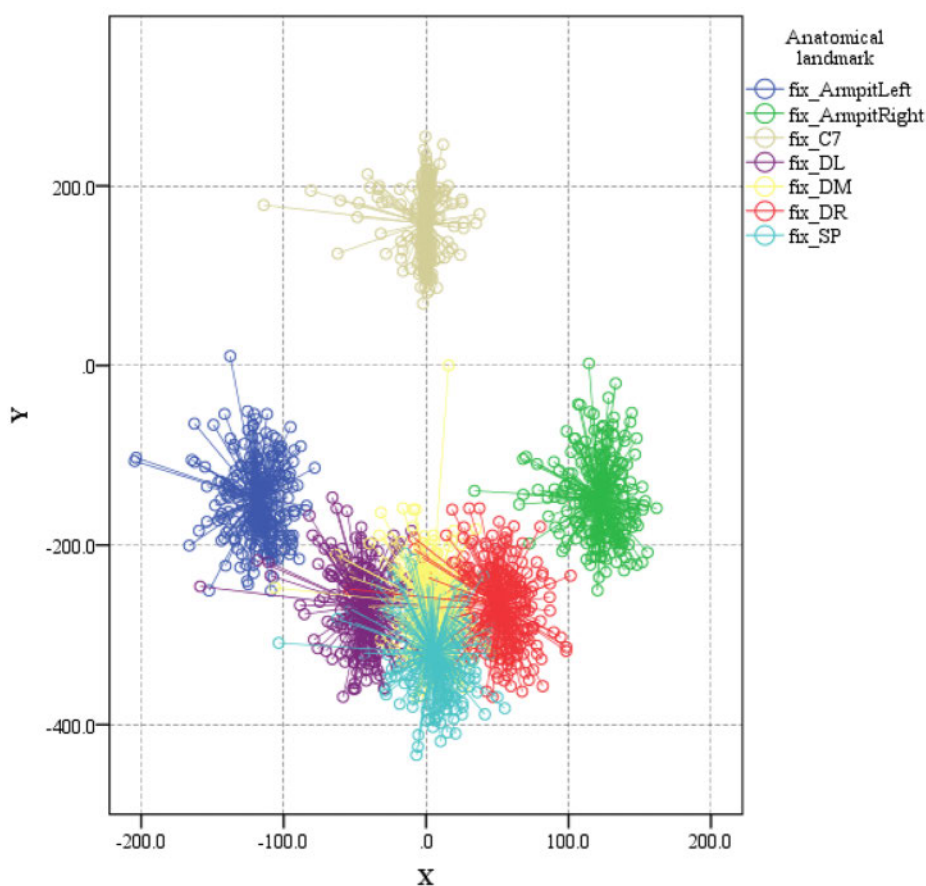
Центри кластера на основу којих се врши класификација нових објеката у задате кластере називају се класификациони центри кластера (енгл. „Classification Cluster Centers“).

Могуће је проверити колико успешно ови центри раздвајају поједине кластере и једна могућност провере је израчунавање еуклидске удаљености између појединих парова кластера (резултат је матрица са еуклидским удаљеностима) (Табела 6.23).

Табела 6.23 Матрица еуклидских удаљености финалних кластера примарних маркера женског пола
РАСТОЈАЊА ФИНАЛНИХ КЛАСТЕРСКИХ ЦЕНТАРА

Cluster	1	2	3	4	5	6	7
1		72.266	136.499	399.342	473.648	197.416	94.924
2	72.266		196.506	408.333	481.553	145.893	87.507
3	136.499	196.506		320.834	392.351	262.046	228.090
4	399.342	408.333	320.834		74.308	330.150	486.072
5	473.648	481.553	392.351	74.308		396.259	560.084
6	197.416	145.893	262.046	330.150	396.259		230.579
7	94.924	87.507	228.090	486.072	560.084	230.579	

Слична анализа може се спровести за основне маркере мушког пола. На следећем дијаграму приказана је кластер анализа позиције примарних маркера пацијената мушког пола (Слика 6.74).



Слика 6.74 Кластер анализа позиције примарних маркера пацијената мушког пола

Табела 6.24 Иницијални кластерски центри примарних маркера пацијената мушког пола
INITIAL CLUSTER CENTERS

	Cluster						
	1	2	3	4	5	6	7
X	-137.50	114.30	-204.60	-49.50	-6.80	120.38	-.50
Y	10.40	2.30	-106.59	-192.00	-433.80	-250.33	255.00

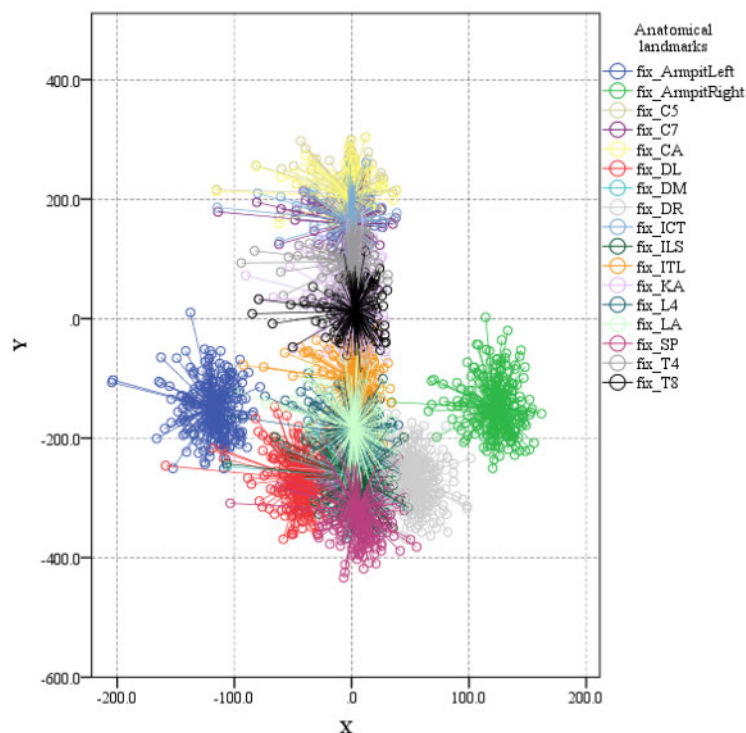
Табела 6.25 Финални кластерски центри примарних маркера пацијената мушког пола

	Cluster						
	1	2	3	4	5	6	7
X	-120.08	120.72	-110.55	-24.78	6.98	47.02	-1.77
Y	-112.14	-146.16	-189.02	-250.09	-330.23	-251.78	157.87

Табела 6.26 Матрица еуклидских удаљености финалних кластера примарних маркера мушког пола

Cluster	DISTANCES BETWEEN FINAL CLUSTER CENTERS						
	1	2	3	4	5	6	7
1		243.192	77.471	167.666	252.400	217.766	294.787
2	243.192		235.208	178.814	216.379	128.799	327.782
3	77.471	235.208		105.284	183.714	169.605	363.544
4	167.666	178.814	105.284		86.200	71.822	408.611
5	252.400	216.379	183.714	86.200		88.072	412.552
6	217.766	128.799	169.605	71.822	88.072		412.552
7	294.787	327.782	363.544	408.611	488.178	412.552	

На крају, дају се финални кластерски центри, односно позиције свих маркера, примарних и допунских за пацијенте женског пола (Слика 6.75).



Слика 6.75 Кластер анализа позиције укупних маркера пацијената женског пола

У следећој табели дате су координате центара 17 кластера свих маркера које одговарају позицији маркера просечне површи пацијената женског пола.

Табела 6.27 Финални кластерски центри укупних маркера пацијената женског пола

	Cluster																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
X	-113.3	5.4	-1.2	.53	19.9	123.9	108.6	.99	3.1	-15.8	-10.8	-56.7	121.3	.95	40.7	119.0	.64
Y	-145.6	185.0	118.2	48.4	-349.0	184.4	203.8	176.0	-25.7	-303.4	-242.3	206.2	-90.5	115.1	267.1	-109.8	238.0

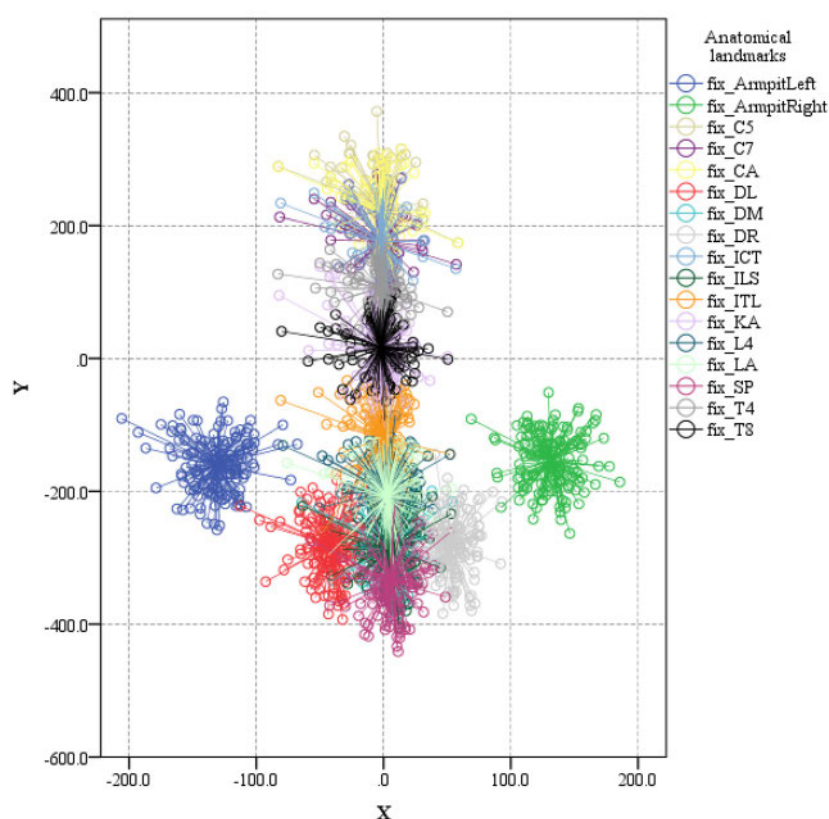
Слично, дају се финални кластерски центри, односно позиције свих маркера, примарних и допунских за пацијенте мушког пола (Слика 6.76).

У следећој табели дате су координате центара 17 кластера свих маркера које одговарају позицији маркера просечне површи пацијената мушког пола (Табела 6.28).

Табела 6.28 Финални кластерски центри примарних маркера пацијената мушког пола

	FINAL CLUSTER CENTERS																
	Cluster																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
X	-4.49	-31.6	-106.5	-9.08	1.74	1.58	1.50	-.54	-149.4	51.52	-122.9	131.4	130.1	.33	1.27	-31.9	14.15
Y	229.9	-306.1	-125.3	287.1	-197.4	95.9	-270.2	9.62	-134.7	-263.6	-204.2	-189.6	-117.9	-98.6	171.8	127.7	-353.7

Слична анализа може се извршити и за сагиталне координате маркера (y,z), чиме се стичу услови за генерисање 3Д просечне мреже маркера.



Слика 6.76 Кластер анализа позиције укупних маркера пацијената мушког пола

6.5.2 Статистика унутрашњих показатеља деформитета

Након генерисања резултата мерења унутрашњих показатеља у односу на референтне маркере приступа се анализи корелације и креирања средњег статистичког модела за укупан узорак, за женски и за мушки пол.

6.5.2.1 Параметри средње спиналне линије и фактора скалирања

На основу дужине линијског сегмента средње спиналне линије (Split_L) генерисане за сваког пацијента, прерачунава се параметар фактора скалирања (ScalingFactor). Статистика ових параметара дата је за адолесцентски узраст за оба пола (Табела 6.29 и Табела 6.30).

Табела 6.29 Дескриптивна статистика фактора средње спиналне линије за женски пол - адолесценти
**ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА ФАКТОРА СРЕДЊЕ
 СПИНАЛНЕ ЛИНИЈЕ ЗА ЖЕНСКИ ПОЛ - АДОЛЕСЦЕНТИ**

	N	Опсег	Минимум	Максимум	Средина	Стандардно одступање
ScalingFactor		.398	.678	1.076	.89065	.064810
Split_L	231	197.73	336.73	534.46	442.2095	32.17819
Валидан узорак	231					

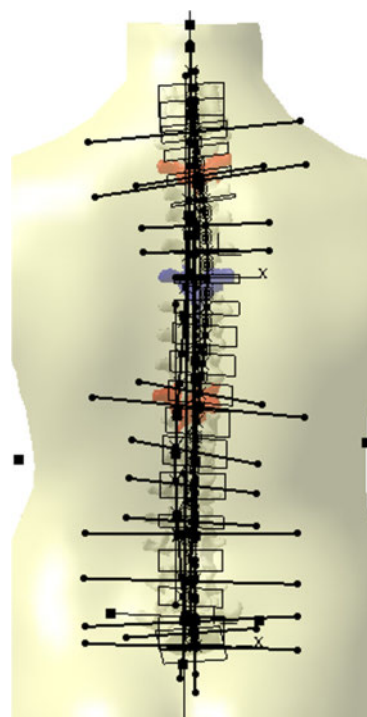
Табела 6.30 Дескриптивна статистика фактора средње спиналне линије за мушки пол - адолесценти
**ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА ФАКТОРА СРЕДЊЕ
 СПИНАЛНЕ ЛИНИЈЕ ЗА МУШКИ ПОЛ - АДОЛЕСЦЕНТИ**

	N	Опсег	Минимум	Максимум	Средина	Стандардно одступање
ScalingFactor		.444	.667	1.111	.93887	.089938
Split_L	141	220.377	331.069	551.445	466.1467 5	44.654191
Валидан узорак	141					

На следећој слици у размери 1.5:800 дати су изгледи модела кичменог стуба за највећи и најмањи фактор скалирања (ScalingFactor) из узорка адолесцентског узраста (Слика 6.77).



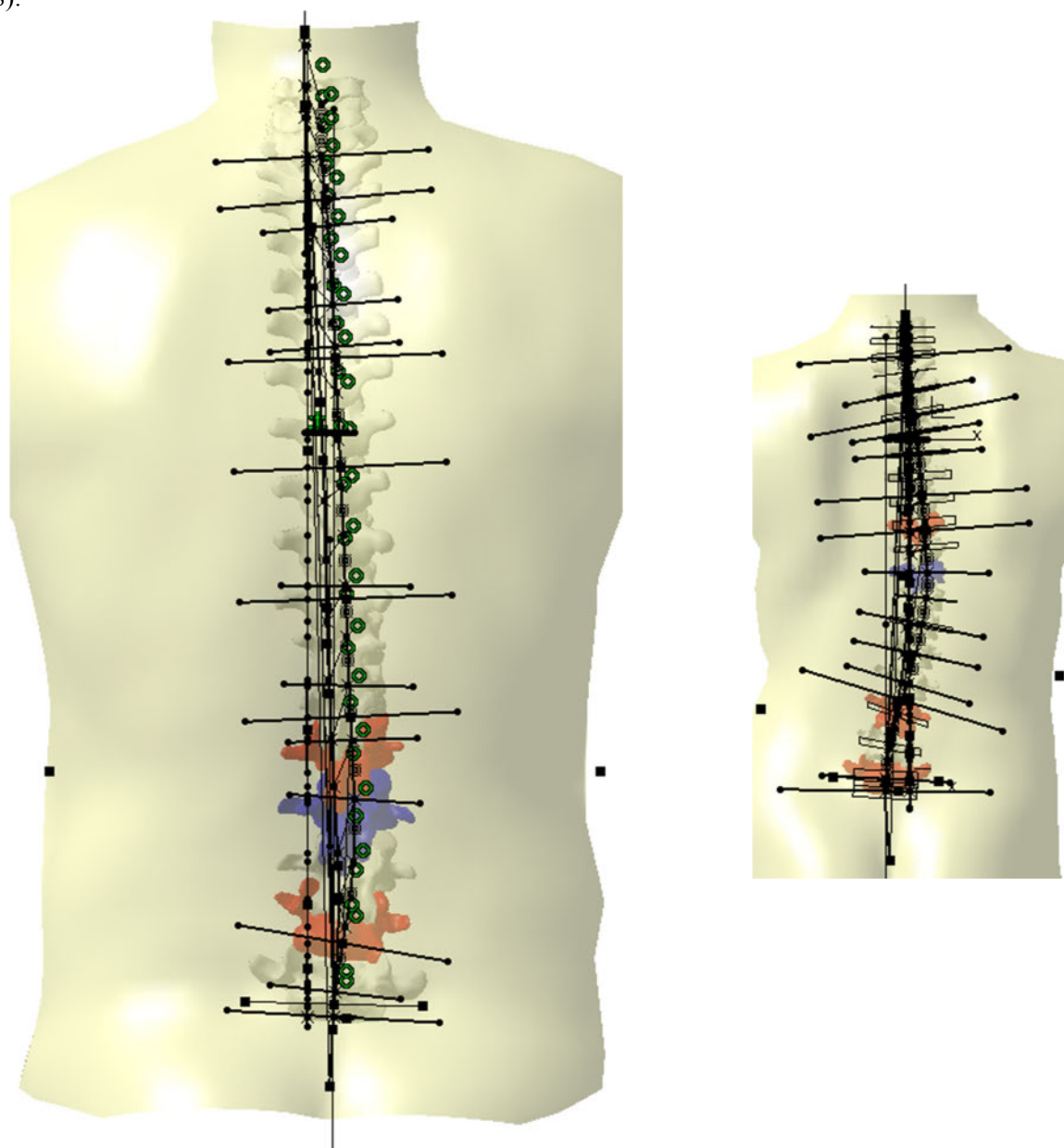
Мушки пол,
 М.П., Фактор скалирања 1.11066, 15 год.



Мушки пол
 Д.Ф., Фактор скалирања 0.666805, 11 год.

Слика 6.77 Изглед модела деформитета са највећим и најмањим параметром ScalingFactor – адолесцентски узраст

На следећој слици у размери 1.5:800 дати су изгледи модела кичменог стуба за највећи и најмањи фактор скалирања из укупног узорка и за пацијенте неадолесцентског узраста (Слика 6.78).



Мушки пол,
И.Н., Фактор скалирања 1.107848, 43 год.

Женски пол,
Ј.П., Фактор скалирања 0.555297, 4 год.

Слика 6.78 Изглед модела деформитета са највећим и најмањим параметром ScalingFactor – неадолесцентски узраст

6.5.2.2 Статистика Cobb-ових углова

У [Sam07] као примарни радиографски показатељ узет је главни (највећи) Cobb-ов угао у фронталној равни. И за узорак од 60 пацијената, средња вредност овог угла била је око 25° , док је у студији приказаној у [Mic07] средњи угао Cobb-овог угла за драстичније сколиозе код 48 пацијената износио 67.8° при компјутерском одређивању углова и 71.7° мануелним путем. Подаци показују да ручно мерење на дигиталним 2Д снимцима значајно не побољшава тачност. Да би се боље разумела природа деформитета, осим највећих углова треба пратити и углове секундарних кривина.

У овом докторату праћени су Cobb-ови углови примарне и секундарне кривине код пацијената женског и мушког пола који су већи од 10°. Такође, анализирана је учесталост кривина већих од 10°. Треба напоменути да се статистика односи на Cobb-ове углове у фронталној равни, а да ће касније бити узети у разматрање и Cobb-ови углови у сагиталној равни у поређењу са SOSORT угловима.

Од укупно 141 пацијента мушког пола, кривина већа од 10° идентификована је код 118 пацијената (Табела 6.31). Минимални угао примарне кривине био је 10.01°, максимални 53.3°, а средњи 19.85±8.87°. Секундарна кривина идентификована је код 76 пацијената. Минимални угао секундарне кривине био је 10.05°, максимални 38.89°, а средњи 17.52±7.11°.

Табела 6.31 Дескриптивна статистика Cobb-ових углова за мушки пол
**ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА СОБВ-ОВИХ УГЛОВА
ЗА МУШКИ ПОЛ**

	N	Минимум	Максимум	Средња вредност	Стандардно одступање
Cobb-ов угао примарне кривине	118	10.01	53.30	19.8531	8.87963
Cobb-ов угао секундарне кривине	76	10.05	38.89	17.5287	7.11579
Valid N	141				

У следећој табели приказана је учесталост броја кривина код пацијената мушког пола (Табела 6.32).

Табела 6.32 Учесталост кривина код пацијената мушког пола
УЧЕСТАЛОСТ БРОЈА КРИВИНА

	Учесталост	Процент	Валидан проценат	Кумулативни проценат
Кривине мање од 10°	23	16.3	16.3	16.3
Valid Једноструке	41	29.1	29.1	45.4
Двоструке	39	27.7	27.7	73.0
Троструке	22	15.6	15.6	88.7
Четвороструке	10	7.1	7.1	95.7
Петострука	5	3.5	3.5	99.3
Шестострука	1	.7	.7	100.0
Укупно	141	100.0	100.0	

На основу табеле може се закључити да је по учесталости најчешћа једнострука кривина (41%), затим следе двоструке (39%) и троструке (22%).

Од укупно 231 пацијента женског пола, кривина већа од 10° идентификована је код 215 пацијенткиња (Табела 6.33). Минимални угао примарне кривине био је 10.40°, максимални 62.73°, а средњи 25.52±12.13°. Секундарна кривина идентификована је код 183 пацијенткиње. Минимални угао секундарне кривине био је 10.20°, максимални 49.71°, а средњи 20.62±8.77°.

Табела 6.33 Дескриптивна статистика Cobb-ових углова за женски пол
**ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА СОБВ-ОВИХ УГЛОВА
ЗА ЖЕНСКИ ПОЛ**

	N	Минимум	Максимум	Средња вредност	Стандардно одступање
Cobb-ов угао примарне кривине	215	10.40	62.73	25.5294	12.13237
Cobb-ов угао секундарне кривине	183	10.20	49.71	20.6265	8.77586
Valid N	231				

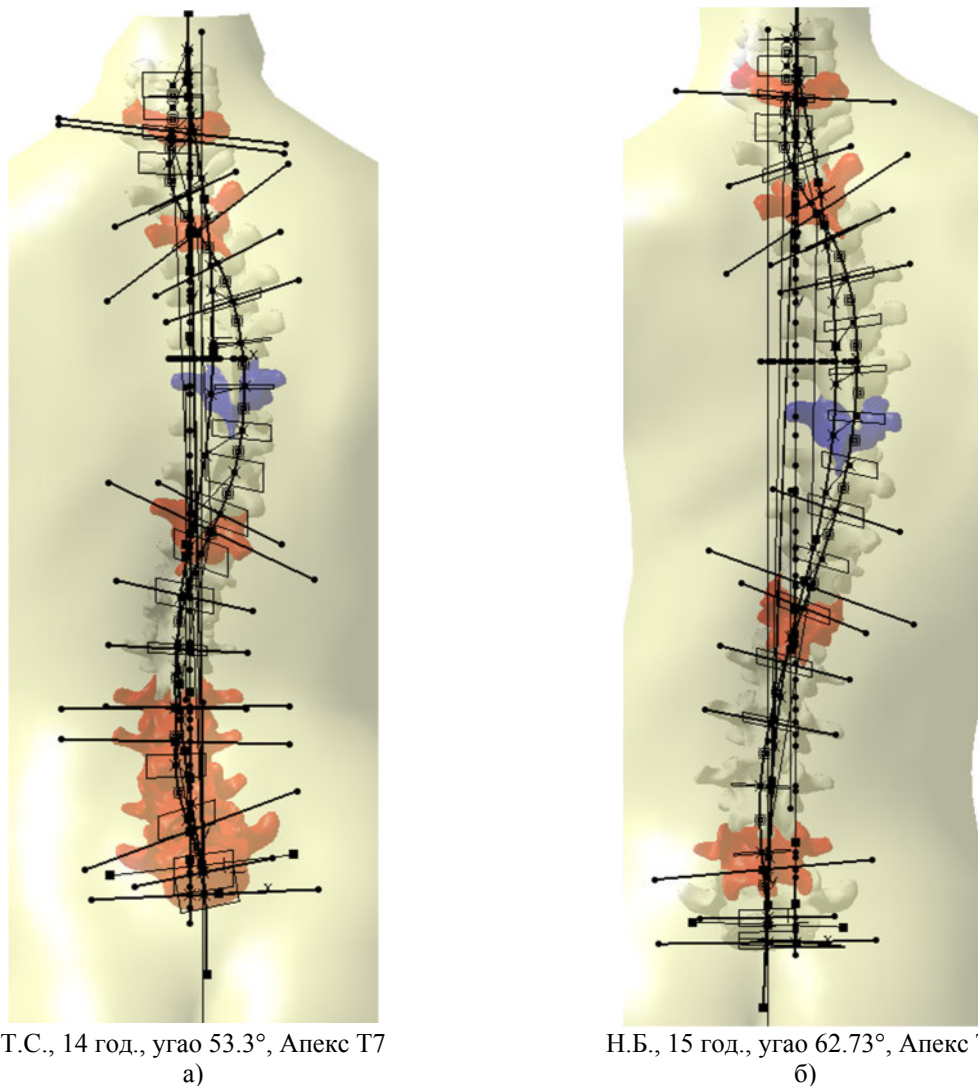
У следећој табели приказана је учесталост броја кривина код пацијената женског пола (Табела 6.34).

Табела 6.34 Учесталост кривина код пацијената женског пола
УЧЕСТАЛОСТ БРОЈА КРИВИНА

	Учесталост	Процент	Валидан проценат	Кумулативни проценат
Кривине мање од 10°	15	6.5	6.5	6.5
Valid Једноструке	33	14.3	14.3	20.8
Двоструке	61	26.4	26.4	47.2
Троструке	79	34.2	34.2	81.4
Четвороструке	38	16.5	16.5	97.8
Петострука	5	2.2	2.2	100.0
Укупно	231	100.0	100.0	

На основу табеле може се закључити да је по учесталости код пацијенткиња најчешћа трострука кривина (34.2%), затим следе двоструке (26.4%) и четвороструке (16.5%).

Оцена сагиталних углова може бити компликованија због природних кривина сагиталног профила, за које не постоје адекватне препоруке из литературе.



Слика 6.79 Максималне вредности Cobb-ових углова примарних кривина а) мушки пол, б) женски пол

На слици (Слика 6.79) дати су модели кичмених стубова са највећом примарном кривином забележеном код адолесцената мушког и женског пола из узорка и обе су деснострране.

6.5.2.3 Статистика SOSORT углова

Према SOSORT препорукама генерисани су углови у фронталној равни (SosortFrontL1L5, SosortFrontT10L2, SosortFrontT2T5, SosortFrontT5T12) и сагиталној равни (SosortSagittalL1L5, SosortSagittalT4T12). Статистика је презентована у следећим табелама (Табела 6.35 и Табела 6.36).

Табела 6.35 Статистика SOSORT углова мушког пола

ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА SOSORT УГЛОВА МУШКОГ ПОЛА

	N	Минимум	Максимум	Средња вредност	Стандардно одступање
SosortFrontL1L5	141	.00	30.18	5.7136	5.60336
SosortFrontT10L2		.03	42.41	7.3012	6.42849
SosortFrontT2T5		.10	32.02	6.6351	5.55057

- Индексирање деформитета и статистика кључних показатеља -

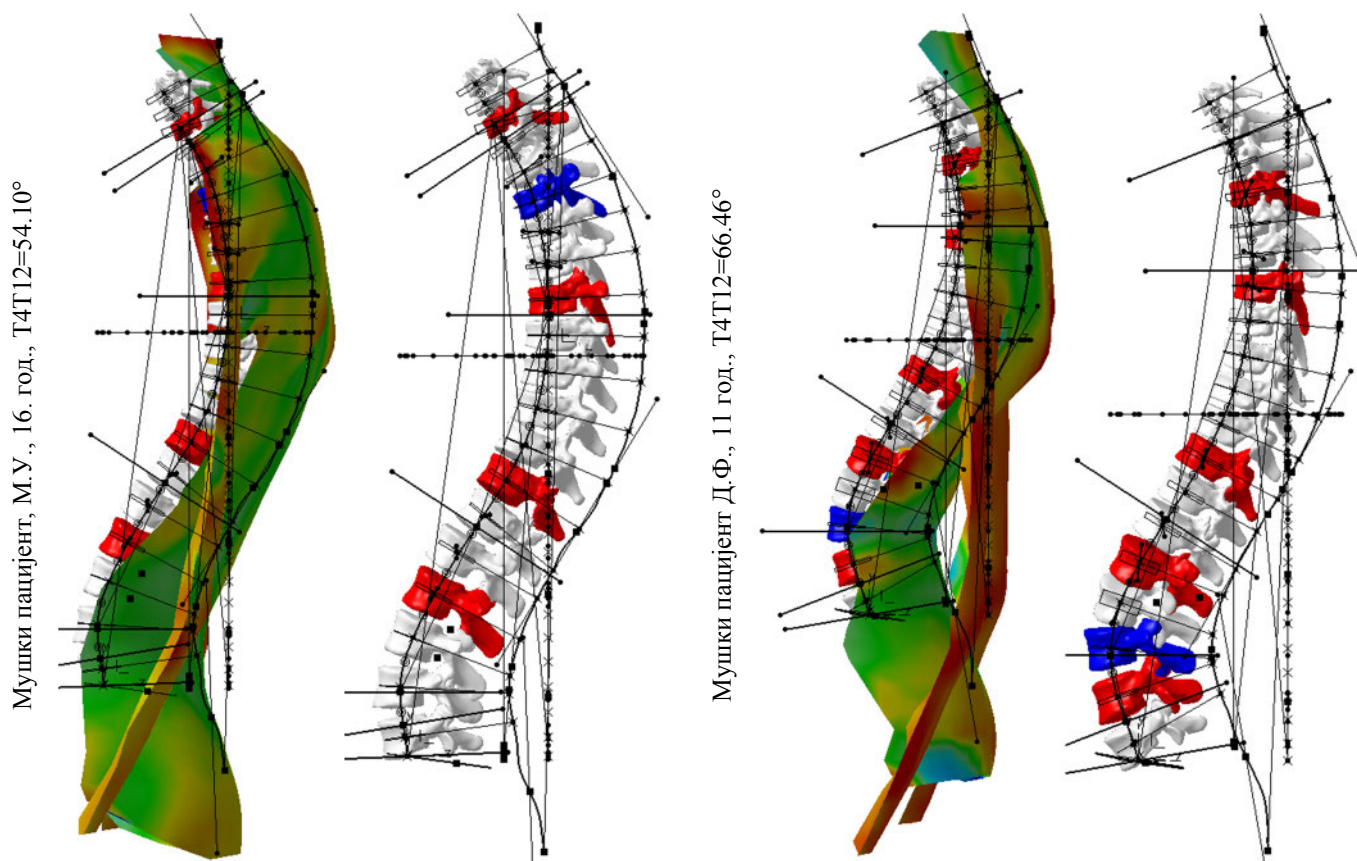
SosortFrontT5T12	.02	47.12	6.5427	7.55475
SosortSagittalL1L5	.45	57.99	30.8564	11.33200
SosortSagittalT4T12	1.46	54.10	23.8103	9.41242
Valid N	141			

Табела 6.36 Статистика SOSORT углава женског пола

ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА SOSORT УГЛОВА ЖЕНСКОГ ПОЛА

	N	Минимум	Максимум	Средња вредност	Стандардно одступање
SosortFrontL1L5	231	.05	45.98	9.0150	7.23081
SosortFrontT10L2		.04	42.81	9.9425	8.39751
SosortFrontT2T5		.06	36.21	8.1142	7.10725
SosortFrontT5T12		.13	61.13	13.4500	11.38996
SosortSagittalL1L5		10.18	66.46	36.7028	10.23129
SosortSagittalT4T12		.43	52.86	18.7605	9.49201
Valid N	231				

На следећој слици приказани су максимални углови кифозе и лордозе према SOSORT препорукама, а описани параметрима SosortSagittalT4T12 и SosortSagittalL1L5 (Слика 6.80).



Слика 6.80 Приказ максималних вредности параметара SosortSagittalT4T12 и SosortSagittalL1L5

6.5.2.4 Статистика транспозиција центара пршљенских тела и интервертебралних дискуса

Позиције центара пршљенских тела и тежишта интервертебралних дискова измерене су у односу на вертикалну осу из анатомског обележја S1, затим у односу на линију која спаја анатомска обележја Fix_DM и Fix_C7, као и у односу на локалну осу кичменог стуба која спаја тежишта DM и C7. Статистика ових параметара дата је у следећим табелама (Табела 6.37 и Табела 6.38).

Табела 6.37 Статистика транспозиција центроида вертебралних тела – женски пол

**ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА ТРАНСПОЗИЦИЈА
ЦЕНТРОИДА ВЕРТЕБРАЛНИХ ТЕЛА
- Женски пол -**

	N	Минимум	Максимум	Средња вредност	Стандардно одступање
TranspC7FrmFixC7DM		-3.972	1.479	.07341	.499942
TranspT1FrmFixC7DM		-8.014	6.142	-.44691	1.928888
TranspT2FrmFixC7DM		-13.830	13.466	-.10443	4.304763
TranspT3FrmFixC7DM		-21.195	24.564	1.49730	6.992215
TranspT4FrmFixC7DM		-29.352	31.323	3.50261	9.526869
TranspT5FrmFixC7DM		-36.419	37.554	5.31868	11.543907
TranspT6FrmFixC7DM		-41.311	43.086	6.83553	12.935270
TranspT7FrmFixC7DM		-41.924	47.060	7.89953	13.637706
TranspT8FrmFixC7DM		-40.878	47.417	8.31774	13.734112
TranspT9FrmFixC7DM	231	-41.010	50.097	7.97103	13.331826
TranspT10FrmFixC7DM		-37.599	47.390	6.82577	12.545415
TranspT11FrmFixC7DM		-32.717	43.441	5.04030	11.931570
TranspT12FrmFixC7DM		-30.737	41.245	2.86606	11.780801
TranspL1FrmFixC7DM		-32.976	35.096	.77720	11.492754
TranspL2FrmFixC7DM		-30.257	32.056	-.44977	10.036460
TranspL3FrmFixC7DM		-18.117	21.671	-1.01855	7.508565
TranspL4FrmFixC7DM		-9.367	14.791	-.68709	4.021082
TranspL5FrmFixC7DM		-3.389	4.661	.01425	.891401
Valid N	231				

Табела 6.38 Статистика транспозиција центроида вертебралних тела – мушки пол

**ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА ТРАНСПОЗИЦИЈА
ЦЕНТРОИДА ВЕРТЕБРАЛНИХ ТЕЛА
- Мушки пол -**

	N	Минимум	Максимум	Средња вредност	Стандардно одступање
TranspC7FrmFixC7DM		-1.950	1.353	.02110	.508198
TranspT1FrmFixC7DM		-6.675	4.247	-.67588	1.770558
TranspT2FrmFixC7DM		-15.369	8.692	-.96805	3.987920
TranspT3FrmFixC7DM		-24.609	19.271	-.54340	6.405665
TranspT4FrmFixC7DM		-29.164	29.991	.14388	8.464490
TranspT5FrmFixC7DM		-29.869	39.379	.80870	9.837416
TranspT6FrmFixC7DM		-26.795	45.158	1.53510	10.688964
TranspT7FrmFixC7DM		-21.167	47.543	2.11618	11.115882
TranspT8FrmFixC7DM		-21.173	48.376	2.32297	11.240926
TranspT9FrmFixC7DM	141	-23.761	46.751	2.16724	11.061435
TranspT10FrmFixC7DM		-27.384	49.629	1.58866	10.856887
TranspT11FrmFixC7DM		-31.316	53.629	.78216	10.959057
TranspT12FrmFixC7DM		-33.489	56.032	-.02503	11.373546
TranspL1FrmFixC7DM		-32.054	51.259	-.69721	11.244106
TranspL2FrmFixC7DM		-27.310	36.886	-.94187	9.766273
TranspL3FrmFixC7DM		-21.496	23.723	-.68207	7.150002
TranspL4FrmFixC7DM		-12.532	11.280	-.16777	3.950829
TranspL5FrmFixC7DM		-4.750	6.087	.04672	1.231410
Valid N	141				

Позиције су мерене у фронталној равни и у односу на локалну кичмену осу одређени су најудаљенији (апикални) пршљенови, при чему позитивне вредности транспозиција означавају десне деформитета, а негативне вредности леве.

Према евиденцији Центра за физикалну медицину и рехабилитацију, Клиничког центра у Крагујевцу најучесталији облик идиопатске сколиозе је тораколумбална. У овој студији, доминантан тип сколиозе, према позицији најудаљенијег апекса, је код мушког пола торакална (51.1%) као и код женског пола (63.2%). По учесталости затим следе тораколумбална (33.3% и 23.8%) и лумбална (15.6% и 13%). У следећим табелама дате су вредности статистичке анализе типова кривина код пацијената мушког и женског пола (Табела 6.39 и Табела 6.40). Слични резултати добијени су у [Kan96].

Табела 6.39 Фреквенција кривина према броју апекса код мушког пола

ФРЕКВЕНЦИЈА КРИВИНА ПРЕМА БРОЈУ АПЕКСА КОД МУШКОГ ПОЛА		Учесталост	Процент	Валидан процент	Кумулативни процент
Valid	Лумбална (апекс L2-L5)	22	15.6	15.6	15.6
	Тораколумбална (апекс T12-L1)	47	33.3	33.3	48.9
	Торакална кривина (апекс T1-T11)	72	51.1	51.1	100.0
	Укупно	141	100.0	100.0	

Табела 6.40 Фреквенција кривина према броју апекса код женског пола

ФРЕКВЕНЦИЈА КРИВИНА ПРЕМА БРОЈУ АПЕКСА КОД ЖЕНСКОГ ПОЛА		Учесталост	Процент	Валидан процент	Кумулативни процент
Valid	Лумбална (апекс L2-L5)	30	13.0	13.0	13.0
	Тораколумбална (апекс T12-L1)	55	23.8	23.8	36.8
	Торакална кривина (апекс T1-T11)	146	63.2	63.2	100.0
	Укупно	231	100.0	100.0	

У овом истраживању највећу учесталост код пацијената женског пола имале су деснострани сколиозе (68.4%). При томе евидентирано је 119 десних и 27 левих торакалних, 24 десне и 31 лева тораколумбална и 15 левих и 15 десних лумбалних (Табела 6.41).

Табела 6.41 Фреквенција конкавитета кривине код женског пола

ФРЕКВЕНЦИЈА КОНКАВИТЕТА КРИВИНЕ КОД ЖЕНСКОГ ПОЛА		Учесталост	Процент	Валидан процент	Кумулативни процент
Valid	Деснострани сколиозе	158	68.4	68.4	68.4
	Левострани сколиозе	73	31.6	31.6	100.0
	Укупно	231	100.0	100.0	

Највећу учесталост код пацијената мушког пола имале су левострани сколиозе (50.4%). При томе евидентирано је 38 десних и 34 лево торакалне сколиозе, 18 десних и 29 левих тораколумбалних и 8 левих и 14 десних лумбалних сколиоза (Табела 6.42).

Табела 6.42 Фреквенција конкавитета кривине код мушког пола

ФРЕКВЕНЦИЈА КОНКАВИТЕТА КРИВИНЕ КОД МУШКОГ ПОЛА		Учесталост	Процент	Валидан процент	Кумулативни процент
Valid	Деснострани сколиозе	70	49.6	49.6	49.6
	Левострани сколиозе	71	50.4	50.4	100.0
	Укупно	141	100.0	100.0	

На крају, закључује се да су код женског пола доминантне деснострани сколиозе, а код мушког је однос готово изједначен.

6.5.2.5 Статистика апикалних пршљенова и интервертебралних дискуса

Познавање позиција најудаљенијих (апикалних) и вршних пршљенова кривине важно је у праћењу сколиоза и процесу мерења углова. У овој студији мерене су тзв. транспозиције центара пршљенских тела и тежишта интервертебралних дискова (Табела 6.43), [Ste05].

Статистика генерисаних транспозиција пршљенова у односу на локалну линију FixC7-DM указује да је код пацијената мушког пола најучесталији апикални пршљен L1 (TranspL1FrmFixC7-DM), затим следи T12 (TranspT12FrmFixC7-DM), а код пацијената женског пола такође је најучесталији L1 (TranspL1FrmFixC7-DM), затим следи T9 (TranspT9FrmFixC7-DM).

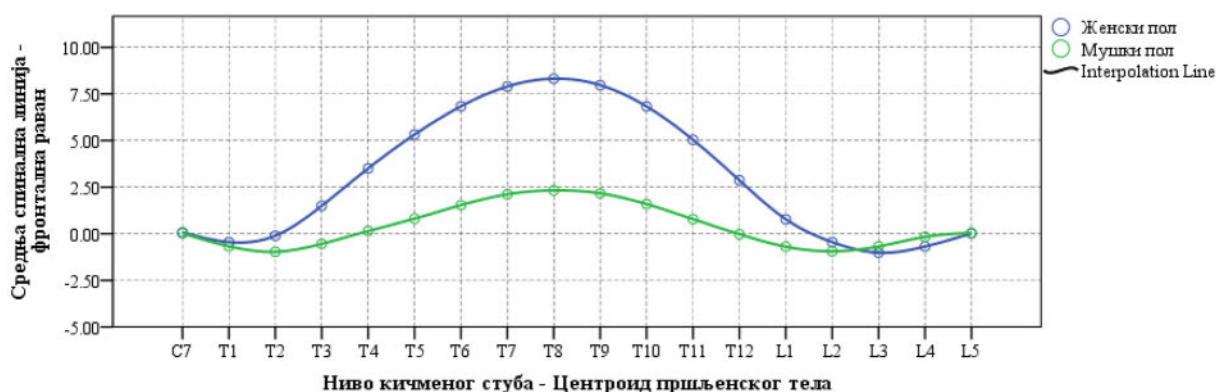
Статистика генерисаних транспозиција центара интервертебралних дискуса указује да је код пацијената мушког пола најучесталији апикални дискус између пршљенова **L1** и **T12** (TranspL1-T12FrmFixC7-DM), а код пацијената женског пола дискус између пршљенова **L1** и **L2** (TranspL2-L1FrmFixC7-DM).

Табела 6.43 Учесталост апикалних пршљенова и интервертебралних дискуса
УЧЕСТАЛОСТ АПИКАЛНИХ ПРШЉЕНОВА И ИНТЕРВЕРТЕБРАЛНИХ ДИСКУСА КОД АДОЛЕСЦЕНАТА

Тежишта пршљенова	Мушки пол	Женски пол	Тежишта интервертебралних дискуса	Мушки пол	Женски пол
TranspC7FrmFixC7DM	0	0	TranspT1-C7FrmFixC7-DM	0	0
TranspT1FrmFixC7DM	0	0	TranspT2-T1FrmFixC7-DM	0	0
TranspT2FrmFixC7DM	0	0	TranspT3-T2FrmFixC7-DM	2	0
TranspT3FrmFixC7DM	3	0	TranspT4-T3FrmFixC7-DM	4	5
TranspT4FrmFixC7DM	11	5	TranspT5-T4FrmFixC7-DM	15	8
TranspT5FrmFixC7DM	11	16	TranspT6-T5FrmFixC7-DM	9	21
TranspT6FrmFixC7DM	12	24	TranspT7-T6FrmFixC7-DM	11	29
TranspT7FrmFixC7DM	8	26	TranspT8-T7FrmFixC7-DM	12	22
TranspT8FrmFixC7DM	7	20	TranspT9-T8FrmFixC7-DM	5	30
TranspT9FrmFixC7DM	6	32	TranspT10-T9FrmFixC7-DM	8	17
TranspT10FrmFixC7DM	9	15	TranspT11-T10FrmFixC7-DM	6	9
TranspT11FrmFixC7DM	5	8	TranspT12-T11FrmFixC7-DM	8	12
TranspT12FrmFixC7DM	19	19	TranspL1-T12FrmFixC7-DM	26	30
TranspL1FrmFixC7DM	28	36	TranspL2-L1FrmFixC7-DM	25	38
TranspL2FrmFixC7DM	15	24	TranspL3-L2FrmFixC7-DM	7	10
TranspL3FrmFixC7DM	4	5	TranspL4-L3FrmFixC7-DM	3	0
TranspL4FrmFixC7DM	3	1	TranspL5-L4FrmFixC7-DM	1	0
TranspL5FrmFixC7DM	0	0	TranspT1-C7FrmFixC7-DM	0	0
Valid N	141	231	Valid N	141	231

Мерењем најудаљенијих пршљенова од вертикалне линије (CVS), позициониране на маркеру Fix_DM, могуће је одредити одступање облика линије око вертикале са којим је повезан фронтални дебаланс трупа. И код пацијената мушког и женског пола, најудаљенији пршљен од CVS линије је **C5** са транспозицијом (TranspC5FrmCVS).

Такође на основу позиције тежишта пршљенских тела и дискова може се одредити средња спинална линија кичмених пршљенова (Слика 6.81) и интервертебралних дискуса.



Слика 6.81 Средња спинална линија у фронталној равни за мушки и женски пол из адолесцентског узраста

Слична анализа спроведена је на узорку од 30 пацијената са деформитетима кичменог стуба [Jan11].

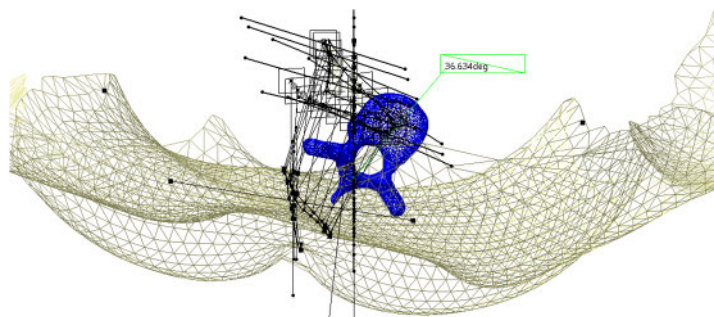
6.5.2.6 Статистика аксијалних ротација пршљенова

У следећој табели приказана је дескриптивна статистика аксијалних ротација за адолесцентски узорак (Табела 6.44).

Табела 6.44 Дескриптивна статистика аксијалних ротација
ДЕСКРИПТИВНА СТАТИСТИКА АКСИЈАЛНИХ РОТАЦИЈА

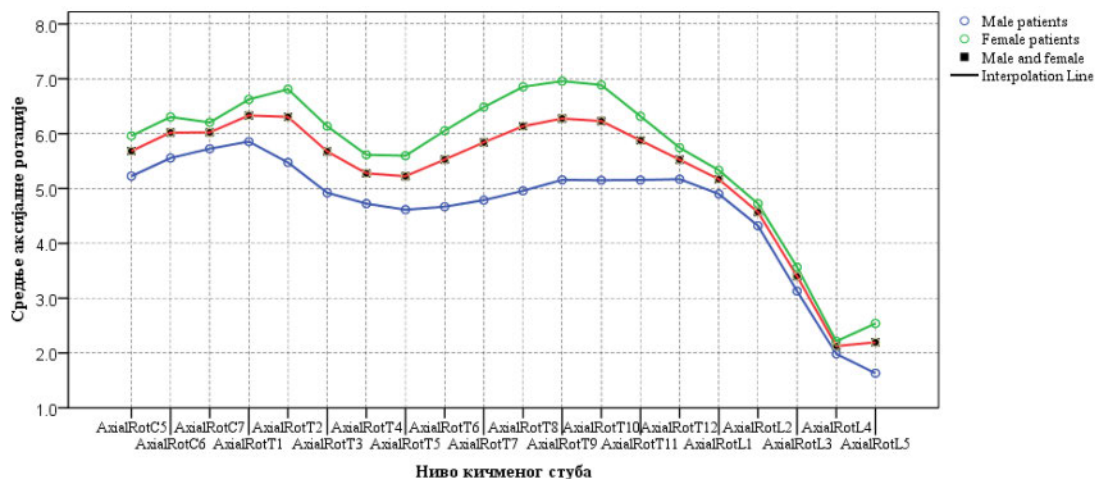
	N	Опсег	Минимум	Максимум	Средина	Ст. одступање	Варијанса
AxialRotC5		20.31	.07	20.37	5.6826	3.99848	15.988
AxialRotC6		24.14	.00	24.15	6.0210	4.27166	18.247
AxialRotC7		21.50	.01	21.51	6.0229	4.16216	17.324
AxialRotT1		21.91	.02	21.93	6.3328	4.41310	19.475
AxialRotT2		22.66	.03	22.70	6.3047	4.70700	22.156
AxialRotT3		19.70	.02	19.71	5.6763	4.44327	19.743
AxialRotT4		21.81	.01	21.82	5.2766	4.18192	17.488
AxialRotT5		23.72	.01	23.73	5.2242	4.35062	18.928
AxialRotT6		37.49	.07	34.56	5.5282	4.79525	22.994
AxialRotT7		33.28	.04	33.32	5.8419	4.95567	24.559
AxialRotT8	372	36.63	.00	36.63	6.1361	5.18322	26.866
AxialRotT9		36.57	.01	36.58	6.2763	5.43654	29.556
AxialRotT10		34.82	.01	34.84	6.2297	5.52416	30.516
AxialRotT11		30.94	.02	30.96	5.8772	5.08520	25.859
AxialRotT12		28.61	.00	28.61	5.5260	4.79362	22.979
AxialRotL1		25.84	.03	25.88	5.1696	4.50656	20.309
AxialRotL2		17.80	.03	17.83	4.5707	3.72876	13.904
AxialRotL3		18.70	.03	18.72	3.3988	2.69019	7.237
AxialRotL4		19.31	.00	19.32	2.1267	2.20190	4.848
AxialRotL5		18.48	.00	18.48	2.1948	2.60749	6.799
Valid N							

Аксијална ротација пршљена **L5** према [Kan96] је $2.2 \pm 1.7^\circ$, ова студија показује сличну анализу ротације ($2.19 \pm 2.60^\circ$). У овој студији максимална забележена апсолутна ротација је 36.63° степени, тачније пршљен **T8** чији је параметар AxialRotT8 (Слика 6.82).



Слика 6.82 Приказ максималне аксијалне ротације - AxialRotT8

На следећој слици приказане су средње вредности апсолутних аксијалних ротација за мушки и женски пол, као и укупан адолесцентски узорак (Слика 6.83).



Слика 6.83 Средња аксијална ротација за женски и мушки пол и за адолесценте

Имајући у виду постојање интерфасетних зглобова и интервертебралних дискуса, анализом корелација параметара аксијалних ротација, може се приметити високи степен корелације ротација суседних пршљенова, односно пршљенова у контакту.

Табела 6.45 Корелациона матрица параметара аксијалних ротација
**КОРЕЛАЦИЈА АПСОЛУТНИХ АКСИЈАЛНИХ РОТАЦИЈА
ЗА АДОЛЕСЦЕНТЕ**

	AxialRotC5	AxialRotC6	AxialRotC7	AxialRotT1	AxialRotT2	AxialRotT3	AxialRotT4	AxialRotT5	AxialRotT6	AxialRotT7	AxialRotT8	AxialRotT9	AxialRotT10	AxialRotT11	AxialRotT12	AxialRotL1	AxialRotL2	AxialRotL3	AxialRotL4	AxialRotL5
AxialRotC5	1	.959**	.862**	.658**	.390**	.230**	.170**	.136**	.097**	.103*	.090	.072	.047	.043	.078	.087	.060	.024	-	-.086
AxialRotC6	.959**	1	.938**	.742**	.458**	.272**	.190**	.140**	.091**	.094	.089	.082	.069	.065	.090	.087	.064	.039	.034	-.082
AxialRotC7	.862**	.938**	1	.873**	.592**	.377**	.260**	.183**	.108*	.099	.093	.089	.074	.061	.093	.105*	.103*	.085	-.011	-.068
AxialRotT1	.658**	.742**	.873**	1	.859**	.593**	.359**	.206**	.127**	.133*	.160**	.189**	.178**	.114*	.080	.058	.063	.108*	-.026	-.046
AxialRotT2	.390**	.458**	.592**	.859**	1	.849**	.546**	.296**	.182**	.174**	.207**	.250**	.255**	.198**	.144**	.087**	.077**	.138**	-.008	.019
AxialRotT3	.230**	.272**	.377**	.593**	.849**	1	.826**	.533**	.359**	.281**	.255**	.257**	.256**	.231**	.210**	.168**	.158**	.179**	.063**	.121*
AxialRotT4	.170**	.190**	.260**	.359**	.546**	.826**	1	.871**	.676**	.536**	.428**	.341**	.286**	.253**	.260**	.232**	.213**	.229**	.153**	.223*
AxialRotT5	.136**	.140**	.183**	.206**	.296**	.533**	.871**	1	.901**	.760**	.604**	.455**	.348**	.278**	.259**	.213**	.195**	.227**	.192**	.280*
AxialRotT6	.097**	.091**	.108**	.127**	.182**	.359**	.676**	.901**	1	.934**	.784**	.620**	.484**	.366**	.280**	.198**	.186**	.236**	.225**	.315*
AxialRotT7	.103*	.094**	.099**	.133**	.174**	.281**	.536**	.760**	.934**	1	.936**	.801**	.644**	.482**	.336**	.219**	.197**	.268**	.254**	.319*
AxialRotT8	.090**	.089**	.093**	.160**	.207**	.255**	.428**	.604**	.784**	.936**	1	.945**	.812**	.627**	.418**	.244**	.205**	.290**	.245**	.296*
AxialRotT9	.072**	.082**	.089**	.189**	.250**	.257**	.341**	.455**	.620**	.801**	.945**	1	.930**	.743**	.484**	.259**	.209**	.297**	.215**	.239*
AxialRotT10	.047**	.069**	.074**	.178**	.255**	.256**	.286**	.348**	.484**	.644**	.812**	.930**	1	.899**	.636**	.368**	.267**	.316**	.198**	.175*
AxialRotT11	.043**	.065**	.061**	.114**	.198**	.231**	.253**	.278**	.366**	.482**	.627**	.743**	.899**	1	.861**	.596**	.421**	.365**	.212**	.159*
AxialRotT12	.078**	.090**	.093**	.080**	.144**	.210**	.260**	.259**	.280**	.336**	.418**	.484**	.636**	.861**	1	.873**	.646**	.457**	.208**	.136*
AxialRotL1	.087**	.087**	.105**	.058**	.087**	.168**	.232**	.213**	.198**	.219**	.244**	.259**	.368**	.596**	.873**	1	.852**	.535**	.179**	.119*
AxialRotL2	.060**	.064**	.103**	.063**	.077**	.158**	.213**	.195**	.186**	.197**	.205**	.209**	.267**	.421**	.646**	.852**	1	.726**	.226**	.141*
AxialRotL3	.024**	.039**	.085**	.108**	.138**	.179**	.229**	.227**	.236**	.268**	.290**	.297**	.316**	.365**	.457**	.535**	.726**	1	.597**	.297*
AxialRotL4	-	-	-	-	-	.063**	.153**	.192**	.225**	.254**	.245**	.215**	.198**	.212**	.208**	.179**	.226**	.597**	1	.655*
AxialRotL5	-	-	-	-	.019**	.121**	.223**	.280**	.315**	.319**	.296**	.239**	.175**	.159**	.136**	.119**	.141**	.297**	.655**	1

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed). * Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

У [Jac02] презентована је студија креирања индикатора деформитета на основу трансверзалних профила, односно попречних пресека и површи торзоа (ласерско скенирање од 360°) и приказ јаке корелације површинских и унутрашњих показатеља сколиозе. Слични показатељи описани су у [Phi07] уз компаративну анализу СТ снимака са оптичким снимцима добијених InSpeck системом. Основне хипотезе при ови истраживањима подразумевале су постојање јаке корелације спољашњих и унутрашњих индикатора.

6.5.3 Корелација спољашњих и унутрашњих показатеља деформитета

Један од кључних циљева у развоју савремених дијагностичких система за праћење сколиоза је утврђивање корелације унутрашњих и спољашњих индикатора деформитета [Jac02].

Да би се открила потенцијална релација између појединих параметара, уведен је Pearson-ов коефицијент корелације и примењена је линеарна регресија.

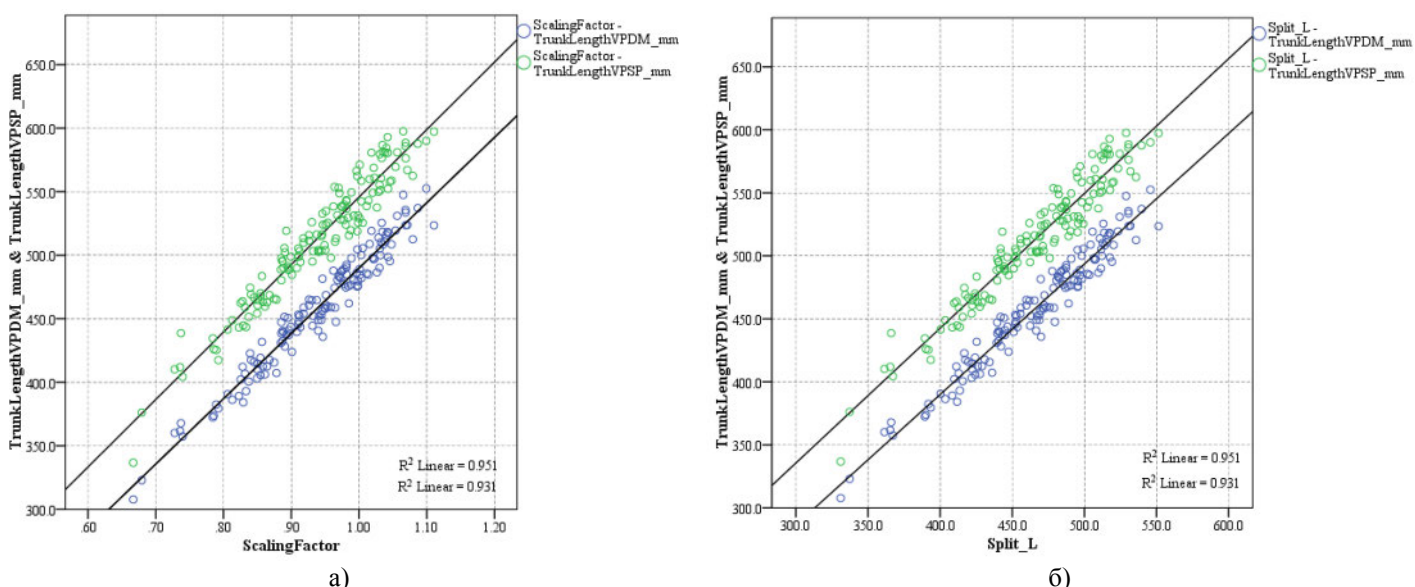
Корелација фактора скалирања (**ScalingFactor**) и дужине сегмента средње спиналне линије (**Split_L**) од нивоа fix_DM до нивоа fix_C7, са дорзалним показатељима деформитета за пацијенте мушког пола дата је у следећој корелационој матрици (Табела 6.46).

Табела 6.46 Корелација параметара Split_L и ScalingFactor са дорзалним – мушки пол
КОРЕЛАЦИЈА ПАРАМЕТАРА Split_L и ScalingFactor СА ДОРЗАЛНИМ
ПАРАМЕТРИМА – МУШКИ ПОЛ

	Split_L	ScalingFactor	TrunkLengthVPDM_mm	TrunkLengthVPSP_mm	DimpleDistanceDLDR_mm	TrunkInclinationVPDM_mm	TrunkImbalanceVPDM_mm	PelvicTiltDLDR_mm	FlecheCervicale_mm	FlecheLombaire_mm
Split_L	1	1.000**	.975**	.965**	.354**	.068	.038	-.090	.256**	.141
ScalingFactor	1.000**	1	.975**	.965**	.354**	.068	.038	-.090	.256**	.141
TrunkLengthVPDM_mm	.975**	.975**	1	.979**	.363**	.052	.016	-.074	.307**	.103
TrunkLengthVPSP_mm	.965**	.965**	.979**	1	.360**	.073	.053	-.063	.319**	.108
DimpleDistanceDLDR_mm	.354**	.354**	.363**	.360**	1	.006	-.057	.051	.276**	.295**
TrunkInclinationVPDM_mm	.068	.068	.052	.073	.006	1	.015	.093	.321**	-.219**
TrunkImbalanceVPDM_mm	.038	.038	.016	.053	-.057	.015	1	.031	-.066	-.005
PelvicTiltDLDR_mm	-.090	-.090	-.074	-.063	.051	.093	.031	1	-.015	-.079
FlecheCervicale_mm	.256**	.256**	.307**	.319**	.276**	.321**	-.066	-.015	1	.268**
FlecheLombaire_mm	.141	.141	.103	.108	.295**	-.219**	-.005	-.079	.268**	1

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Од означених високих коефицијената корелације посебно су интересантне корелације између спољашњих параметара TrunkLengthVPDM_mm и TrunkLengthVPSP_mm и унутрашњих Split_L и ScalingFactor. Линеарна регресија међу параметрима са јаком корелацијом омогућава одређивање фактора скалирања или дужине средње спиналне линије од нивоа fix_DM до нивоа fix_C7, на основу познате мере дорзалне површи мушког пола (Слика 6.84).



Слика 6.84 Линеарна регресија параметара TrunkLengthVPDM_mm и TrunkLengthVPSP_mm и унутрашњих а) ScalingFactor и б) Split_L, мушки пол

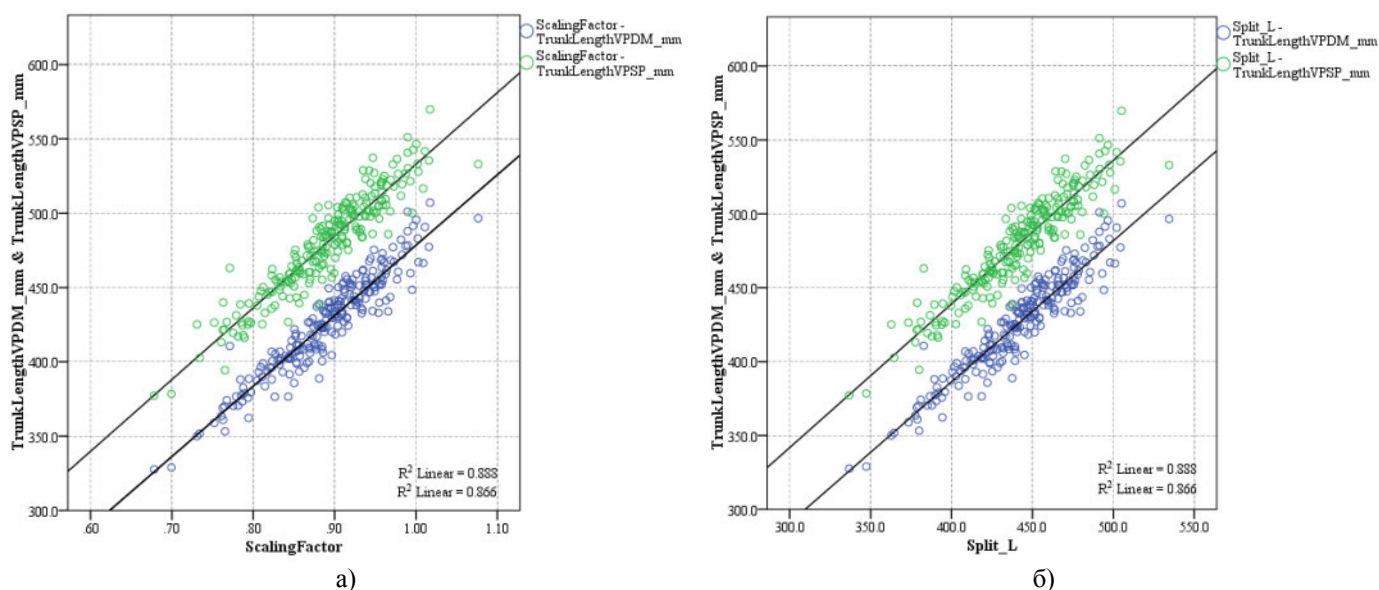
Корелација фактора скалирања (**ScalingFactor**) и дужине сегмента средње спиналне линије (**Split_L**) од нивоа fix_DM до нивоа fix_C7, са дорзалним показатељима деформитета за пацијенте женског пола дата је у следећој корелационој матрици (Табела 6.47).

Табела 6.47 Корелација параметара Split_L и ScalingFactor са дорзалним – женски пол
КОРЕЛАЦИЈА ПАРАМЕТАРА Split_L и ScalingFactor СА ДОРЗАЛНИМ ПАРАМЕТРИМА – ЖЕНСКИ ПОЛ

	Split_L	ScalingFactor	TrunkLengthVPDM_mm	TrunkLengthVPSP_mm	DimpleDistanceDLDR_mm	TrunkInclinationVPDM_mm	TrunkImbalanceVPDM_mm	PelvicTiltDLDR_mm	FlecheCervicale_mm	FlecheLombaire_mm
Split_L	1	1.000**	.943**	.931**	.334**	.150*	-.171**	.076	.192**	.101
ScalingFactor	1.000**	1	.943**	.931**	.334**	.150*	-.171**	.076	.192**	.101
TrunkLengthVPDM_mm	.943**	.943**	1	.969**	.320**	.211**	-.220**	.087	.262**	.017
TrunkLengthVPSP_mm	.931**	.931**	.969**	1	.357**	.227**	-.235**	.068	.273**	.003
DimpleDistanceDLDR_mm	.334**	.334**	.320**	.357**	1	-.040	-.075	.014	.150*	.207**
TrunkInclinationVPDM_mm	.150*	.150*	.211**	.227**	-.040	1	-.107	.032	.365**	-.708**
TrunkImbalanceVPDM_mm	-.171**	-.171**	-.220**	-.235**	-.075	-.107	1	-.236**	-.070	.062
PelvicTiltDLDR_mm	.076	.076	.087	.068	.014	.032	-.236**	1	-.104	.014
FlecheCervicale_mm	.192**	.192**	.262**	.273**	.150*	.365**	-.070	-.104	1	.178**
FlecheLombaire_mm	.101	.101	.017	.003	.207**	-.708**	.062	.014	.178**	1

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).
* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Линерна регресија међу параметрима са јаком корелацијом омогућава одређивање фактора скалирања или дужине средње спиналне линије од нивоа fix_DM до нивоа fix_C7, на основу познате мере дорзалне површи пацијената женског пола (Слика 6.85).



Слика 6.85 Линерна регресија параметара TrunkLengthVPDM_mm и TrunkLengthVPSP_mm и унутрашњих а) ScalingFactor и б) Split_L, женски пол

Слична анализа спроведена је за укупан узорак из адолесцентске популације (Табела 6.48, Слика 6.86, Слика 6.87).

Табела 6.48 Корелација параметара Split_L и ScalingFactor са дорзалним – адолесценти
КОРЕЛАЦИЈА ПАРАМЕТАРА Split_L и ScalingFactor СА ДОРЗАЛНИМ ПАРАМЕТРИМА – АДОЛЕСЦЕНТИ

	Split_L	ScalingFactor	TrunkLengthVPDM_mm	TrunkLengthVPSP_mm	DimpleDistanceDLDR_mm	TrunkInclinationVPDM_mm	TrunkImbalanceVPDM_mm	PelvicTiltDLDR_mm	FlecheCervicale_mm	FlecheLombaire_mm
--	---------	---------------	--------------------	--------------------	-----------------------	-------------------------	-----------------------	-------------------	--------------------	-------------------

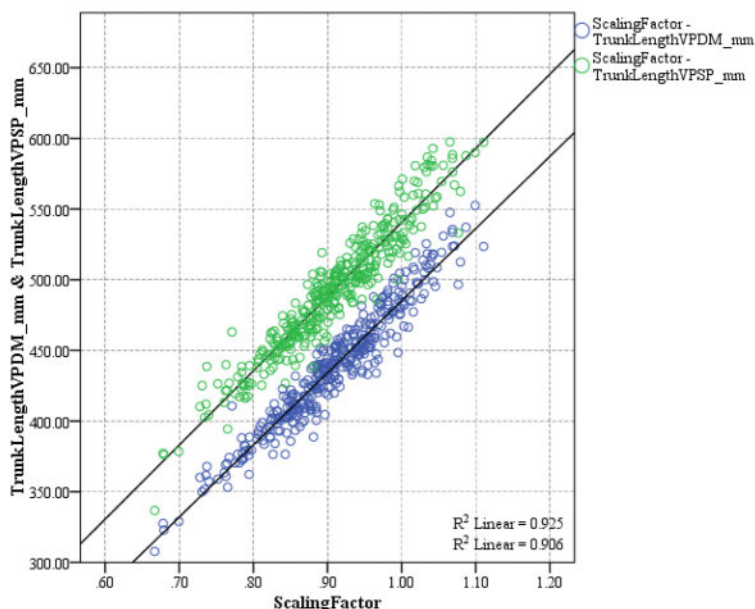
- Индексирање деформитета и статистика кључних показатеља -

	Split_L	ScalingFactor	TrunkLengthVPDM_mm	TrunkLengthVPSP_mm	DimpleDistanceDLDR_mm	TrunkInclinationVPDM_mm	TrunkImbalanceVPDM_mm	PelvicTiltDLDR_mm	FlecheCervicale_mm	FlecheLombaire_mm
Pearson Correlation	1	1.000**	.962**	.952**	.299**	.190**	.101	.094	.300**	.138**
	1.000**	1	.962**	.952**	.299**	.190**	.101	.094	.300**	.138**
	.962**	.962**	1	.978**	.280**	.233**	.118*	.122*	.372**	.085
	.952**	.952**	.978**	1	.296**	.247**	.123*	.115*	.382**	.081
	.299**	.299**	.280**	.296**	1	-.047	-.100	.002	.163**	.230**
	.190**	.190**	.233**	.247**	-.047	1	.104*	.117*	.404**	-.503**
	.101	.101	.118*	.123*	-.100	.104*	1	.008	.136**	.085
	.094	.094	.122*	.115*	.002	.117*	.008	1	.020	.013
	.300**	.300**	.372**	.382**	.163**	.404**	.136**	.020	1	.232**
	.138**	.138**	.085	.081	.230**	-.503**	.085	.013	.232**	1

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Линеарном регресијом параметара за укупан узорак одређене су једначине за одређивање непознате величине. Регресиона права $y = -25.08 + 510.26x$, за коефицијент корелације $r = 0.962$, одређена је на основу коефицијената регресије (Табела 6.49) и $y = 15.762 + 524.717x$, за коефицијент корелације $r = 0.952$ на основу табеле (Табела 6.50).



Слика 6.86 Линеарна регресија параметара TrunkLengthVPDM_mm и TrunkLengthVPSP_mm и ScalingFactor, адолесцентски узраст

Табела 6.49 Коефицијент линеарне регресије за одређивање параметра TrunkLengthVPDM_mm на основу ScalingFactor (SPSS)

КОЕФИЦИЈЕНТИ ЛИНЕАРНЕ РЕГРЕСИЈЕ								
Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	95.0% Confidence Interval for B	
		B	Std. Error				Lower Bound	Upper Bound
1	(Constant)	-25.080	6.881		-3.645	.000	-38.610	-11.550
	ScalingFactor	510.260	7.542	.962	67.658	.000	495.430	525.091

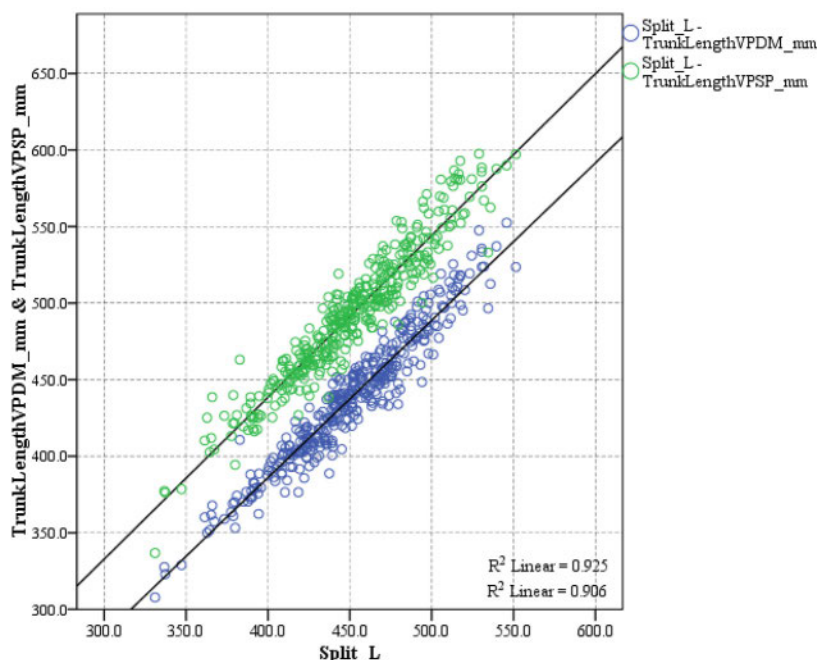
a. Dependent Variable: TrunkLengthVPDM_mm

Табела 6.50 Коефицијент линеарне регресије за одређивање параметра TrunkLengthVPSP_mm на основу ScalingFactor (SPSS)

КОЕФИЦИЈЕНТИ ЛИНЕАРНЕ РЕГРЕСИЈЕ								
Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	95.0% Confidence Interval for B	
		B	Std. Error				Lower Bound	Upper Bound
1	(Constant)	15.762	8.013		1.967	.050	.006	31.518
	ScalingFactor	524.717	8.783	.952	59.744	.000	507.446	541.987

a. Dependent Variable: TrunkLengthVPSP_mm

Успостављене корелационе везе могу се користити за генерисање недостајућих параметара. Слично, регресиона права $y = -25.08 + 1.028x$, за коефицијент корелације $r = 0.962$, одређена је на основу коефицијената регресије (Табела 6.51) и $y = 15.762 + 1.057x$, за коефицијент корелације $r = 0.952$, на основу табеле (Табела 6.52) - SPSS.



Слика 6.87 Линерна регресија параметара TrunkLengthVPDM_mm и TrunkLengthVPSP_mm и Split_L, адолесцентски узраст

Табела 6.51 Коефицијент линеарне регресије за одређивање параметра TrunkLengthVPSP_mm на основу Split_L
КОЕФИЦИЈЕНТИ ЛИНЕАРНЕ РЕГРЕСИЈЕ

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients Beta	t	Sig.	95.0% Confidence Interval for B	
		B	Std. Error				Lower Bound	Upper Bound
1	(Constant)	-25.080	6.881		-3.645	.000	-38.610	-11.550
	Split L	1.028	.015	.962	67.658	.000	.998	1.058

a. Dependent Variable: TrunkLengthVPDM_mm

Табела 6.52 Коефицијент линеарне регресије за одређивање параметра TrunkLengthVPSP_mm на основу Split_L
КОЕФИЦИЈЕНТИ ЛИНЕАРНЕ РЕГРЕСИЈЕ

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients Beta	t	Sig.	95.0% Confidence Interval for B	
		B	Std. Error				Lower Bound	Upper Bound
1	(Constant)	15.762	8.013		1.967	.050	.006	31.518
	Split L	1.057	.018	.952	59.744	.000	1.022	1.092

a. Dependent Variable: TrunkLengthVPSP_mm

Вредност $R^2 = r^2$ приказана на дијаграмима је коефицијент детерминације (енгл. „Coefficient of Determination - CoD“, r-squared) и одређен је квадрирањем Pearson-ове корелације.

6.5.3.1 Корелација спољашњих и унутрашњих углова

Осим цене уређаја, једна од главних препрека за употребу оптичке дијагностике деформитета је недостатак искуства и разумевања корелације спољашњих са унутрашњим показатељима деформитета.

Статистичком анализом утврђена је варијабилност дужинских и угловних мера код пацијената различитог узраста, а антропометријски показатељи дорзалне површи и унутрашњи показатељи деформитета погодни су за даљу анализу корелације и утврђивање везе спољашњих са унутрашњим показатељима деформитета.

Иако са повећањем величине Cobb-овог угла долази до значајног нарушавања морфологије торзоа и дорзалне површи, евидентирана је занемарива корелација између Cobb-овог угла и показатеља деформитета са површи [Pet10]. Развојем топографије површи, створени су услови за подробније поређење унутрашњих и спољашњих показатеља. Сигнификантна корелација представљена је у [Car01] на основу поређења РТГ снимака и оптичких QUANTEC (Quantec Image Processing, Warrington, Cheshire, UK) површи за 155 пацијената.

6.5.3.2 Корелација сагиталних показатеља и Cobb-ових углова

Израчунавање Pearson-ових коефицијената корелације између сагиталних SOSORT-ових углова са спољашњим угловима и примарним Cobb-овим угловима приказано је у следећој табели (Табела 6.53). Разматрају се углови кифозе и цервикалне и лумбалне лордозе средње линије симетрије са угловима генерисаним на основу облика средње спиналне линије у сагиталној равни и за укупан адолесцентски узорак.

Табела 6.53 Корелација сагиталних параметара деформитета

КОРЕЛАЦИЈА САГИТАЛНИХ ПАРАМЕТАРА ДЕФОРМИТЕТА

	Scaling Factor	Fleche Cervicale	Fleche Lombaire	Kyphotic Angle VPITL	Lordotic Angle ITLILSmax	Primary Sagittal Cobb	SosortSagittal L1L5	SosortSagittal T4T12
ScalingFactor	1	.290**	.145**	.059	-.102*	.027	-.199**	.047
FlecheCervicale	.290**	1	.232**	.702**	.075	.291**	.020	.651**
FlecheLombaire	.145**	.232**	1	.650**	.517**	.426**	.431**	.570**
KyphoticAngleVPITL	.059	.702**	.650**	1	.446**	.498**	.300**	.692**
LordoticAngleITLILSmax	-.102*	.075	.517**	.446**	1	.559**	.542**	.308**
PrimarySagittalCobb	.027	.291**	.426**	.498**	.559**	1	.425**	.341**
SosortSagittalL1L5	-.199**	.020	.431**	.300**	.542**	.425**	1	.318**
SosortSagittalT4T12	.047	.651**	.570**	.692**	.308**	.341**	.318**	1

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Од свих генерисаних, истиче се висока корелација параметара у сагиталној равни FlecheCervicale и KyphoticAngleVPITL од 0.702 ($r^2 = 0.49$).

6.5.3.3 Корелација фронталних показатеља и Cobb-ових углова

Већ је напоменуто да су Cobb-ови углови у дијагностичким процедурама „златни стандард“ за фронтално квантификовање деформитета. Једно од кључних питања је ниво корелације ових углова са топографским.

У неким студијама разматрају се и Cobb-ови углови профила симетрије дорзалне површи и торзоа [Ami95]. У [Cha05] наведено је да постоји значајна корелација ($r^2 = 0.66$) Cobb-овог угла средње спиналне линије са тзв. “квази Cobb-овим углом” „Quasi-Cobb Angle“, односно углом спољашње линије симетрије – линијом спиналних процесуса. Једначина којом се описује угао кривине је $2.91 + 0.52Cobb$, а $r^2 = 0.66$ даје индикацију да 66% топографских кривина може бити описано преко средње спиналне линије односно Cobb-ових углова [Car01].

У [Lar06] приказана је анализа идиопатских сколиоза на случају 91 пацијента са Cobb-овим угловима између 20-82°. Поређени су растерстереографски снимци дорзалне површи са мерама добијених у савијеном положају, применом сколиометра и утврђена је мала корелација ($r^2 = 0.35$).

Израчунавање Pearson-ових коефицијената корелације између сагиталних SOSORT-ових углова са спољашњим угловима и примарним Cobb-овим угловима приказано је у следећој табели (Табела 6.54).

Табела 6.54 Корелација фронталних параметара деформитета

		КОРЕЛАЦИЈА ФРОНТАЛНИХ ПАРАМЕТАРА ДЕФОРМИТЕТА					
	Pearson	Scaling Factor	PrimaryFrontal Cobb	SosortFront L1L5	SosortFront T10L2	SosortFront T2T5	SosortFront T5T12
ScalingFactor		1	-.085	-.072	-.139**	-.023	-.136**
PrimaryFrontalCobb		-.085	1	.587**	.572**	.419**	.742**
SosortFrontL1L5		-.072	.587**	1	.219**	.108*	.617**
SosortFrontT10L2		-.139**	.572**	.219**	1	.245**	.302**
SosortFrontT2T5		-.023	.419**	.108*	.245**	1	.260**
SosortFrontT5T12		-.136**	.742**	.617**	.302**	.260**	1

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

* . Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Као посебно интересантна, истиче се висока корелација параметара у фронталној равни PrimaryFrontalCobb и SosortFrontT5T12 од 0.742 ($r^2 = 0.55$).

У овом поглављу описана је неинвазивна 3Д дијагностика пацијената са сколиозама и карактеризација дорзалне површи и деформитета низом спољашњих и унутрашњих параметара. Растерстереографијом се значајно редукује потреба за радиографским испитивањима [Moh10]. Циљ ове студије била је евалуација поузданости оптичке методе и утврђивање корелације дорзалних и унутрашњих параметара деформитета.

Осим 3Д визуелизације кичменог стуба и површи, математичком анализом генерише се читав низ параметара фронталног, сагиталног и трансверзалног профила.

Након геометријске анализе девијације, асиметрије и кривине површи приступа се генерисању 3Д визуелизације кичменог стуба и генерисању кључних параметара деформитета. Осим параметара који се процењују са радиографских снимака, велики број параметара одређује се на основу позиције анатомских обележја детектованих на површи пацијента (дужине, углови, и сл.). Систем ScoliosisSimulator-3D SpinalRegistration погодан је за мерење свих углова у фронталној и сагиталној равни, али и углова предефинисаних SOSORT препорукама. Кључна предност овог система је аутоматско одређивање превојних тачака на основу математичке репрезентације и анализе средње спиналне линије. Превојне тачке се у том случају могу наћи и у близини тежишта интервертебралних дискуса, у близини горње и доње стране пршљена, испод или изнад тежишта пршљенског тела и сл.

Бројни су узроци настанка грешке приликом читавања Cobb-овог угла. То се пре свега односи на одређивање кључних пршљенова кривине и тачака за постављање референтних линија, те је за спровођење ове методе неопходан стручан кадар. Овим системом омогућена је математичка детекција превојних тачака и аутоматско постављање референтних линија, чиме се искључује грешка субјективне процене или паралаксе.

7.

7. ДЕФОРМАБИЛНА 3Д РЕГИСТРАЦИЈА

7.1 УВОД

Регистрација слика (енгл. „Image Registration“) је скуп трансформационих метода којима се две слике или тродимензионалне репрезентације једног објекта пресликавају у заједнички координатни систем. При томе, изворне слике посматраног објекта или сцене врло често добијене су у различито време, у различитој перспективи, истим (интрамодална) или различитим модалитетима (интермодална).

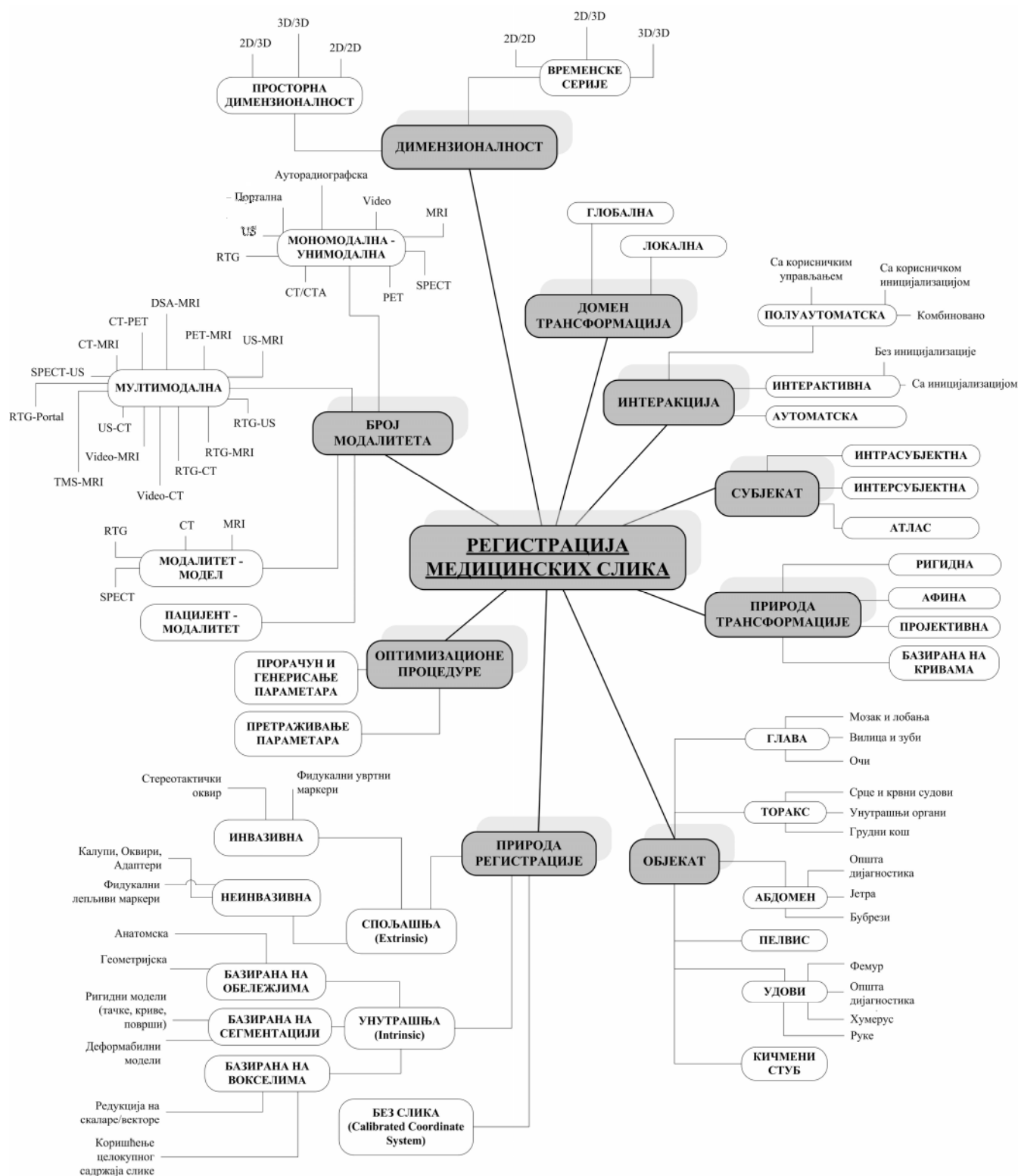
Регистрацијом слика постиже се одређивање кореспондентних елемената две слике¹⁶ и генерисање геометријских трансформација којима се врши њихове поравнање (енгл. „Alignment“). Најважнија примена метода регистрације је у домену медицинске дијагностике и тумачења медицинских слика (енгл. „Medical Imaging“), даљинског читавања (енгл. „Remote Sensing“) и у компјутерској визији (енгл. „Computer Vision“). У том смислу, у литератури се појам регистрације среће у различитим облицима. Синоними за регистрацију су равнање (енгл. „Alignment“), уклапање/поклапање (енгл. „Matching“), стабилизација (енгл. „Stabilization“), фузија (енгл. „Fusion“), припајање (енгл. „Stitching“) и сл. У почетку, регистрација медицинских слика била је крута (енгл. „Rigid Registration“) и подразумевала је скалирање, ротацију и транслацију тачака у циљу подударана кореспондентних карактеристика (енгл. „Features“) или анатомских обележја (енгл. „Landmarks“). Под деформабилном регистрацијом (енгл. „Non-Rigid, Deformable“) подразумева се класа метода којима се две слике повезују неригидним геометријским трансформацијама, те стога регистрација слика подразумева оптимизацију трансформационих параметара до добијања оптималне мере¹⁷ њихове сличности (енгл. „Merit function“). Код неких

¹⁶Иницијална слика у процесу регистрације се у литератури среће под различитим називима (Base Image, Template Image, Fixed Image, Reference Image, Target Image, Model Image), као и региструјућа слика (Moving Image, Match Image, Input Image, Source Image, Scene Image). Слика која приказује тренутне итерације при регистрацији – Floating Image.

¹⁷У најједноставнијем случају 2Д интрамодалне регистрације, мера сличности две слике може бити Pearson-ов коефицијент линеарне корелације.

алгоритама деформабилне регистрације иницијализација регистрације отпочиње применом ригидних/афиних трансформација [Ari12], [Bir10], [Mod04].

У литератури је описан велики број алгоритама за регистрацију медицинских слика који се могу применити и на друге области, а пре свега у индустрији, 3Д дигитализацији рељефа и културне баштине и сл. Генерална класификација регистрације у медицини приказана је на следећој слици (Слика 7.1) [Med09], [Jos01], [Sur05], [Mar12].



Слика 7.1 Класификација регистрационих метода у медицини

У домену дијагностике и анализе медицинских слика деформабилних органа (меких ткива) деформабилна регистрација игра кључну улогу. Применом деформабилне регистрације постиже се:

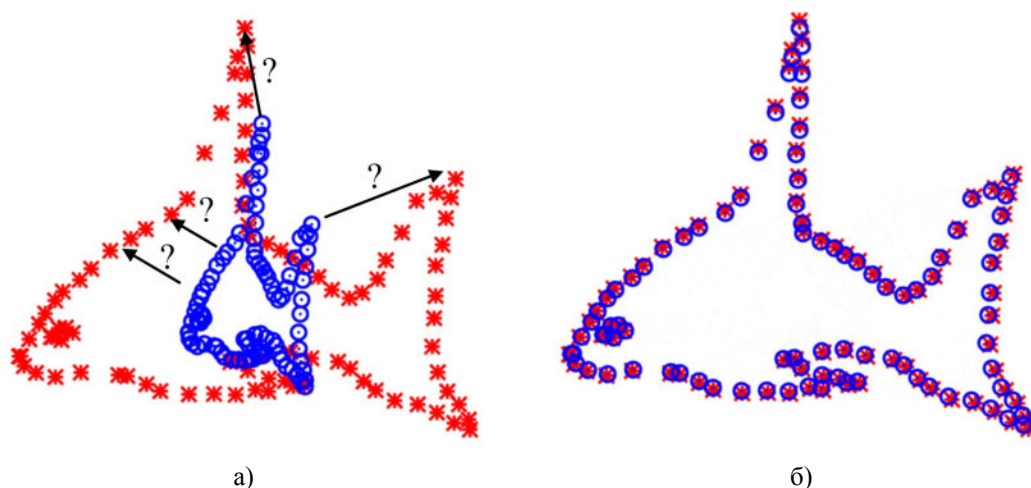
- компензација кретања и покрета при вишеструком снимању објекта у реалном времену (нпр. покрета плућа при респирацији);
- праћење деформација у 3Д ехокардиографији којом се даје увид у структуре срца и његове функционалности;
- мултимодална фузија којом се комбинују слике истог објекта добијене различитим модалитетима (нпр. RTG, MRI, CT, PET и сл.);
- мониторинг промена (нпр. прогресија или регресија тумора);
- сегментација последње слике. Уколико су на иницијалној слици (енгл. „Reference Image“) утврђене јасне границе и развојене структуре, регистрацијом се могу проценити и дефинисати геометријске трансформације којима се аутоматски врши сегментација структура друге слике (енгл. „Target Image“);
- генерисање атласа анатомских варијација популације.

7.2 ОСНОВНИ ПОЈМОВИ

У области компјутерске визије и препознавања облика, регистрација скупа тачака (енгл. „Point Set Registration“ или „Point Matching“) је процес проналажења просторних трансформација којима се врши поклапање тачака једног са тачкама другог скупа. Скуп тачака подразумева 2Д или 3Д сетове тачака, односно облаке добијене различитим индустријским или медицинским модалитетима (оптички и/или ласерски скенери, CT, MRI, ултразвук, итд.) чији су елементи (тачке) представљени раванским или просторним координатама [Ard05].

7.2.1 2Д регистрација

Један од основних проблема који се јавља приликом дијагностичког прегледа пацијената је чињеница да референтни координатни систем органа или дела тела који се скенира није везан за пацијента већ за скенер на коме се врши дијагностика. Промена позиције пацијента током скенирања или дијагностичког модалитета нужно доводи до потребе за фузијом слика и развојем регистрационих алгоритама за њихову интеграцију [Bir10]. У основи, регистрацијом се одређује степен трансформација у односу на заједничка карактеристична обележја (енгл. „Features“) која могу бити спољашња (енгл. „Extrinsic“) нпр. фидукални маркери, анатомска обележја; и унутрашња (енгл. „Intrinsic“) нпр. граничне тачке ткива и органа. Пример 2Д регистрације приказан је на следећој слици (Слика 7.2).



Слика 7.2: Проблем регистрације тачака: а) проналажење кореспондентних тачака и трансформација између два скупа, б) резултат регистрације

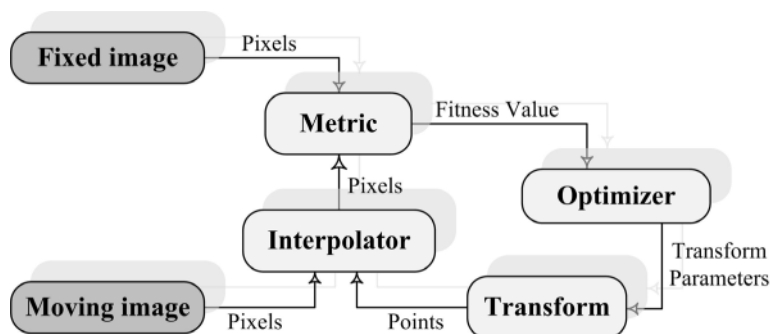
У овом случају 2Д сет тачака екстрахован је из слике, као што су нпр. тачке оштрих ивица, граничне тачке, тачке карактеристичних нијанси, итд. Тачке врло често репрезентују како геометријске, тако и карактеристике интензитета боје слике (нпр. нијансе сиве боје DICOM снимака) [Ter04].

У последњих неколико година развијени су бројни алгоритми за регистрацију медицинских модалитета којима се врши екстракција карактеристичних елемената или нијанси (енгл. „Feature Extraction“) са DICOM снимака, применом метода процесирања слика (нпр. SIFT или Sobel алгоритам). У том случају регистрација једног скупа најчешће се врши са скупом добијеним другим модалитетима (Feature based, Intensity based registration, B-Spline based approach, и сл.). У оквиру овог доктората биће поменути најзначајнији приступи и алгоритми за регистрацију скупа тачака, али ће посебна пажња бити посвећена 3Д деформабилној регистрацији.

Оптимизациони алгоритми могу се класификовати на локалне и глобалне [Bir10]. Да би процес регистрације био успешно обављен, неопходно је спровести следеће кораке:

- Иницијализација. Подразумева позиционирање слике/облака, преклапањем центара (центроида/тежишта) и генерисање главних оса PCA анализом како би се утврдила релативна ротација.
- Избор функције сличности у зависности од проблема регистрације и улазних модалитета.
- Избор оптимизационог поступка.
- Избор трансформационе методе.

На следећој слици приказан је општи алгоритам регистрације и основне компоненте (Слика 7.3).



Слика 7.3 Основне компоненте алгоритма регистрације две слике (извор TUM – Munich, Germany)

Од свих приказаних елемената, од пресудног значаја је метрика односно квантитативна мера сличности две слике. У литератури се помиње велики број алгоритама за процену мере сличности региструјућих слика, као што су: Mean Square, Normalized Correlation, Mutual Information, Correlation Coefficient Histogram, Kappa Statistics, Normalized Mutual Information, и сл.

7.2.1.1 Мера сличности две слике (метрика) – Merit function

Како су медицинске слике најчешће сачињене од нијанси сиве боје, постоје бројне статистичке методе и функције за процену интензитета пиксела, мере заједничких карактеристика и њихове локације [Ari12], [Bir10], [Ter04], [Nes09], [Mar12]. Једна од метода заснована је на суми разлике квадрата (енгл. „Sum of Squared Difference“) и примењује се код интрамодалне регистрације:

$$M_{SSD} = \frac{1}{N} \sum_{x,y,z} (\rho_{base}(x,y,z) - \rho_{match}(x,y,z))^2, \quad \text{Формула 7.2.1}$$

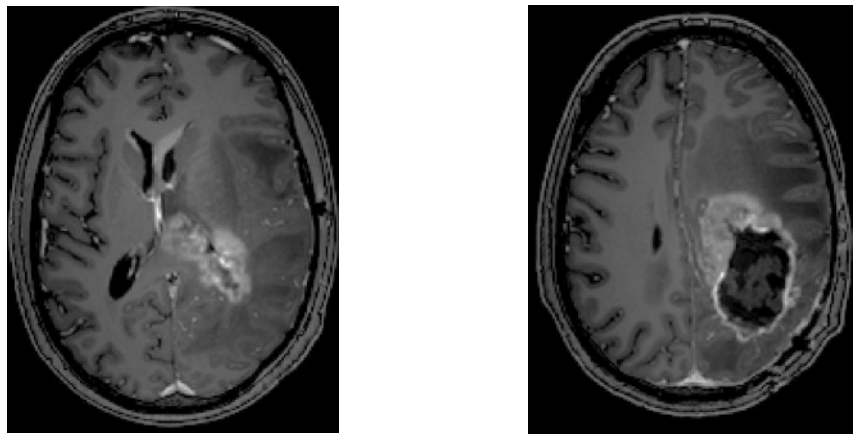
при чему је N укупан број пиксела, а ρ интензитет сиве боје пиксела. Овај алгоритам добро функционише код истих и/или сличних слика (са истим хистограмом садржаја, односно једнаким бројем пиксела нијанси - високих Pearson-ових коефицијената корелација нијанси), од којих је једна транслирана од друге или ротирана.

Како се слике најчешће добијају различитим модалитетима, потреба за регистрацијом изискује поузданије мерење сличности две слике и примену нелинеарних трансформација. Један од таквих, широкоприхваћених сетова функција су MI (енгл. „Mutual Information“) засноване на теорији расподеле густине вероватноће случајних променљивих¹⁸ обе слике [Bir10], [Nes09], [Aym11].

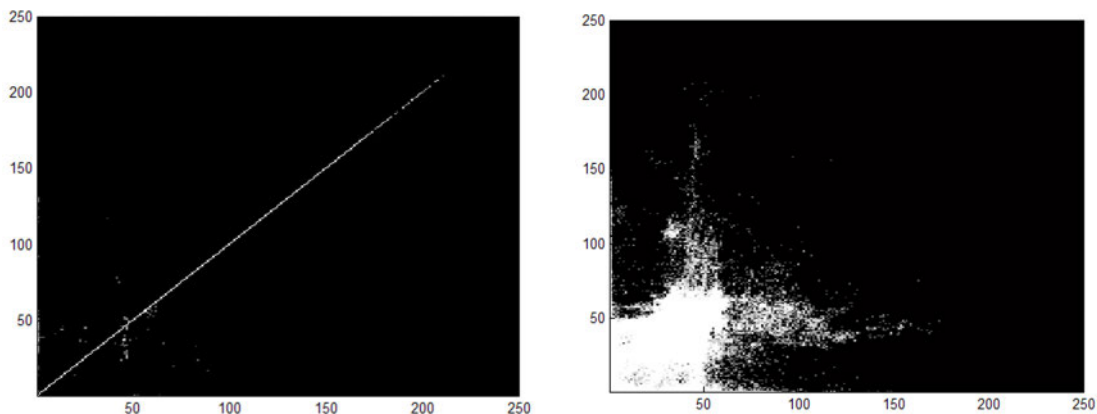
$$MI = E(P(I_{base}, I_{match})) \ln \frac{P(I_{base}, I_{match})}{P(I_{base})P(I_{match})} \quad \text{Формула 7.2.2}$$

при томе је $E(P(I_{base}, I_{match}))$ очекивана вредност заједничке расподеле густине вероватноће $P(I_{base}, I_{match})$ две слике I_{base} и I_{match} , а $P(I_{base})$ и $P(I_{match})$ су расподеле вероватноће сивих нијанси прве и друге слике. За случајне променљиве које подлежу нормалној расподели, PDF функција дата је у виду Гаусове расподеле.

На следећим сликама приказани су хистограми прерасподеле сиве боје пиксела слика I_{base} и I_{match} и ниво њихове сличности за исте и различите модалитете (Слика 7.5, Слика 7.7 и Слика 7.8). Сlike су „идеално“ сличне/преклопљене уколико је растурање минимално.



Слика 7.4 MRI слике пацијента са променама на мозгу при првом и последњем прегледу

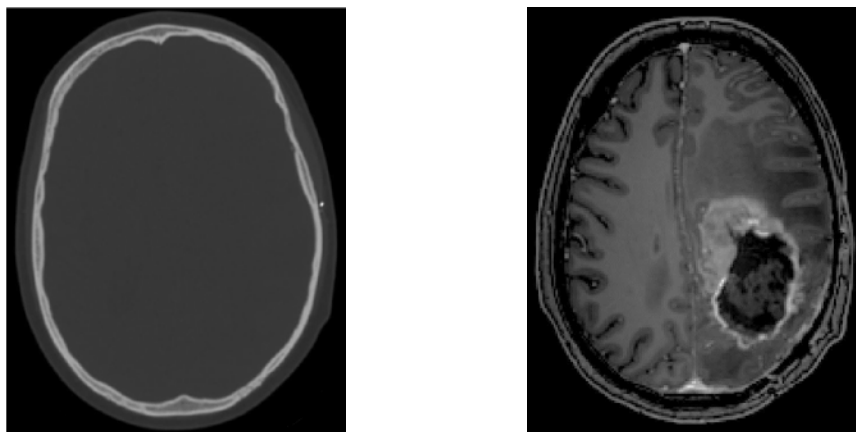


Слика 7.5 Пример унимодалне регистрације MRI-MRI (извор АКН – Vienna, Austria)

¹⁸Расподела вероватноће или густина вероватноће (енгл. „Probability Density Function - PDF“) је функција која се користи у теорији вероватноће и статистици. Она представља закон вероватноће у форми интеграла. Формално, вероватноћа случајног исхода има расподелу f , ако је f функција дефинисана на скупу реалних бројева, позитивна или једнака нули, таква да је вероватноћа да исход узме вредност из интервала $[a, b]$ дата са: $\int_a^b f(x)dx$, за свако $a < b$.

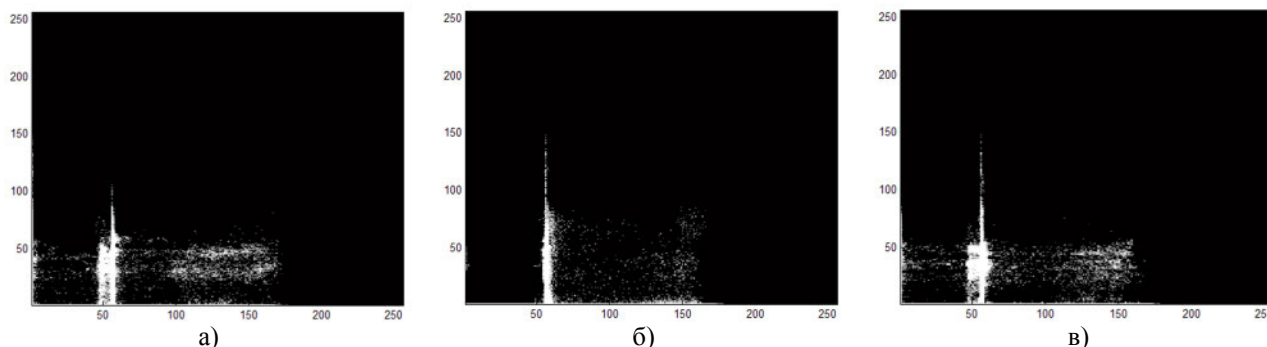
У првом случају (Слика 7.4) разматра се хистограм преклапања иницијалне MRI слике са иницијалном MRI сликом (линеарна права, Pearson-ов коефицијент корелације је 1), а у другом случају иницијална MRI слика са другом MRI сликом истог пацијента¹⁹.

Ако су дате две слике истог пацијента добијене различитим модалитетима, нпр. MRI и СТ који су суштински различити, њихова регистрација врши се ротацијом и транслацијом једне слике у односу на другу и утврђује се највиши степен корелације [Moh12], [Jos01], [Hai11] (Слика 7.6).

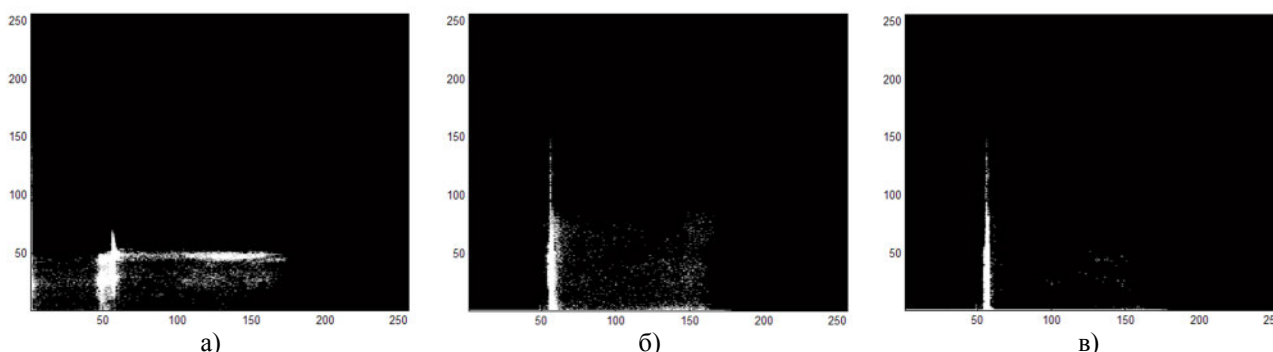


Слика 7.6 СТ и MRI слике пацијента са променама на мозгу при првом и последњем прегледу (извор АКН – Vienna, Austria)

Заједнички хистограми приказани су на следећим дијаграмима. Интензитети пиксела обе слике су случајне променљиве.



Слика 7.7 Хистограми при ротацији једне слике у односу на другу за а) -90, б) 0, в) 90 степени



Слика 7.8 Хистограми при транслацији једне слике у односу на другу а) -100px, б) 0, в) 100px

¹⁹Регистрација слика у домену праћења тумора на мозгу је од суштинског значаја како за праћење прогресије, тако и лечења и планирања операције. У том случају најчешће се врши регистрација MRI и СТ снимака. До деформисања ткива тумора и мозга (енгл. „Brain Shift“) долази приликом отварања лобање и хируршког захвата, па је од посебне важности одређивање реалне величине и облика проблематичне лезије. У овом случају показује се да MRI снимци дају добар приказ меких структура, док се СТ снимци користе за локализацију коштаних структура приликом планирања захвата или зрачне терапије и региструју се неригидним трансформацијама [Ohi05].

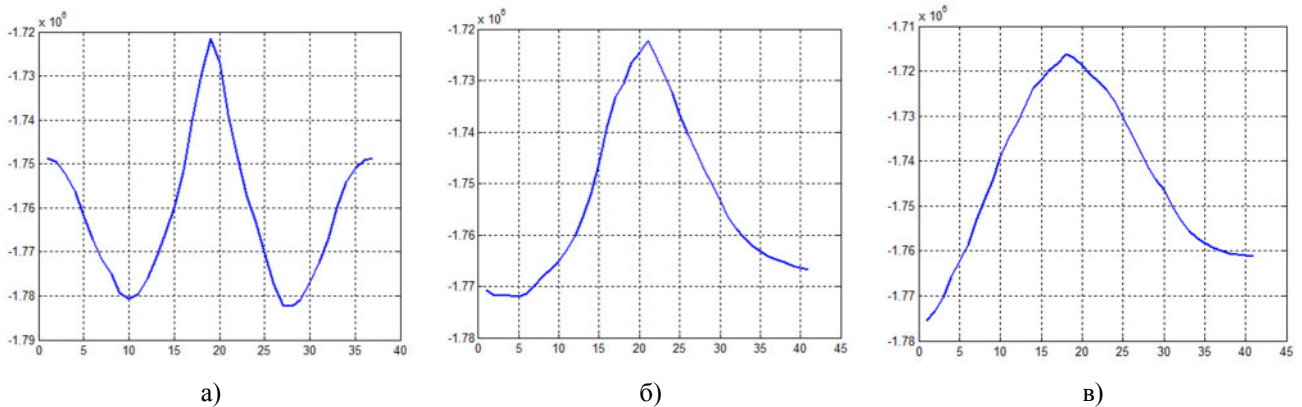
У случају регистрације слике два различита модалитета, какви су СТ и MRI, хистограм није линијски (линеаран) као ни веза између нијанси пиксела. Ротацијом за по 10° и транслацијом за по 100px , једне слике у односу на другу, врши се процена њихове сличности и нивоа преклопљености. Дијаграми показују да нулта ротација и транслација дају хистограме са најмање растурања зато што су слике сличне оријентације. Увођењем трансформације скалирања, слике би биле регистроване и у бољој корелацији [Jos01]. Мера растурања P_i у домену регистрације прати се Шеноновом ентропијом²⁰:

$$H = - \sum_i P_i \ln(P_i) \quad \text{Формула 7.2.3}$$

Функција мере сличности две слике према принципима заједничких информација, која се примењује код многих проблема регистрације у медицини, може се генерално описати следећим изразом [ITK15], [Edo07], [Sur05]:

$$M_{MI} = H(I_{base}) + H(I_{match}) - H(I_{base}, I_{match}) \quad \text{Формула 7.2.4}$$

Овом функцијом се ниво сиве нијансе пиксела ρ кореспондентних елемената слике код мултимодалне регистрације замењује генералнијом мером, односно заједничком ентропијом, чија је промена показана на следећим дијаграмима.



Слика 7.9 MI за а) ротацију, б) транслацију у x и в) транслацију у y правцу

За задату ротацију и транслације слике једне у односу на другу, може се уочити пик максималних ентропија у којима су слике најближе потпуној преклопљености, односно најсличније (Слика 7.9).

Слично, регистрација се може обавити преко градијента слике насталог применом алгоритама за детекцију ивица слике (енгл. „Edge Detection“). Један од таквих алгоритама је Sobel-ов алгоритам којим се врши филтрирање слике кернел квадратном матрицом и конверзија обе слике у бинарни запис (црно-бела слика). Регистрација преко белих контура (енгл. „Chamfer Matching“) заснована је на следећој функцији:

$$M_{CM} = \sum_{x,y} D(I_{base}(x,y)), \quad \text{Формула 7.2.5}$$

при чему су x, y бели пиксели у слици I_{match} , а $D(I_{base}(x,y))$ позиције пиксела у I_{base} .

²⁰У теорији информације, ентропија је мера неодређености придружена случајној променљивој. У овом контексту, обично се мисли на Шенонову ентропију, која квантификује очекивану вредност информације садржане у пикселу.

7.2.2 3Д трансформације: ротација, транслација и скалирање

Медицинске слике и индустријски облаци тачака углавном се разматрају као 3Д репрезентације објеката. Стога су просторне, односно 3Д трансформације од кључног значаја за њихово даље процесирање и регистрацију [Jos01], [Hai11], [Sur05]. Опис Декартових ротација преко Ојлерових углова ротације може се описати матрицама ротација пиксела (тачке) око координатних оса:

$$\mathbf{R}_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\varphi_x & -\sin\varphi_x \\ 0 & \sin\varphi_x & \cos\varphi_x \end{bmatrix}, \mathbf{R}_y = \begin{bmatrix} \cos\varphi_y & 0 & -\sin\varphi_y \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\varphi_y & 0 & \cos\varphi_y \end{bmatrix}, \mathbf{R}_z = \begin{bmatrix} \cos\varphi_z & -\sin\varphi_z & 0 \\ \sin\varphi_z & \cos\varphi_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \text{Формула 7.2.6}$$

Слично, матрица транслације вектора \mathbf{x} преко промене положаја $\Delta\mathbf{s}$ може се описати изразом $T\mathbf{x} = [x_1 + \Delta s_1, x_2 + \Delta s_2, x_3 + \Delta s_3]^T$, односно у виду 4x4 матрице:

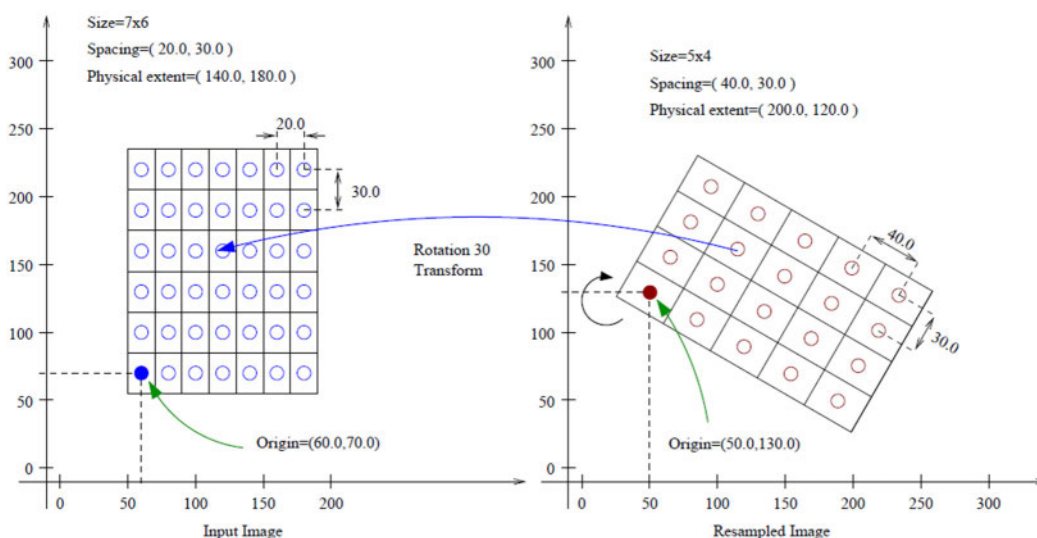
$$T\mathbf{x} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \Delta s_1 \\ 0 & 1 & 0 & \Delta s_2 \\ 0 & 0 & 1 & \Delta s_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x + \Delta s_1 \\ y + \Delta s_2 \\ z + \Delta s_3 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad \text{Формула 7.2.7}$$

Скалирање позиције воксела важна је операција код медицинског имиџинга и може се описати матрицом скалирања:

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} \sigma_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \text{Формула 7.2.8}$$

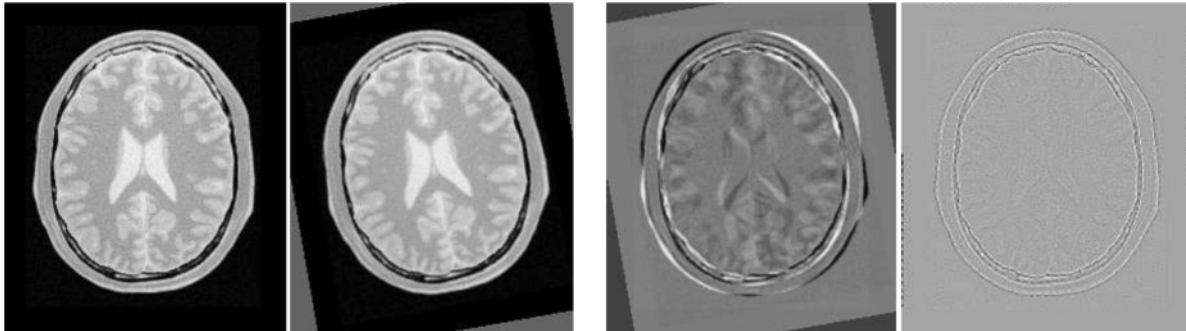
при чему је σ_i утицајни фактор скалирања у сваком правцу. Сходно свему наведеном, укупна матрица трансформације запремине може се изразити као $\mathbf{V} = T\mathbf{R}_x\mathbf{R}_y\mathbf{R}_z\mathbf{S}$.

Применом савремених алата, могуће је извршити аутоматско препознавање пиксела и генерисање матрица трансформација [ITK15], [Lui05]. То је од посебног значаја код слика различитих димензија и модалитета. Принцип регистрације десне слике димензије 5x4 (корака пиксела: 40мм, 30мм и димензија: 200мм, 120мм) и леве фиксне слике димензије 7x6 (корака пиксела: 20мм, 30мм и димензија: 140мм, 180мм) приказана је на следећој шеми (Слика 7.10).



Слика 7.10 Шема опште 2Д трансформације слике

У одређеним случајевима, облаци тачака могу се трансформисати у смислу одређивања главних оса трансформације [Sur05]. Применом PCA анализе (енгл. „Principal Component Analysis“) могу се одредити положаји главних тежишних оса облака у равни или простору и трансформисати координате тачака у смислу минимизације Pearson-овог коефицијента корелације. У многим случајевима регистрације, а пре свега круте, PCA анализа је иницијални корак (Слика 7.11).



Слика 7.11 2Д регистрација иницирана проналажењем главних тежишних оса

7.2.3 Оптимизација

Оптимизационим алгоритмима врши се оптимизација трансформационих матрица и параметара, односно постижу се бољи услови за прецизнију регистрацију две слике. Уколико је излаз из оптимизације један параметар, таква оптимизација је SV (енгл. „Single Valued Optimizers“), у супротном говори се о MV оптимизацији (енгл. „Multiple Valued Optimizers“).

У литератури се помиње велики број оптимизационих алгоритама: Expectation Maximization, Conjugate Gradient, Gradient Descent, LBFGS, LBFGSB, Powell Optimizer, SPSA Optimizer, Versor Transform Optimizer, и сл.

7.2.4 Природа регистрације

Са аспекта успостављања везе међу елементима слике и њихове природе у литератури се најчешће помињу „Intensity based“ регистрација (IBR) и „Feature based“ регистрација (FBR) и могу се применити за спољашње и унутрашње облаци.

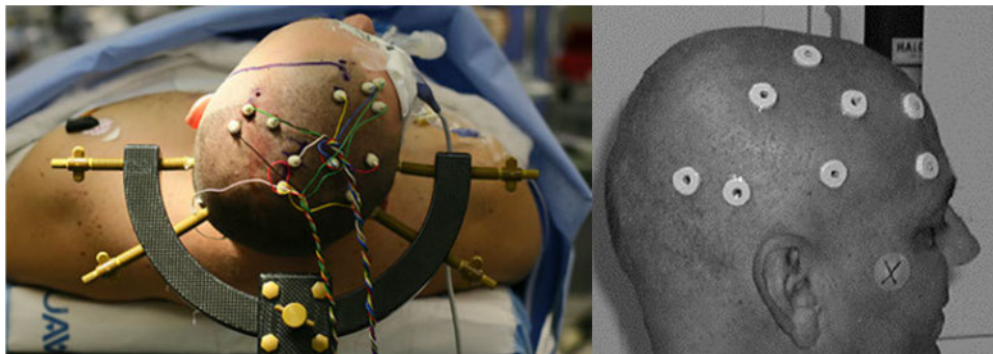
7.2.4.1 „Intensity based“ регистрација - IBR

Алгоритми IBR регистрације су аутоматски, засновани на одређивању интензитета боје слике и флексибилнији су у односу на „Feature based“ методе код којих корисник иницира подударане специфичних тачака на слици. До проблема може доћи код мултимодалне регистрације јер се слике разликују по квалитету, боји и јасноћи структура, што отежава избор обележја.

7.2.4.2 „Feature based“ регистрација - FBR

Овај вид регистрације је најтривијалнији и подразумева „уситњавање“ обе слике до елементарних делова и ригидну регистрацију на инфинитезималном нивоу (пиксел по пиксел, тачка по тачка). Основни типови ове регистрације су „Landmark based“ регистрација и „Extracted Surfaces“ регистрација. Обележја слике (енгл. „Features“) су изоловане тачке, скупови тачака, криве, контуре или површи, па је добра сегментација слике предуслов за успешну регистрацију.

„Landmark based“ регистрацијом најчешће се врши минимизација растојања између карактеристичних тачака обе слике које најчешће бира сâм корисник. Ове методе су врло погодне за примену екстерних маркера и код пацијената код којих се прати промена ткива током времена омогућавају најпоузданије позиционирање две слике [Mar12]. Ове методе су најчешће инвазивне (Слика 7.12).



Слика 7.12 Стереотаксични рам и инвазивни фидукални маркери

Користећи специјалне маркере (најмање 3), координате кореспондентних тачака две слике се у најбољем случају поклапају и за њих се прерачунава центроид. Уколико се центроиди не поклапају генерише се вектор транслације и ротације.

Један од најчешће примењиваних алгоритама за поклапање два облака тачака у равни или простору, на бази центроида карактеристичних обележја је минимизација:

$$M = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \| \mathbf{p}_{base_i} - V \mathbf{p}_{match_i} \|^2, \quad \text{Формула 7.2.9}$$

при чему је V матрица афине трансформације. Након одређивања вектора центроида \mathbf{p}_{base} и \mathbf{p}_{match} , одређује се матрица коваријансе C у облику:

$$C = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\mathbf{p}_{match_i} - \mathbf{p}_{match}) (\mathbf{p}_{base_i} - \mathbf{p}_{base})^T, \quad \text{Формула 7.2.10}$$

Затим се одређују асиметрична матрица $A = C - C^T$ и вектор Δ у облику $\Delta = (A_{2,3}, A_{31}, A_{12})^T$, на основу којих се одређује матрица 4x4:

$$Q = \begin{bmatrix} trace C & \Delta^T \\ \Delta & C + C^T - trace C I_3 \end{bmatrix}, \quad \text{Формула 7.2.11}$$

Величина $trace C$ означава траг матрице (збир елемената дијагонале), а I_3 је јединична матрица. На основу Q одређују се карактеристични вектори и вредности (енгл. „Eigen values & Vectors“).

У том смислу, прецизна регистрација ефикасно се реализује преко „природних“ референтних маркера (анатомских обележја) уколико су доступни или преко „вештачких“ референтних тачака придодатих слици [Nes09]. Овде треба нагласити да регистрација базирана на маркерима не може да се примењује код регистрације деформабилних површи јер су позиције маркера променљиве.

7.2.5 „ICP“ метода

У домену круте регистрације облака тачака посебно је интересантан ICP алгоритам. ICP алгоритам (енгл. „Iterative Closest Point“) један је од најпознатијих алгоритама регистрације и није развијан за регистрацију медицинских слика, али се у одређеним случајевима може применити [Bin11]. Као улазни подаци могу се користити облаци тачака, B-Spline репрезентација, мреже, параметарске и имплицитне површи. У основи регистрација ICP методом обавља се у две фазе, у првој се идентификују најближе тачке улазних облака, а у другој проналажење „least-square“ крутих (ригидних) трансформација међу њима [Kim10], [Mar12]. Итерацијом се проналази локални еуклидски минимум до поклапања или постизања толерисаних вредности поклапања кореспондентних тачака оба облака. Поједини аутори ову врсту регистрације сврставају у „feature-based“ методе [Bin05] и основа је за многе друге алгоритме, укључујући и деформабилну регистрацију [Zhi10]. Овај алгоритам захтева да улазни облаци буду блиски један другом или адекватно оријентисани, али су најчешће различите величине и топологије. ICP алгоритам осетљив је на аутлајере [Kim10].

7.2.6 2Д/3Д и 3Д/3Д регистрација

Регистрација облака тачака²¹ (енгл. „PointSet to PointSet“) најчешће се врши када су позната заједничка обележја и када постоји могућност успостављања просторне повезаности између највећег броја тачака [Zhi10]. Ово се своди на примену FBR регистрације која је у овом случају практичнија и ефикаснија од IBR.

У домену медицине, регистрацијом се подаци о планирању интервенције (дијагностичке слике, модели анатомских структура и план третмана) фузирају са координатним системом података у току интервенције (дијагностичке слике у тренутку интервенције, модели инструмената, радијационо поље и сл.) чиме се умањује инвазивност захвата и повећава прецизност. Стога, методе регистрације су посебно интересантне у следећим областима и интервенцијама (енгл. “Image Guided Therapy - IGT”, “Image Guided Surgery - IGS”, “Image Guided Procedures - IGP”) [Mar12]. Обично су преоперативне слике 3Д, као што су CT/MRI модели, док су слике у току интервенције обично 2Д природе, нпр. ултразвук, радиографски снимци и сл., или 3Д природе као што су СВСТ или дигитализоване анатомске површи у виду облака тачака. Стога се у медицини регистрација углавном односи на 3Д/2Д и 3Д/3Д.

7.3 3Д/3Д РЕГИСТРАЦИЈА ОБЛАКА ТАЧАКА

У случају 3Д/3Д регистрације, регистрација се најчешће врши преко кореспондентних тачака – интерних или екстерних анатомских обележја 3Д модела генерисаног са иницијалних дијагностичких модалитета и модела након примењене терапије који су такође добијени неким дијагностичким модалитетом (оптички скенер, CT/MRI, и сл.). Постоје међутим случајеви деформабилне мултимодлане регистрације код којих није могуће ослонити се на анатомска обележја, већ се регистрација обавља статистичким методама на основу облика који се региструје.

У овом докторату приказан је пример 3Д/3Д регистрације код кога је иницијални 3Д облак тачака настао сегментацијом CT снимака, а деформабилни 3Д модел припада генеричком мастер моделу. Стога је кључни корак за успешну регистрацију анатомских структура добра сегментација ткива на основу интензитета снимака као и тачност улазног облака. Алгоритми који се примењују за деформабилну регистрацију пршљенова морају бити отпорни на шум и да не зависе од маркера како би се избегла инвазивност [Tom03]. Један од посебно интересантних алгоритама регистрације је CPD (енгл. „Coherent Point Drift“), односно његов модул за 3Д/3Д регистрацију. Да би регистровани објекат (мастер пршљен) одговарао пацијенту, потребни су иницијални снимци.

²¹ Свака тачка облака је локални дескриптор површи/слике физичког објекта (енгл. „Local Feature Descriptor“), односно место промене интензитета слике и углавном се описује координатама, векторима или текстуром у околини посматране тачке [Sac11], [Gel05].

Основни случајеви који могу да се јаве код ове регистрације су да два сета тачака имају исти број елемената и да свака тачка једног сета кореспондира са својим паром из другог сета, и други да не постоји директна веза међу елементима скупова и да је њихов број различит.

7.3.1 Општа методологија

У овом докторату регистрација облака тачака (коначних скупова тачака) у простору R^D , односно пресликавање, разматра се као проблем статистичке процене функције густине вероватноће, при чему један сет тачака репрезентује центроиде Гаусовог мешовитог модела (енгл. „Gaussian Mixture Model“ - GMM), а други је скуп тачака који се региструје односно трансформише [Bin11].

Следи кратак преглед нотације и основних појмова у домену регистрације тачака у 2Д и 3Д простору [Myr10]:

- D - Димензионалност сета тачака (2Д или 3Д);
- N, M - Број тачака сетова;
- $\mathbf{X}_{N \times D} = (\mathbf{x}_1, \dots, \mathbf{x}_N)^T$ - први сет тачака (GMM центроид);
- $\mathbf{Y}_{M \times D} = (\mathbf{y}_1, \dots, \mathbf{y}_M)^T$ - други сет тачака (GMM центроид);
- $\tau = (\mathbf{Y}, \theta)$ - Трансформација τ примењена на \mathbf{Y} , при чему је θ скуп трансформационих параметара;
- \mathbf{I} - јединична матрица;
- $\mathbf{1}$ - матрица колоне са јединичним елементима;
- $d = (a)$ - дијагонална матрица вектора a .

Разматрајући тачке сета \mathbf{Y} као центроиде модела GMM, а тачке из \mathbf{X} као скуп генерисан применом GMM модела. Функција процене густине GMM модела гласи:

$$p(\mathbf{x}) = \sum_{m=1}^{M+1} P(m)p(\mathbf{x}|m) \quad \text{Формула 7.3.1}$$

При томе је $p(\mathbf{x}|m) = \frac{1}{(2\pi\sigma^2)^{\frac{D}{2}}} \exp\left\{-\frac{\|\mathbf{x}-\mathbf{y}_m\|^2}{2\sigma^2}\right\}$. Додатна униформна дистрибуција у GMM моделу $p(\mathbf{x}|M+1) = \frac{1}{N}$ намењена је детекцији шума и атипичних тачака у облацима тачака који се региструју. Означавањем тежинских фактора униформне дистрибуције са ω , $0 \leq \omega \leq 1$ мешовити модел поприма следећи облик:

$$p(\mathbf{x}) = \omega \frac{1}{N} + (1 - \omega) \sum_{m=1}^M \frac{1}{M} p(\mathbf{x}|m) \quad \text{Формула 7.3.2}$$

Репараметризацијом локација центроида GMM модела скупом трансформационих параметара θ и применом критеријума максималне веродостојности (односно негативне логаритамске функције вероватноће) добија се:

$$E(\theta, \sigma^2) = - \sum_{n=1}^N \log \sum_{m=1}^{M+1} P(m)p(\mathbf{x}_n|m) \quad \text{Формула 7.3.3}$$

Затим је дефинисана заједничка вероватноћа између две тачке \mathbf{y}_m и \mathbf{x}_m као постериорна вероватноћа GMM центроида у датој тачки: $P(m|\mathbf{x}_n) = \frac{P(m)p(\mathbf{x}_n|m)}{p(\mathbf{x}_n)}$. Да би се пронашли елементи

θ и σ^2 , примењује се алгоритам очекиване максимизације ЕМ (енгл. „Expectation Maximization“). Сврха овог алгоритма је проналажење претпостављених вредности (ознака *old*) да би се затим прорачунале вредности апостериорних дистрибуција вероватноће мешовитих компоненти Бајесовом формулом $P^{old}(m|x_n)$. Овај корак познатији је као очекивање или Е-корак [Myr10].

Нове вредности параметара проналазе се минимизацијом очекивања свеукупне логаритамске функције вероватноће:

$$Q = - \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^{M+1} P^{old}(m|x_n) \log(P^{new}(m)p^{new}(x_n|m)) \quad \text{Формула 7.3.4}$$

Ово се постиже у кораку или логаритамске минимизације или М-кораку алгоритма очекиване максимизације. Оптимизациони ЕМ алгоритам процесира функцију Q сменом Е и М корака до конвергенције. Занемарујући константе независне од θ и σ^2 формула 1.4 може се написати у облику:

$$Q(\theta, \sigma^2) = \frac{1}{2\sigma^2} \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M P^{old}(m|x_n) \|x_n - \tau(y_m, \theta)\|^2 + \frac{N_P D}{2} \log \sigma^2 \quad \text{Формула 7.3.5}$$

Где $N_P = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M P^{old}(m|x_n) \leq N$ (за $N = N_P$ само ако је $\omega = 0$) и P^{old} представљају постериорне вероватноће GMM компоненти прорачунате претходним вредностима параметара:

$$P^{old}(m|x_n) = \frac{\exp\left\{-\frac{1}{2}\left\|\frac{x_n - \tau(y_m, \theta^{old})}{\sigma^{old}}\right\|^2\right\}}{\sum_{k=1}^M \exp\left\{-\frac{1}{2}\left\|\frac{x_n - \tau(y_k, \theta^{old})}{\sigma^{old}}\right\|^2\right\} + c} \quad \text{Формула 7.3.6}$$

У формули (Формула 7.3.6) је $c = (2\pi\sigma^2)^{\frac{D}{2}} \frac{\omega}{1-\omega} \frac{M}{N}$. Минимизовањем функције Q нужно се смањује негативна логаритамска функција вероватноће, осим ако већ није у локалном минимуму. Да би ова формула могла да се реши, неопходно је дефинисати функције трансформације τ за сваку врсту регистрације посебно. Даље се разматрају појединачне трансформације за круту регистрацију (енгл. „Rigid Registration“), афину регистрацију (енгл. „Affine Registration“) и деформабилну регистрацију (енгл. „Deformable Registration – Non-Rigid Registration“) [Myr10], [Ter04].

Крута регистрација подразумева translацију и ротацију слике и униформни фактор скалирања (7 непознатих), афина подразумева скалирање, translацију и ротацију (9 непознатих), а деформабилна неригидно и нелинеарно, „Free-form“ мапирање и дисторзију слике.

7.4 РИГИДНА И АФИНА РЕГИСТРАЦИЈА ТАЧАКА

7.4.1 Ригидна регистрација

За ригидну регистрацију сета тачака дефинише се трансформација локација GMM центроида функцијом $\tau(y_m; \mathbf{R}, \mathbf{t}, s) = s\mathbf{R}y_m + \mathbf{t}$ при чему су $\mathbf{R}_{D \times D}$ матрица ротације, $\mathbf{t}_{D \times 1}$ вектор translације и s фактор скалирања. У овом случају Q – функција зависи од ротације, translације и скалирања и поприма следећи облик:

$$Q(\mathbf{R}, \mathbf{t}, s, \sigma^2) = \frac{1}{2\sigma^2} \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M P^{old}(m|x_n) \|x_n - s\mathbf{R}y_m - \mathbf{t}\|^2 + \frac{N_P D}{2} \log \sigma^2 \quad \text{Формула 7.4.1}$$

При чему важи: $\mathbf{R}^T \mathbf{R} = \mathbf{I}$ и $\det(\mathbf{R}) = 1$

У датом изразу, први члан сличан је оном у проблему апсолутне ротације $\min \sum_{n=1}^N \|\mathbf{x}_n - (s\mathbf{R}\mathbf{y}_n + \mathbf{t})\|^2$ те стога Формула 7.4.1 представља генерализацију израз проблема апсолутне оријентације [Ume91]. Добијање тачног решења након минимизације објективне функције је компликована процедура због ограничења у матрици ротације \mathbf{R} [And09].

7.4.2 Афина регистрација сета тачака

Афина регистрација је нешто једноставнија у односу на ригидну регистрацију због слободне (неограничене) оптимизације [Myr10]. Афина трансформација дефинисана је функцијом $\tau(\mathbf{y}_m; \mathbf{R}, \mathbf{t}, s) = \mathbf{B}\mathbf{y}_m + \mathbf{t}$, где су $\mathbf{B}_{D \times D}$ афина матрица трансформације и $\mathbf{t}_{D \times 1}$ вектор транслације.

$$Q(\mathbf{B}, \mathbf{t}, \sigma^2) = \frac{1}{2\sigma^2} \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M P^{old}(m|x_n) \|\mathbf{x}_n - (\mathbf{B}\mathbf{y}_m + \mathbf{t})\|^2 + \frac{N_P D}{2} \log \sigma^2 \quad \text{Формула 7.4.2}$$

Директним изједначавањем парцијалних извода функције Q са нулом добија се систем линеарних једначина.

7.5 ДЕФОРМАБИЛНА РЕГИСТРАЦИЈА СЕТА ТАЧАКА

У литератури постоји свега неколико алгоритама за 3Д деформабилну регистрацију облака тачака. Међу најчешћима, користе се RPM (енгл. „Robust Point Matching“) [Bin11] и CPD (енгл. „Coherent Point Drift“) алгоритми, пре свега због отпорности на атипичне тачке - аутлајере (енгл. „Outliers“) ²², односно тачке шума настале приликом скенирања. Неки од основних изазова код решавања проблема деформабилне регистрације су непознате еластичне (нелинеарне) трансформације, шум настао приликом скенирања, аутлајери, недостајуће тачке и димензионалност сетова тачака. Неки од ових проблема настају приликом аквизиције, други приликом екстракције карактеристичних тачака са сложених модалитета и алгоритам деформабилне регистрације треба да буде робустан и отпоран на атипичне разлике облака.

Проблем неригидне или деформабилне регистрације један је од великих изазова за многе задатке у области компјутерске визије и показало се да је за овај вид регистрације најоптималније уколико се користе облаци тачака уместо мрежа или површи [Zhi10]. У овом случају узима се да је функција трансформације којом се региструју два сета тачака деформабилна и непозната. Да би се решио овај проблем користи се Тikhонов-љев оквир регуларизације [Zhe02]. У том случају трансформациона функција дефинише се као збир иницијалне позиције и функције померања v .

$$\tau(\mathbf{Y}, v) = \mathbf{Y} + v(\mathbf{Y}) \quad \text{Формула 7.5.1}$$

Регуларизација норме функције v појачава глаткоћу функције [Zhe02]. Према МСТ теорији (енгл. „Motion Coherence Theory“), све тачке блиске једна другој теже да се померају кохерентно, те стога функција померања $v(\mathbf{Y})$ треба да буде глатка (регуларизација померања). Ово правило односи се и на CPD алгоритам [Myr10].

Додавањем регуларизације у негативну логаритамску функцију вероватноће, добија се:

$$f(v, \sigma^2) = E(v, \sigma^2) + \frac{\lambda}{2} \phi(v), \quad \text{Формула 7.5.2}$$

²² Многе статистичке технике осетљиве су на нетипичне тачке тзв. аутлајере (енгл. „outliers“) тј. резултате који су много изнад или испод већине осталих резултата. У смислу аквизиције и поређења два облака тачака, аутлајери су тачке једног облака које немају кореспондентне тачке у другом облаку.

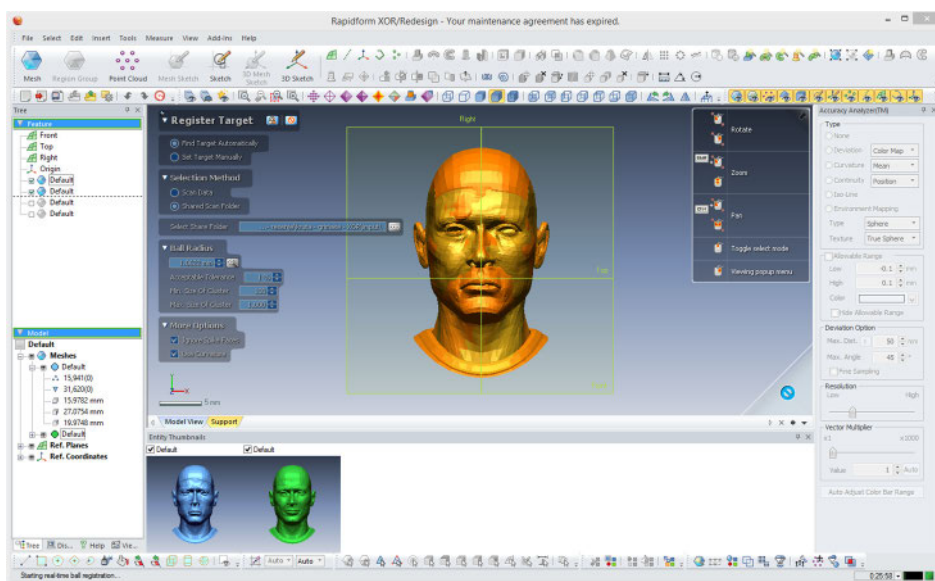
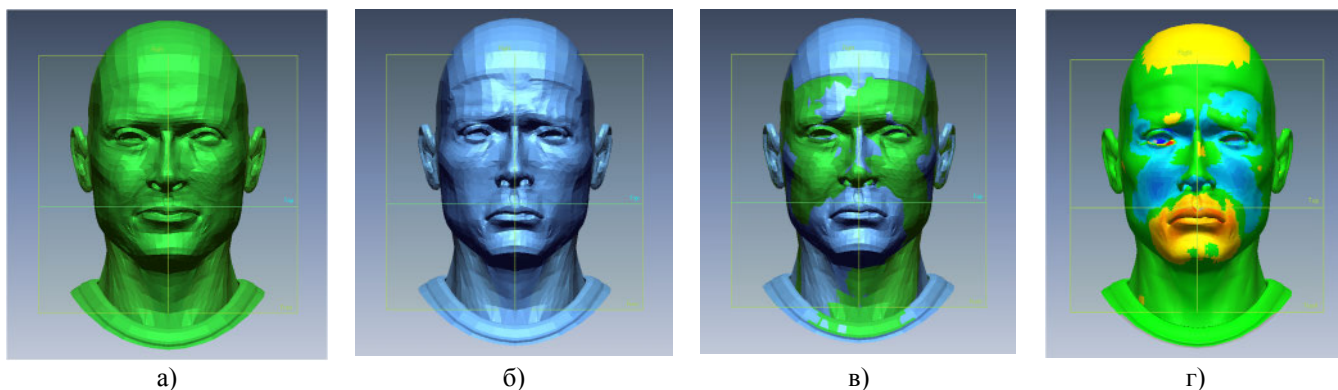
при томе је E негативна логаритамска функција вероватноће, $\phi(v)$ је регуларизациони члан, а λ је „trade-off“ параметар²³.

Процена функције померања v врши се применом варијационог рачуна. Стога је неопходно да се регуларизациони члан $\phi(v)$ дефинише на еквивалентне начине који показују да оптимални случај v је линеарна комбинација кернел функција. Правилан избор $\phi(v)$ условљава прецизнију деформабилну регистрацију сета тачака.

Облик функције v рачуна се применом варијационог рачуна, односно минимизацијом функције (М-корак):

$$Q(v, \sigma^2) = \frac{1}{2\sigma^2} \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M P^{old}(m|x_n) \|x_n - (y_m + v(y_m))\|^2 + \frac{NP D}{2} \log \sigma^2 + \frac{\lambda}{2} \|Lv\|^2 \quad \text{Формула 7.5.3}$$

Као илустрација деформабилне регистрације у програму Rapidform™ 2004, INUS Technology Inc., SBC (Ludwig-Erhard-Strasse, 30-34, D-65760 Eschborn, Germany) приказана је деформабилна регистрација мрежа. Иницијализација се обавља подударанјем тежишта мрежа и главних координатних оса, док се процес регистрација обавља итерацијом (Слика 7.13) до постизања потпуног преклапања иницијалних мрежа и у зависности од броја троуглова (тачка, печева) зависи трајање процеса регистрације.



д)
Слика 7.13 Деформабилна регистрација а) иницијална мрежа б) региструјућа мрежа, в) иницијализација, г) мапа девијација, д) итерација - регистрација

²³ A trade-off is a situation that involves losing one quality or aspect of something in return for gaining another quality or aspect.
- Докторска дисертација - Саша Ћуковић, дипл. маш. инж. 207 | страна

У [Fei06] деформабилна регистрација примењена је за креирање атласа 2Д и 3Д облика и као „темплејт“ облак тачака примењује се средњи статистички облак узорка – мастер анатомски модел.

У раду [Ben03] приказана је деформабилна 2Д/3Д регистрација пршљенова на основу два конвенционална радиографска снимка кичменог стуба (РА и латерални) и 6 анатомских референци на сваком пршљену од С1 до L5 са циљем добијања/регенерисања 3Д модела кичменог стуба на бази статистичког деформабилног 3Д „темплејта“, обезбеђујући потпуни увид у стање пршљенова и кичменог стуба.

7.5.1 Глобална регистрација

Већина савремених система за 3Д реконструкцију у индустрији ослања се на примену алгоритама за глобалну регистрацију, без избора кључних тачака и без обзира на позиције координатних система улазних облака тачака. У ту класу метода спадају “best-fit” алгоритми, засновани на поређењу локалних дескриптора тачака и углавном се примењују у домену круте регистрације [Gel05]. У [Zhi10] глобална регистрација је прва фаза регистрације која се врши проналажењем одговарајућих крутих транслација и ротација, док се у другој фази регистрације примењује локална неригидна B-Spline регистрација без примене маркера.

7.5.2 Примена CPD алгоритма деформабилне регистрације на регенерисање облика пршљенова

CPD алгоритам заснован је на математичкој теорији вероватноће и своди се на решавање проблема процене густине вероватноће и припада FBR регистрационим методама јер су улаз за фузирање тачке које репрезентују карактеристике облика. Иницијално поклапање сета тачака (GMM-а) врши се преко њихових центроида. Центроиди се померају кохерентно, задржавајући тополошку структуру облака.

Применом CPD алгоритма може се остварити деформабилна регистрација 2Д контура и 3Д облака тачака и мрежа у програму MATLAB кроз фазу иницијализације и итерације. Суштина овог алгоритма је у итеративном поступку и иницијализацији и његове перформансе тестиране су у [Myr10]. Уколико тачке нису претходно оријентисане и није им одређен центроид, овим алгоритмом се одређују главне тежишне осе применом PCA анализе и GMM.

7.5.2.1 Експеримент деформабилне 3Д/3Д регистрације применом CPD алгоритма

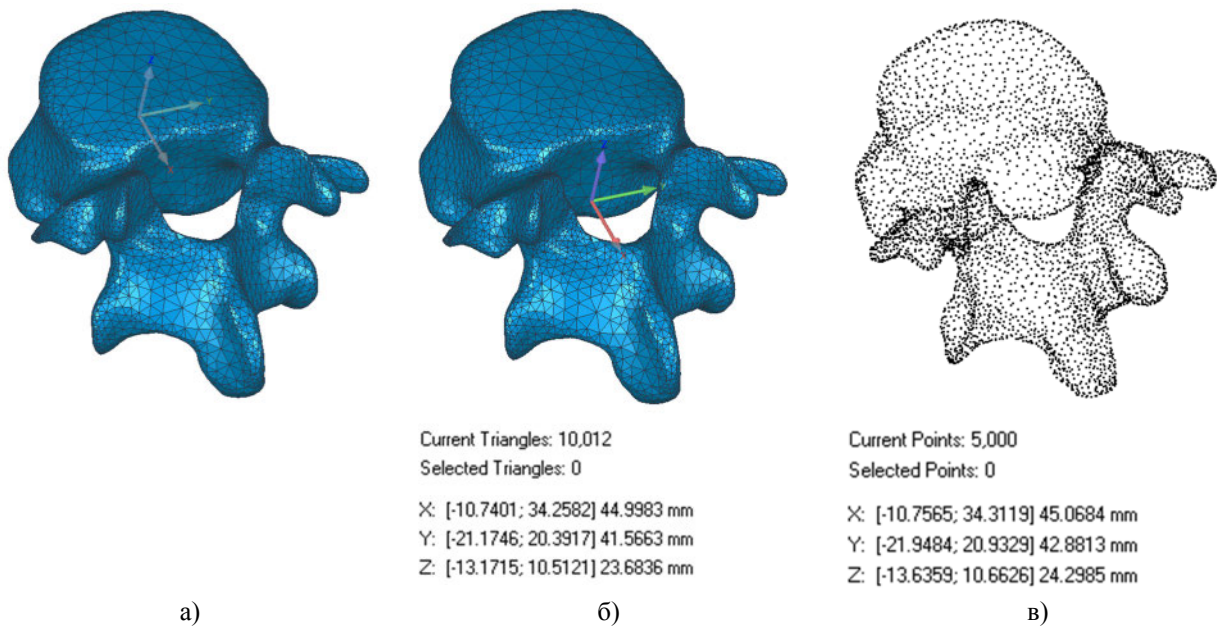
У овом докторату примена CPD алгоритма односи се на мултимодалну, интересубјектну регистрацију. Тестирање је обављено на облацима тачака 4. лумбалног пршљена (Intel CORE i7, 2.4GHz, 8GB RAM, Windows 8.1) без великог броја аутлајера (шума).

Дакле примењена је 3Д/3Д деформабилна регистрација лумбалног пршљена мастер модела са лумбалним моделом новог пацијента, при томе потребна су два модела:

- Пршљен мастер модела – генерички модел – статистичка репрезентација кичменог стуба са могућом геометријском варијабилношћу.
- Пршљен пацијента настао сегментацијом СТ снимка применом програма Materialize MIMICS.

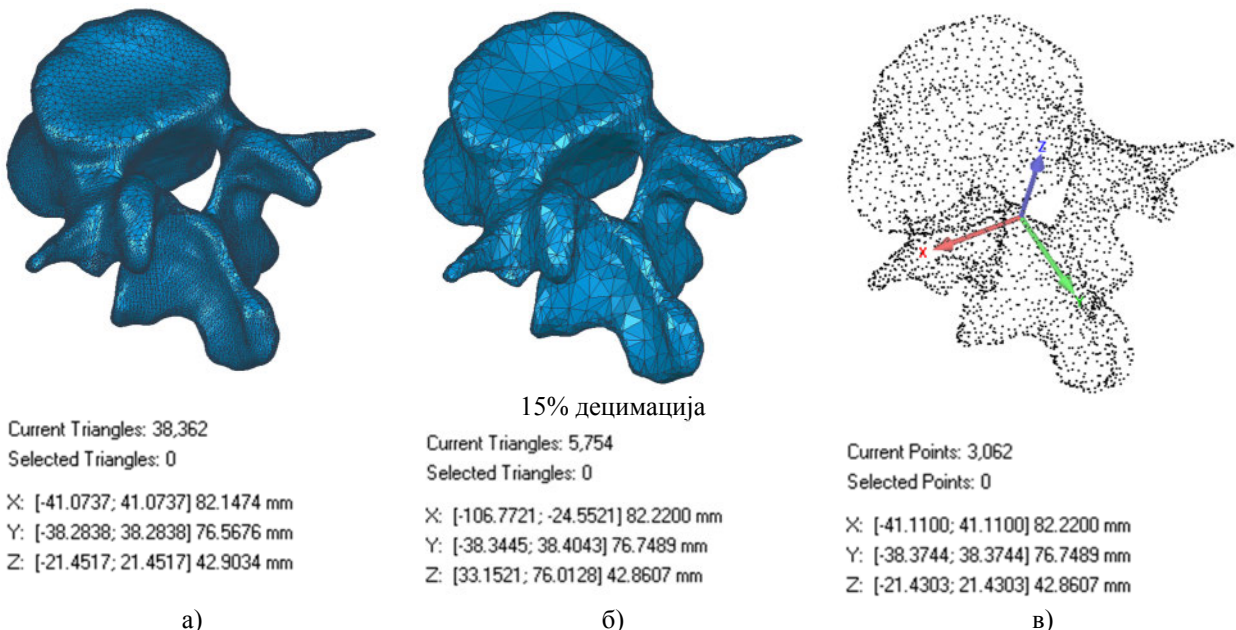
Оба модела имају су различит број репрезентативних тачака. Иницијални облак тачака има 5000 тачака, а други 3062 тачака и регистрација траје 45 секунди и обавља се кроз 150 итерација. Експериментални резултати показују висок степен квалитета регистрације.

Као средњи статистички модел узет је модел кичменог стуба описан Рањабј-евим морфолошким параметрима, а који је детаљно описан у поглављу 5 (Слика 7.14).



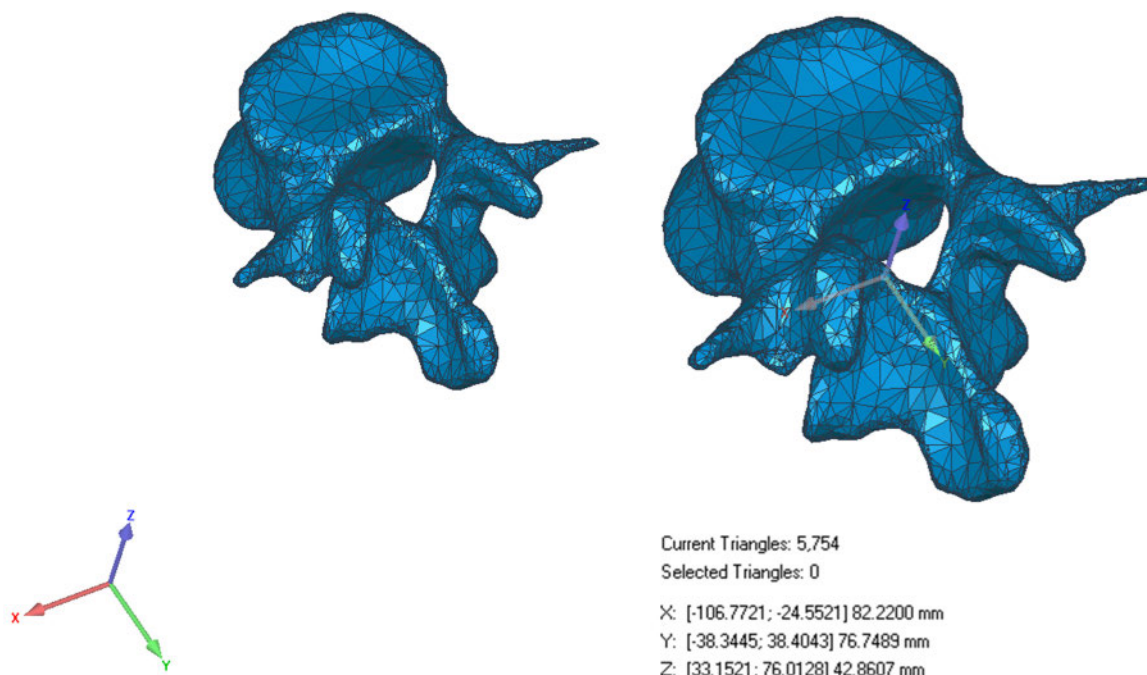
Слика 7.14 Статистички модел пршљена L4 а) оригинални, б) са системом у центроиду, в) облак тачака

Модел пршљена новог пацијента представљен је облаком тачака (18190 тачака) чијом се конверзијом добија мрежа коју чини 38362 троуглова (Слика 7.15). Децимацијом мреже на 15% од укупног броја троуглова добија се 5754 троуглова (3062 тачака).



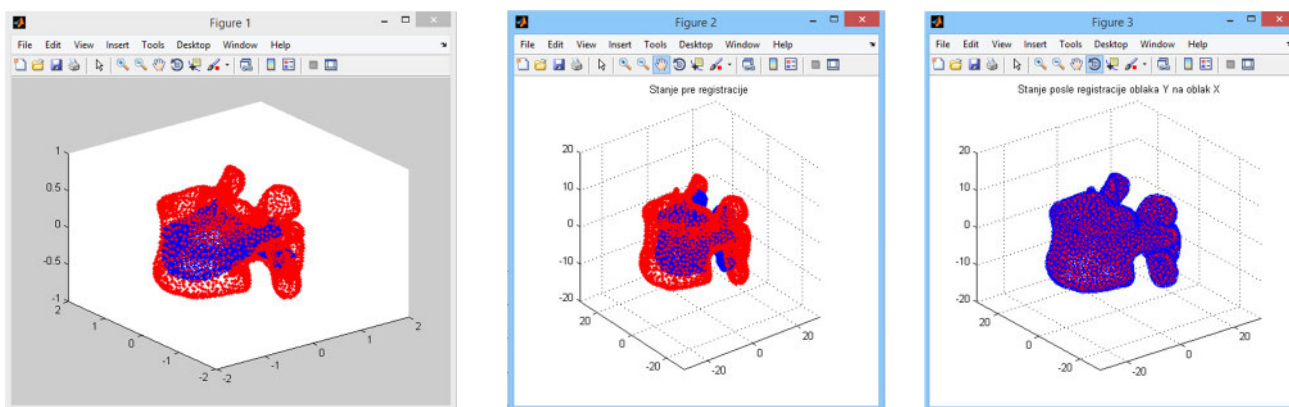
Слика 7.15 Нови модел L4 пршљена а) полигонални б) 15% децимација мреже в) облак тачака

Генерисање центроида и главних тежишних оса обавља се РСА анализом у програму Geomagic Studio. Да би регистрација могла да се спроведе, модели морају бити у потпуности раздвојени, па је фаза сегментације од суштинског значаја (Слика 7.16).

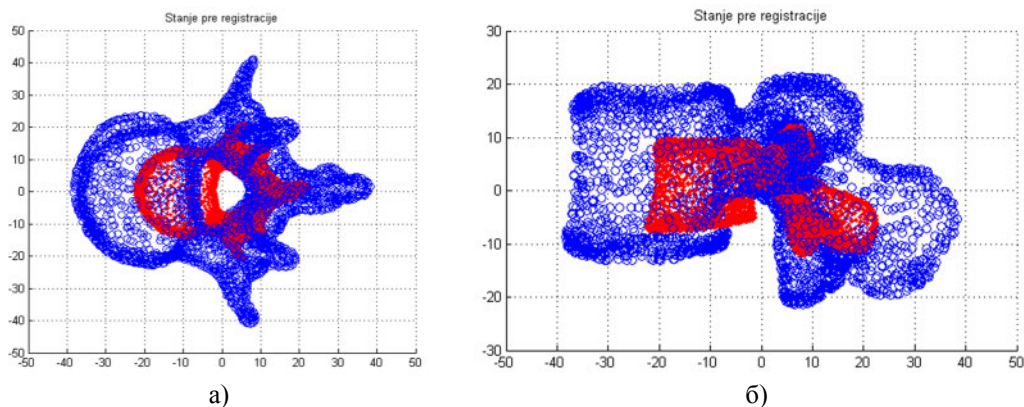


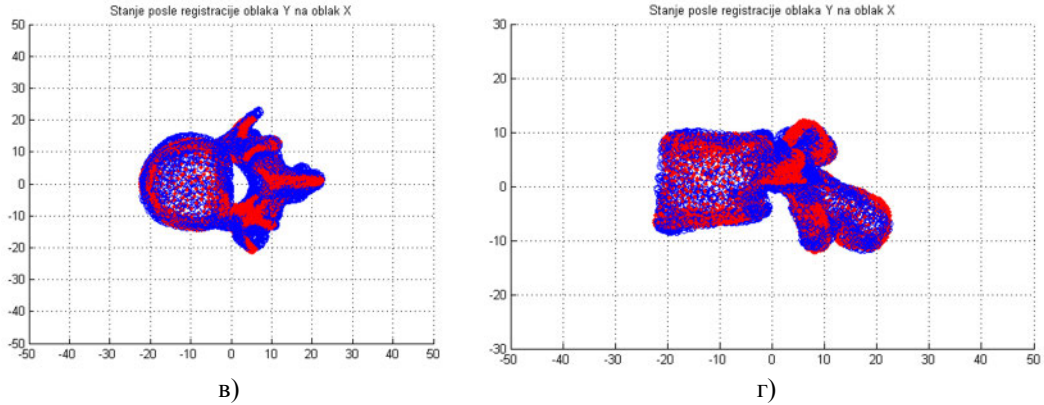
Слика 7.16 Реоријентација новог модела у простору – одређивање центроида

Овако припремљени облаци основа су за примену CPD регистрације. Метода је ефикасна и робусна, одвија се независно (пршљен по пршљен) и алгоритам је отпоран на локалне деформације (оштри прелазни), шумове у облацима тачака и може се применити и на друге деформабилне структуре.



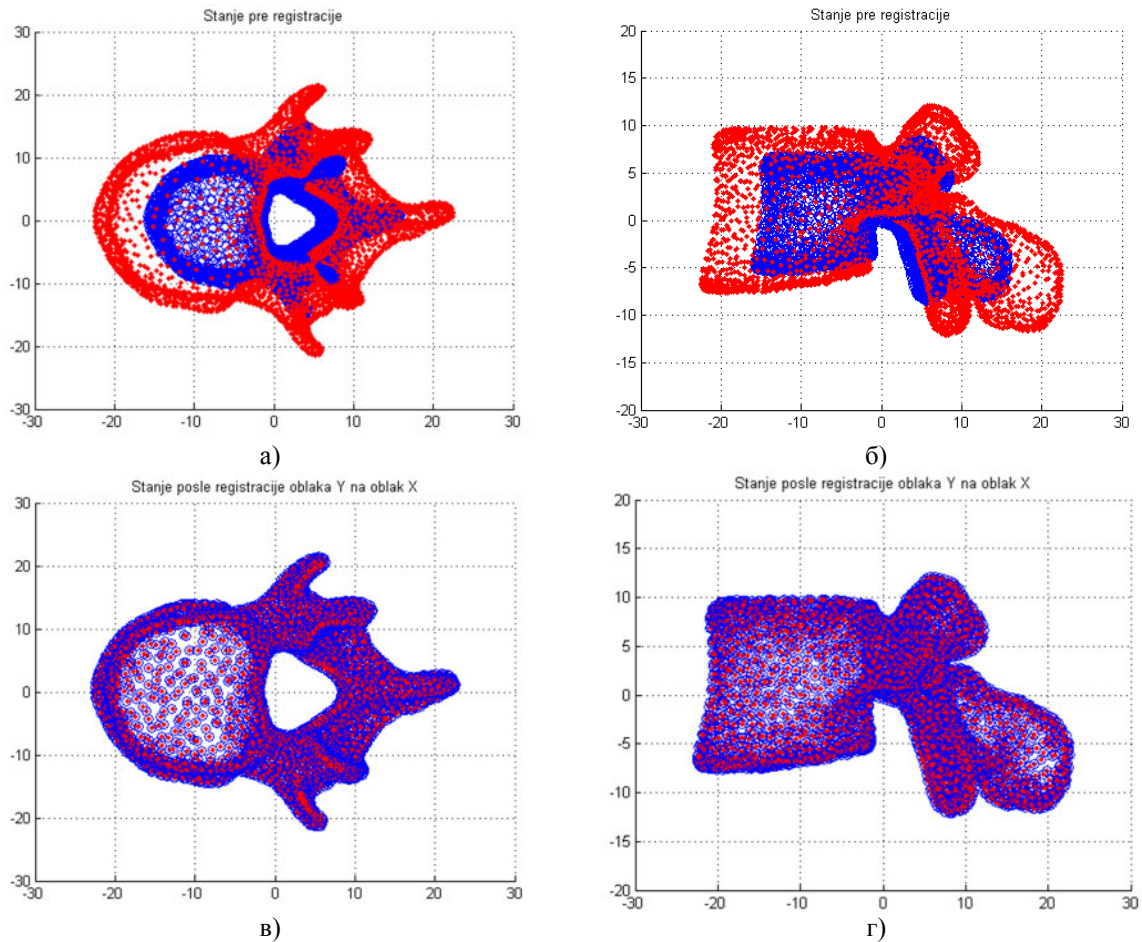
Слика 7.17 Регистрација L4 пршљена применом CPD алгоритма





Слика 7.18 Приказ пршљена L4 пре и после CPD деформабилне регистрације у аксијалној и сагиталној равни

Значајно бољи резултат регистрације постиже се код приближно истих облика улазних облака тачака и код облака са сличним или истим бројем тачака (мањи шумови).



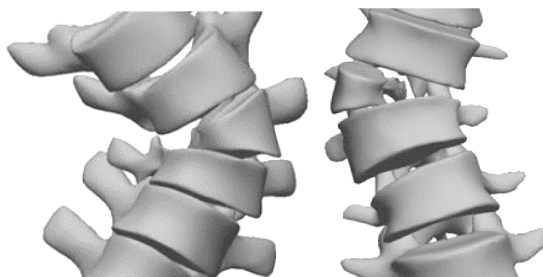
Слика 7.19 Приказ пршљена L4 пре и после CPD деформабилне регистрације у аксијалној и сагиталној равни – квалитетнија регистрација

У претходним поглављима било је речи о процени деформитета, односно регенерисању 3Д генеричког модела кичменог стуба на основу модела дорзалне површи код пацијената са деформитетима. Уколико се наведена процедура деформабилне регистрације примени на све пршљенове, добиће се модел деформитета који у потпуности одговара пацијенту и у случајевима конгениталних промена на пршљеновима.

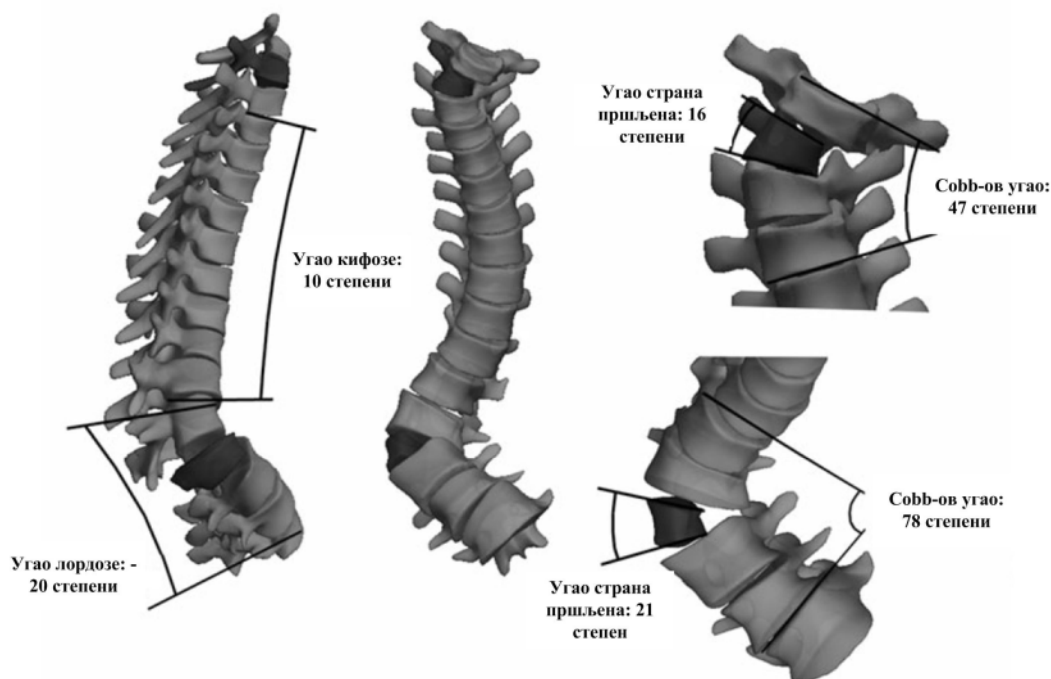
7.5.2.2 Конгениталне аномалије на пршљеновима

Због комплексне природе развоја кичменог стуба и пршљенских веза, често могу да настану тзв. конгениталне аномалије, односно срастање/фузија више пршљенова или регија (енгл. „Hemivertebra“). Осим бола који може да се јави, развој оваквих аномалија може изазвати кривљење кичменог стуба и довести до драстичних сколиоза са великим кривинама (Слика 7.20).

Иако је 3Д визуелизација у овом случају велики изазов постоје прихватљива решења. У раду [Lud13] описана је полуаутоматска 3Д реконструкција, регистрација и анализа прогресивних конгениталних сколиоза торакалне и лумбалне регије, применом EOS уређаја и бипланарних снимака. Модели су поређени са СТ моделима истог пацијента (Слика 7.21).



Слика 7.20 Приказ конгениталних аномалија на пршљеновима



Слика 7.21 Реконструкција конгениталних пршљенова - EOS

Деформитети изазвани конгениталним аномалијама искључени су из ове студије и за њихову визуелизацију СТ дијагностика је најпрецизније решење [Lud13]. Реконструкција и оваквих врста деформитета врши се регистрационим 2Д/3Д или 3Д/3Д алгоритмима, односно регенерацијом статистичких мастер модела на РТГ или СТ снимке.

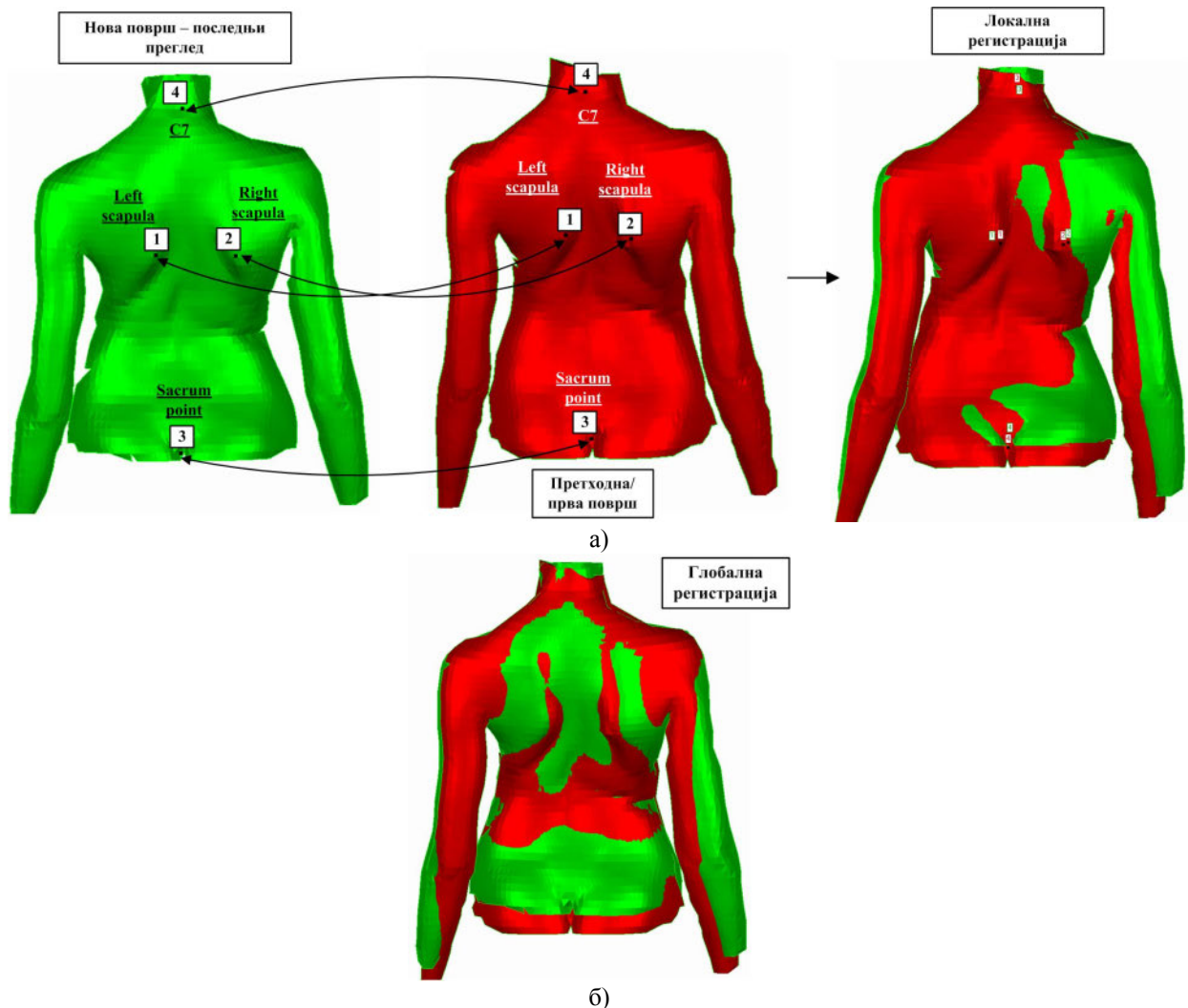
7.5.2.3 Регистрација дорзалних површи

Развој система за праћење и евалуацију деформитета кичменог стуба на бази латералних показатеља подразумева примену софистицираних софтверских пакета и опреме (поглавља 5 и 7). Један од кључних корака у даљем развоју система за визуелизацију и симулацију деформитета је

квантификовање промене деформације дорзалне површи пацијената током времена, односно пре и после примењене терапије.

У [Ger05] презентована је статистичка метода креирања просечне дорзалне површи на основу 274 сетова облака тачака. Суперпонирањем 3Д оптичких снимака омогућено је квантификовање промена меких ткива и консеквентно, промена коштаних структура. Поређењем два оптичка снимка могу се уочити промене пре и постоперативног третмана или физикалних терапија [Bib06] (Слика 7.22).

У домену деформитета кичменог стуба, принципи деформабилне регистрације и неригидних трансформација могу се применити за праћење промене површи [Kim10] и за фузију облика пршљена према радиографским снимцима.



Слика 7.22 Локална регистрација полигоналног модела преко 4 кореспондентне тачке односно анатомских обележја (а) локална регистрација, (б) глобална регистрација

3Д регистрацију облака тачака добијених различитим модалитетима скенирања (оптичко, ласерско, и сл.) и у различито време могуће је остварити преко анатомских обележја (референтних тачака и маркера) као што су C7 проминенција, SIPS (лат. “Spina Iliaca Posterior Superior“), врх глутеалне бразде, тачке на лопатицама и сл. (Слика 7.22).

У домену деформитета кичменог стуба може бити примењена глобална и локална регистрација полигоналних модела дорзалне површи ради процене прогресије или регресије деформитета. Глобална регистрација остварује се аутоматски, препознавањем елемената форме (енгл. „Feature Recognition“), док се локална регистрација постиже мануелним путем, избором карактеристичних анатомских тачака, односно n-броја репрезентативних тачака.

8.

8. ИНФОРМАЦИОНИ СИСТЕМ ЗА ПРАЋЕЊЕ И ВИЗУЕЛИЗАЦИЈУ СКОЛИОЗА: ScolioMedIS

8.1 УВОД

ScolioMedIS је веб базирана апликација односно информациони систем за праћење идиопатских сколиоза којим се омогућава унос, приказивање и интеграција података о идиопатским деформитетима кичменог стуба (е-картон сколиоза) [SCO14]. Електронски картон сколиоза обухвата демографске податке о пацијентима и показатеље допунских дијагностичких и клиничких метода. Кључни део информационог система односи се на 3Д дијагностику деформитета на бази иницијалних снимака и спољашњих показатеља чиме се у великој мери елиминише потреба за излагањем пацијената зрачењу. Апликација ScolioMedIS V2 адаптирана је за коришћење у интернет окружењу преко интернет информационог сервера (IIS) применом MS Visual Studio програма. Намењена је потребама Центра за физикалну медицину и рехабилитацију Клиничког центра у Крагујевцу, али и за регионално праћење адолесцентских деформитета кичменог стуба у другим здравственим центрима.

За реализацију информационог система за дијагностику и третман сколиоза ScolioMedIS [SCO14], [Dev12] било је потребно упознати се са структуром процеса дијагностике и мониторинга сколиозе, подацима од важности, степеном њихове прецизности, функцијама које овај процес треба да реализује као и решењима која се тренутно користе у овом процесу.

Пројектовање информационог система извршено је објектно оријентисаним приступом који је базиран на коришћењу UML-а (енгл. „Unified Modeling Language“) [Vel04], језика за визуелно пројектовање коришћењем стандардних графичких нотација.

Без залажења у пројектне детаље, и разраду софтверског решења, овде се наводе само основни принципи и решење интерфејса. Развој и имплементација овог система врши се у сарадњи са колегама са Техничког факултета из Чачка.

8.1.1 Дефинисање захтева и учесника приликом конципирања и израде информационог система ScolioMedIS

Анализом докумената у Центру за физикалну медицину и рехабилитацију Клиничког центра у Крагујевцу долази се до закључка да се досадашња евиденција дијагностике и третмана сколиозе своди на коришћење неформалних картона за прикупљање спољашњих показатеља који су неподесни за чување и анализу резултата током времена. Такође, Cobb-ови углови одређују се са РТГ снимака у фронталној равни и то у усправном положају пацијента, који су најчешће недовољно прегледни и добијени резултати углавном зависе од оспособљености особе која их читава, те је метода директног одређивања угла са снимака недовољно прецизна, непоуздана и штетна за пацијента.

Како тренутно решење не задовољава потребе корисника у поступку дијагностике деформитета, донет је закључак о важности израде е-картона и веб апликације за трајно евидентирање, чување, ажурирање и анализу информација о пацијентима и њиховим прегледима у електронској бази у току мониторинга. У циљу заштите података у бази података, овој веб апликацији која има могућност потпуне интеракције са базом података може приступити само регистровани корисник, путем интернета.

Такође, јавља потреба за применом неинвазивних оптичких уређаја за за 3Д аквизицију и визуелизацију деформитета и прецизније квантификовање и дијагностику сколиозе. Како је за потпуну 3Д дијагностику и праћење прогреса сколиозе, поред мерења спољашње манифестације деформитета потребно одредити Cobb-ове и SOSORT-ове углове кичмених кривина, један од циљева је и интеграција снимака добијених оптичким методама са генеричким моделом кичменог стуба и екстракција унутрашњих параметара деформитета чиме се избегава примена РТГ дијагностике. Консеквентно, то налаже потребу за израду модула за 3Д визуелни приказ кичменог стуба и аутоматизацију процеса одређивања угла кривина у циљу смањења грешака које се често јављају приликом стандардног читавања са РТГ снимака.

Процес праћења резултата дијагностике и анализа ефикасности примењеног третмана и корекције/прогресије деформитета остварених резултата врши се путем извештаја и поређењем резултата.

8.1.1.1 Дефинисање учесника

За процес оптичке 3Д визуелизације и дијагностике сколиозе дефинисани су следећи учесници, заједно са улогама које имају у систему:

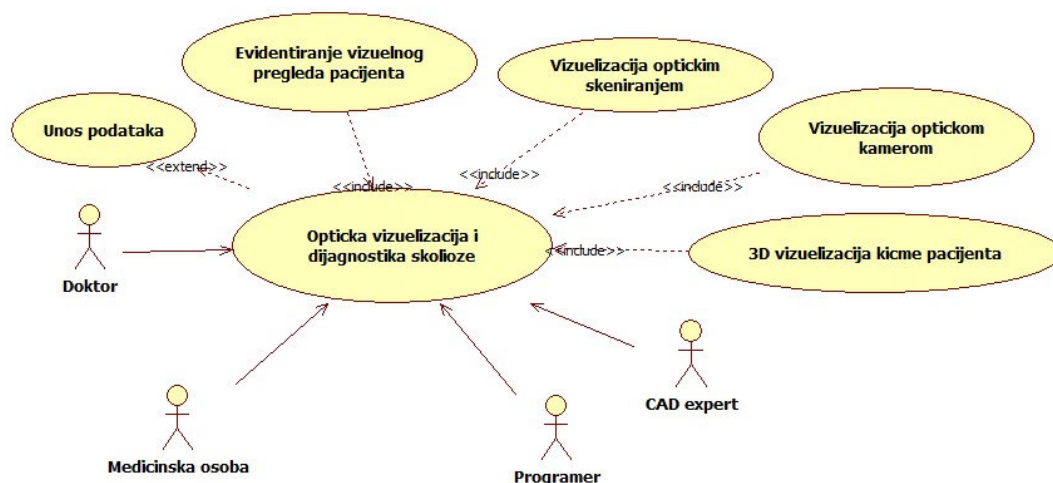
- ортопед или физијатар који има улогу у процесу мерења релевантних параметара при визуелном прегледу пацијента и успостављања коначне дијагнозе;
- медицински техничари који имају улогу у креирању снимака оптичким скенером и евидентирању података;
- пацијент коме се одређује дијагноза и третман;
- програмер који има улогу одржавања и надградњи система и ажурирању базе података.
- САД експерт који има улогу у креирању генеричког 3Д модела кичме и обради снимака добијених оптичким скенером.

8.1.1.2 Дефинисање случајева употребе

Основни случајеви употребе везани за реализацију процеса оптичке визуелизације и дијагностике сколиозе су:

- унос основних демографских података о пацијенту;
- евидентирање спољашњих мерних параметара сколиозе која треба да омогући евидентирање измерених вредности параметара од значаја приликом визуелног прегледа пацијента у е-картону;

- визуелизација података добијених оптичким скенирањем која треба да обезбеди 3Д приказ облака тачака дорзалне површи, линије симетрије површи и B-Spline средње спиналне линије у фронталној равни и сагиталној равни, као и добијање и евидентирање вредности Cobb-ових и SOSORT-ових углова у обе равни;
- генерисање дијагностичких параметра преко Knowledgeware параметара и PLM система САТА;
- визуелизација кичменог стуба обезбеђује 3Д визуелизацију и просторни и равански приказ модела кичменог стуба пацијента у интернет окружењу.



Слика 8.1 Дијаграм случаја употребе за пословни процес оптичке визуелизације и дијагностике сколиозе

Дијаграмима случајева употребе се приказује интеракција између случајева употребе и учесника (актера) у систему, који представљају чворове графа (Слика 8.1). Дијаграми случајева употребе приказују који учесник врши иницирање појединих случајева употребе, као што приказују и који учесници добијају информације од појединих случајева употребе.

8.2 ИМПЛЕМЕНТАЦИЈА ОПТИЧКЕ ВИЗУЕЛИЗАЦИЈЕ И ДИЈАГНОСТИКЕ СКОЛИОЗЕ У ИНТЕРНЕТ ОКРУЖЕЊУ

Имплементација 3Д оптичке визуелизације и дијагностике сколиозе дефинисана је кроз:

- израду веб базиране апликације за дијагностику и мониторинг деформитета кроз:
 - израду корисничког интерфејса;
 - израду базе података;
 - израду 3Д визуелизација;
- мапирање, програмирање и превођење кода;
- дефинисање логике апликативне и мрежне архитектуре.

8.2.1 Имплементација софтверског решења – ScolioMedIS

Након извршених фаза дефинисања захтева, анализе и дизајна приступа се имплементацији софтверског решења, а то је веб апликација за неинвазивно праћење и дијагностику сколиозе – ScolioMedIS [Dev12]. При избору софтверског алата за израду апликације у обзир је узето више критеријума:

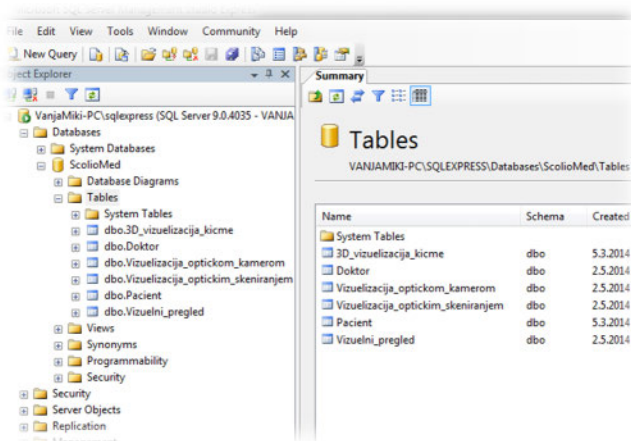
- Због обима и нивоа прецизности података који се генеришу приликом оптичке визуелизације и дијагностике сколиозе и у дужем временском периоду одлучено је да база података буде развијена и имплементирана коришћењем сервера база података -

Microsoft SQL Server [Mic11]. Преко Microsoft SQL сервера обезбеђује се чување база података, њихове конзистентности и интегритета и унапређују перформансе, безбедност и администрација.

- Кориснички интерфејс треба да буде прегледан и једноставан за употребу и да има могућност генерисања потребних визуелизација и извештаја. Имајући у виду да се визуелизације иницијално развијају и генеришу коришћењем CATIA V5R20 [DAS14] и Matlab [Mis09], [Mar03], [Rov10] софтверских алата, потребно је користити развојно окружење које интегрише наведене програмске алате и обезбеђује рад са Microsoft SQL сервером база података. Стога је за развој веб апликације изабрано програмско окружење Microsoft Visual Studio [MIC14], и C# ASP.NET²⁴ технологија [Doy08], [Fre13].

8.2.2 Израда базе података о пацијентима и за оптичку визуелизацију и дијагностику сколиозе

Физички модел базе података представља дијаграм ентитета и њихових међусобних веза и служи за креирање шеме базе података на основу које се генеришу табеле у систему за управљање базама података Microsoft SQL Server 2008, који је коришћен у овом раду.



Слика 8.2 Списак табела генерисаних у Microsoft SQL Server-у

На слици (Слика 8.2) приказан је дијаграм табела базе података информационог система које су генерисане у Microsoft SQL Server-у.

8.2.3 Израда корисничког интерфејса апликације ScolioMedIS

За израду корисничког интерфејса и логике апликације ScolioMedIS искоришћени су дијаграми секвенци и сарадње, као и све класе до којих се дошло кроз објектно-оријентисан развој. Кориснички интерфејс је креиран коришћењем програмског окружења MS Visual Studio и C# ASP.NET технологија и чине је веб странице које омогућавају потпуну корисничку интеракцију са Microsoft SQL Server базом података, као и интеракцију са CATIA V5R20 и Matlab програмским алатима у циљу приказа 3Д визуелизација. Даље се описују изгледи конкретних веб страница апликације, као и функције појединих контрола које се налазе на њима.

²⁴ ASP.NET (Active Server Pages .NET) је веб технологија компаније Microsoft која омогућава програмерима да креирају динамичке веб сајтове, веб апликације и веб сервисе. ASP.NET је изграђен на CLR-у (Common Language Runtime) окружењу за писање програма, па тиме омогућава програмерима да формирају ASP.NET код у било ком језику који подржава .NET Framework софтверска платформа: C++, C# или Visual Basic. Странице .NET апликације, званично познате као веб форме (Web Forms), главни су елемент сваке веб апликације. Ове странице се састоје од два главна фајла: фајла са *.aspx екстензијом и фајла са *.aspx.cs екстензијом.

8.2.3.1 Веб странице LoginNew.aspx и Switchboard.aspx

Приликом покретања апликације преко линка <http://www.scolio medis.mfkg.rs/> на екрану се појављује веб страница за пријављивање корисника којом се врши идентификација корисника уношењем корисничког имена и његова ауторизација провером унете шифре (Слика 8.3). Право приступа свим страницама апликације и бази података система додељује се одређеној групи корисника у Клиничком центру у Крагујевцу чији се подаци налазе на страници *Doktori.aspx*.



Слика 8.3 Веб страницама за пријављивање корисника – LoginNew.aspx

Дефинисање корисничких имена, лозинки и права приступа остварује се коришћењем ASP.NET конфигурационог алата за администрацију веб апликацијом Microsoft Visual Studio развојног окружења. Сви подаци који се тичу безбедности базе података сачувани су у апликационом директоријуму пројекта који садржи ASPNETDB.MDF и aspnetdb_log.LDF фајлове.



Слика 8.4 Главна веб страница ScolioMedIS апликације - Switchboard.aspx

После успешне пријаве корисника отвара се главна веб страница апликације *Switchboard.aspx* која садржи линкове који регистрованим корисницима омогућавају приступ осталим страницима (модулима) апликације: *Pacijenti.aspx*, *Doktori.aspx*, *Pregledi.aspx*, *Pregledi test.aspx*, *3D VIZ.aspx*, *3D VIZ test.aspx*, *3D Reg test.aspx*, *Opticko skeniranje – Matlab.aspx*, *Opticko skeniranje – Matlab test.aspx*, *Opticka kamera – Matlab.aspx*, *Opticka kamera – Matlab test.aspx*, *Ontologija skolioze – OBRScolio.aspx*, итд., (Слика 8.4). Осим тога, главна страница апликације садржи линкове до веб страница које садрже опис апликације, биографије аутора као и линкове до важнијих клиничких и универзитетских центара.

8.2.3.2 Веб страница Pacijenti.aspx

За претрагу података о пацијентима иницијално се уноси ЈМБГ број пацијента, којим се покреће претраживање базе и приказивање података о пацијенту у веб страници *Pacijenti.aspx*, која је део апликације ScolioMedIS (Слика 8.5).



The screenshot shows a web browser window with the URL <http://www.scolio medis.mfg.rs/Pacijenti.aspx>. The page title is "ScolioMedIS DB - Baza podataka o pacijentima". Below the title, there is a welcome message: "Dobrodošli na zvaničan sajt ScolioMed informacionog sistema! Vaše korisničko ime je: sasa" with a link "Odjava". The main content is a form for entering patient data. The form fields are as follows:

JMBG:	0403983720037
LBO:	-
Ime:	Sasa
Prezime:	Cukovic
Datum rođenja:	4/3/1983 12:00:00 A
Pol:	M
Ulica i broj:	Brace Petrovica 24
Mesto:	Kragujevac
Opština:	Stanovo
Doktor:	Tanja Zecevic L

At the bottom of the form, there are four links:

1. [Traži pacijenta zadatog JMBG broja](#)
2. [Sacuvaj promene podataka o pacijentu zadatog JMBG broja](#)
3. [Brisi pacijenta zadatog JMBG broja](#)
4. [Dodaj novog pacijenta](#)

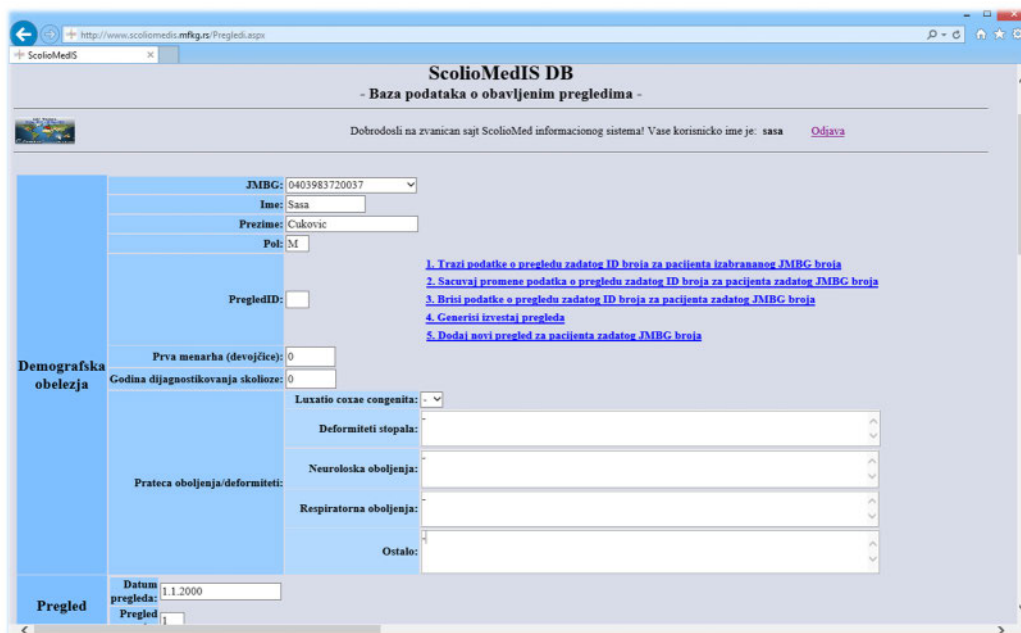
Слика 8.5 Веб страница Pacijenti.aspx ScolioMedIS апликације

Регистровани корисник може извршити измену података о пацијенту или брисање из базе, што се постиже притиском на одговарајући линк веб странице. Унос података о новим пацијентима врши се преко текстуалних поља и потврђује преко линка 4. Уколико су подаци о новом пацијенту успешно додати у базу података, њима се аутоматски придружује нови ID број и они се приказују у табели на дну апликационе веб странице.

8.2.3.3 Веб страница Pregledi.aspx

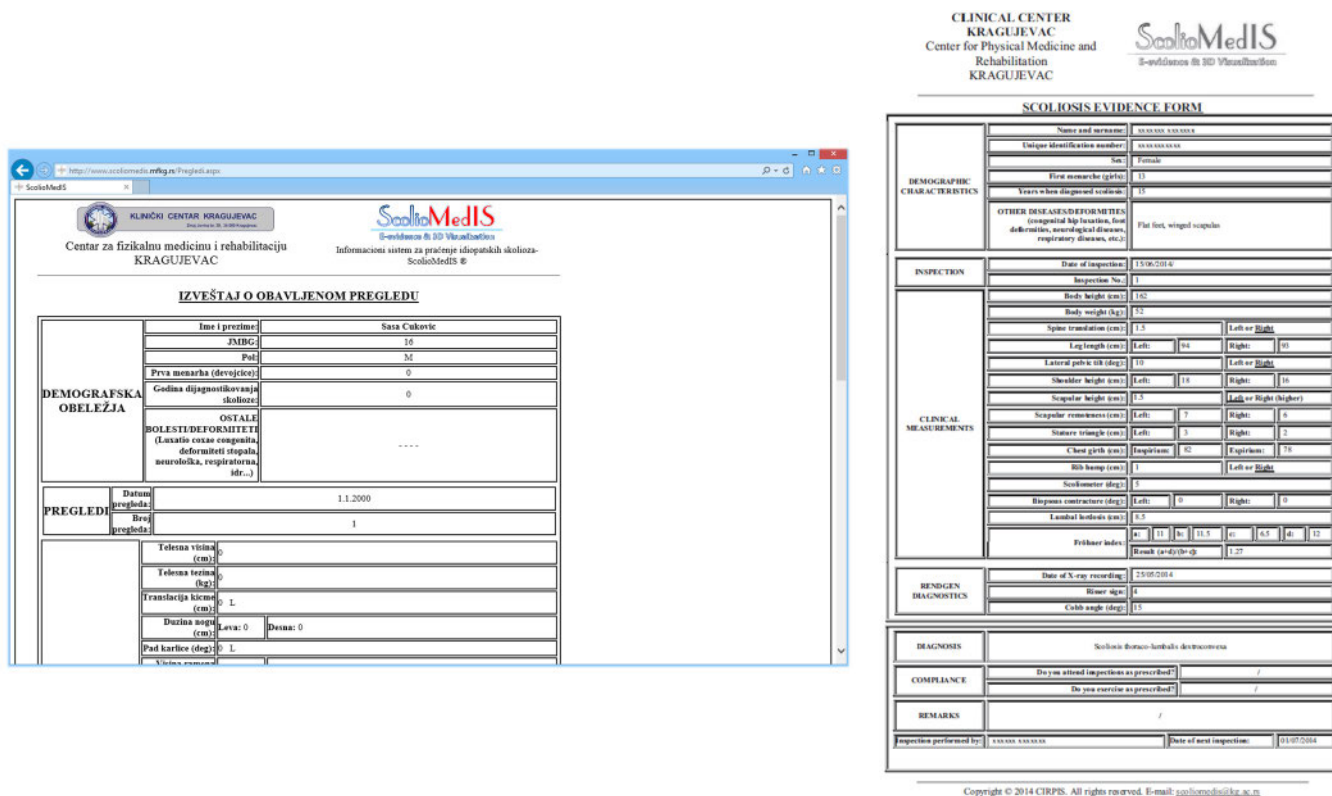
На следећој слици приказана је веб страница *Pregledi.aspx* апликације ScolioMedIS за случај регистрованог корисника (Слика 8.6). И у овом случају ЈМБГ број пацијента је кључ за даље акције.

На основу табеле свих прегледа пацијента, а која се приказује на дну апликационе веб странице, корисник уноси ID број прегледа, након чега бира линк 1, којим се покреће догађај претраживања базе података и приказивање података о прегледу у одговарајућим текстуалним пољима.



Слика 8.6 Веб страница ScolioMedIS апликације за евиденцију прегледа - Pregledi.aspx

За унос података о новим контролним прегледима у базу података, корисник у текстуалним пољима веб странице *Pregledi.aspx* уноси неопходне податке о прегледу и након тога бира линк 5. Уколико су подаци о новом прегледу успешно додати у базу података њима се аутоматски придружује нови ID број прегледа и они се приказују у табели на дну апликационе странице. Након проналажења и приказивања података о прегледу у веб страници апликације, корисник може извршити измену или брисање података о прегледу преко линка 2 и 3 и задатог ID броја прегледа. Такође, корисник може генерисати извештај резултата прегледа, притиском на линк 4 и потом одштампати (Слика 8.7).



Слика 8.7 Извештај обављеног прегледа за пацијента специфицираног JMBG броја

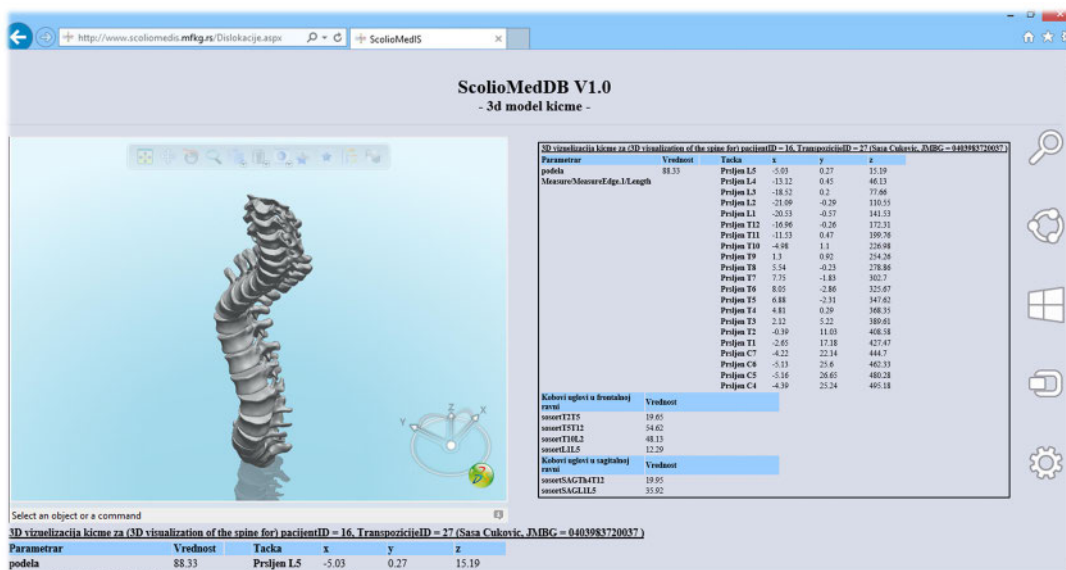
8.2.3.4 Веб страница 3DViz.aspx

Визуелизација кичменог стуба на основу RTG снимака у AP/PA равни обавља се преко поља на страници *3DVIZ.aspx*, мерењем транспозиција кичмених пршљенова на 2Д снимку у фронталној и сагиталној равни у усправном положају пацијента (Слика 8.8). Затим се одређује дужина C7-S1 кичмене линије и дефинише величина фактора скалирања. На основу дефинисаних вредности транспозиција кичмених пршљенова, дужине C7-S1 кичмене линије и величине фактора скалирања, као и генеричког 3Д модела кичме врши се генерисање 3Д модела деформитета и његова визуелизација.



Слика 8.8 Веб странице 3D VIZ.aspx– први део

На сликама (Слика 8.8 и Слика 8.9) приказана је веб страница 3D VIZ.aspx за случај регистрованог корисника, која је део интерфејса апликације ScolioMedIS који се покрећу избором JMBG броја пацијента и притиском на одговарајуће линкове апликационе веб странице.



Слика 8.9 3D модел кичме пацијента задатог JMBG броја и TranspozicijeID броја

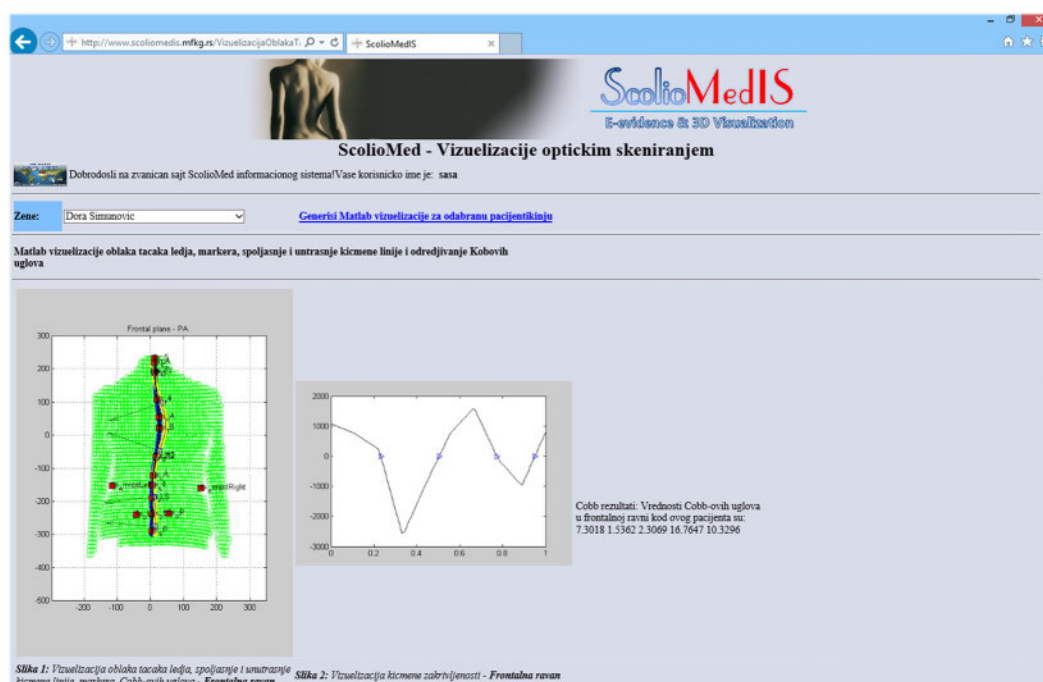
Након тога да у текстуалним пољима веб странице уносе се измерене вредности транспозиција кичмених пршљенова, фактор скалирања и дужина C7-C1 кичмене линије и бира линк 1. Овим се покреће догађај уноса дефинисаних података о деформитету у базу података. На врху странице приказује се табела у којој су представљени основни подаци о пацијенту и табела у којој су представљене измерене вредности транспозиција кичмених пршљенова на основу контролних снимака за тог пацијента.

Такође, корисник система може извршити брисање или измену података о транспозицији кичмених пршљенова уносом броја TranspozicijeID, притиском на линкове 3 или 4. Притиском на линк 5, након спецификације броја TranspozicijeID, врши се регенерисање 3Д модела кичме пацијента и његов приказ у виду .3dxml фајла у посебној страници ScolioMedIS веб апликације – Dislokacije.aspx.

8.2.3.5 Веб страница Opticko skeniranje - Matlab

Оптичким скенирањем уређајем **Diers FORMETRIC III 3D/4D** добијају се координате облака тачака дорзалне површи и кључних анатомских обележја. На основу њих генеришу се координате линије симетрије површи, док се повлачењем нормала на дорзалну површ у тачкама спољашње линије симетрије добија средња спинална линија. За процес 3Д регистрације и оптичке визуелизације у интернет окружењу погоднија је манипулација облацима тачака и примена MATLAB кода. Тренутна верзија даје 2Д и 3Д приказ облака тачака, средње спољашње и спиналне линије, и генерисане углове преко B-Spline апроксимиране кичмене линије у фронталној и сагиталној равни.

На сликама (Слика 8.10 и Слика 8.11) приказана је веб страница Opticko skeniranje – Matlab.aspx за приступ регистрованог корисника апликације ScolioMedIS.



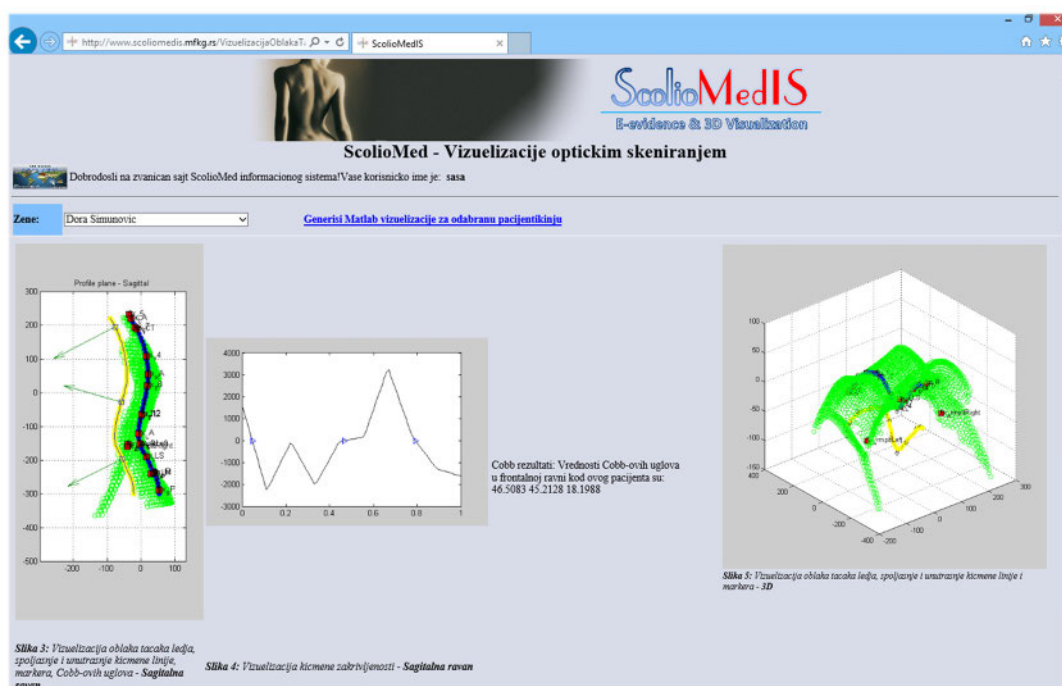
Слика 8.10 Веб страница Vizuelizacija_optickim_skenerom – први део

За визуелизацију деформитета пацијента оптичким скенирањем у усправном положају потребно је да корисник унесе потребне податке о пацијенту у виду ASCII или *.txt фајлова који садрже 3Д координате маркера и облака тачака.

Кључне тачке према DIERS-у на дорзалној површи пацијента су: fix_C5, fix_C7, fix_DL, fix_DM, fix_DR, fix_SP, fix_ArmpitLeft, fix_ArmpitRight, fix_T4, fix_T8, fix_T12, fix_L4, fix ICT, fix_KA, fix_ITL, fix_LA, fix_ILS, fix_VP, fix_T12, fix_DM.

Након избора одређеног пацијента корисник притиска линк Generisi Matlab vizuelizaciju za odabranog pacijenta. Захваљујући реализованом програмском интерфејсу према Matlab програму ScolioMedIS веб апликације, врши се читање текстуалних фајлова резултата оптичког скенирања одабраног пацијента и интерактивно генерисање и приказивање следећих Matlab визуелизација у овој веб страници:

1. Matlab 2Д визуелизација облака тачака дорзалне површи, маркера, B-Spline линије симетрије (плава линија), унутрашње B-Spline кичмене линије (жута линија), кичмене закривљености и приказ вредности Cobb-ових улова у фронталној и сагиталној равни усправног положаја пацијента;
2. Matlab 3Д визуелизација облака тачака дорзалне површи, DIERS маркера, B-Spline линије симетрије (плава линија), унутрашње B-Spline кичмене линије (жута линија).



Слика 8.11 Веб страница Vizuelizacija_optickim_skenerom – други део

8.2.4 Дефинисање мрежне архитектуре система ScolioMedIS за интернет базирану визуелизацију и неинвазивну дијагностику сколиозе

При изради информационих система који се састоји од корисничког интерфејса, базе података, модула за генерисање визуелизација и онтологија неизбежно је коришћење технологије трослојне архитектуре. Слојеви који сачињавају ову архитектуру су:

- слој презентације (кориснички) – овај слој је сачињен углавном од веб форми тј. страница који дефинишу изглед апликације, израђене у програмском окружењу Microsoft Visual Studio, коришћењем C# ASP.NET технологије [Doy08], [Fre13], а сачињавају га фајлови апликације са екстензијом *.aspx, који најчешће садрже статички XHTML код апликације;
- логика апликације – овај слој дефинише логику апликације, којим се остварује комуникација, тј. интеракција корисничког слоја са слојевима базе података, слојем за генерисање визуелизација и слојем онтологије. Њега сачињавају фајлови апликације израђене коришћењем C# ASP.NET технологије, који имају екстензију *.aspx.cs, а садрже програмски код апликације који се извршава на серверској страни и обезбеђује интеракцију са слојем базе података, слојем за генерисање визуелизација, преузимања и приказа визуелизација;

- слој додатних компоненти: базе података, модула за моделирање сколиозе и онтологије - База података сачињава Microsoft SQL сервер базу података [Mic11], која укључује механизме складиштења и ажурирања података. Модул за моделирање сколиозе укључује механизме који обезбеђују генерисање визуелизација и састоји се од CATIA V5R20 [DAS14], и Matlab [Mis09], [Mar03], [Rov10] програмских алата.

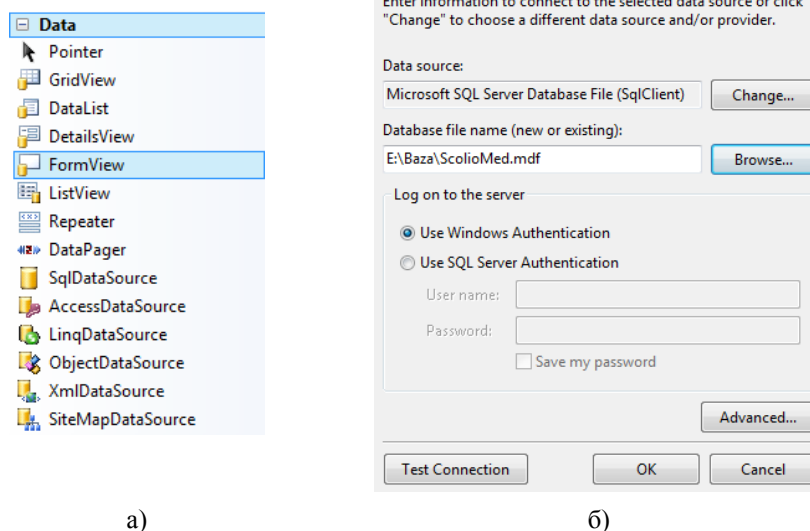
Највећа предност коришћења трослојне архитектуре информационог система ScolioMedIS јесте издвајање логике апликације у оквиру посебног слоја који врши повезивање слоја презентације са слојевима базе података и слојем визуелизације, односно слојем онтологије и физички је реализована коришћењем клијент/сервер модела.

8.2.4.1 Интеракција система ScolioMedIS са базом података Microsoft SQL Servera – претрага података

Интеракција са базом података Microsoft SQL сервера, постигнута је додавањем објекта SqlDataSource класе у одговарајућу апликациону страницу информационог система. Наведени објекат расположив је у палети алата (Toolbar) Microsoft Visual Studio окружења. Успостављање конекције са одговарајућом базом података се постиже спецификацијом коришћеног сервера базе података, назива базе података, као и дефинисањем приступних параметара серверу базе података (корисничке шифре и имена).

У ScolioMedIS информационом систему, конекциони стринг SqlConnection својства класе SqlDataSource је следеће форме: „Data Source=. \SQLEXPRESS; AttachDbFilename=E:\Baza\ScolioMed.mdf; Integrated Security = True; Connect Timeout=30;User Instance=True“. Даље је за објекат класе SqlDataSource који се додаје у апликацији потребно дефинисати упит ScolioMed бази података Microsoft SQL сервера, чиме подаци резултата упита постају доступни за коришћење у апликацији (

Слика 8.12).



Слика 8.12 а) Data мени палете алата Toolbar б) Успостављање конекције са одговарајућом базом података Microsoft SQL Servera

Претрага података из базе на основу специфицираног садржаја одређеног текстуалног поља врши се коришћењем објекта класе SqlCommand у коме се специфицира одговарајући SELECT упит бази података.

8.2.4.2 Приказ 3Д визуелизација деформитета ScolioMedIS апликације

У интернет претраживачу регистрованих корисника 3Д визуелизација деформитета, односно регенерисани CAD модел презентује се у виду 3DXml модела. Ово се остварује уградњом 3DXml Player-а у .aspx странице 3D VIZ test.aspx, 3DReg test.aspx:

```
<object id="viewer" classid="clsid:5ABD296B-F8A0-436C-B2F7-B19170C43D28"
codebase="http://gtwiki.org/mwiki/downloads/3DXMLPlayerSetup.exe" border="1"
ondatabinding = "ButtonRegenerisi3D_Click">

<param name=" Param1"
value = "http://www.scolio medis.mfkg.rs/exports/Product1.3dxml" visible = "true" />
```

Осим тога, визуелизација деформитета применом оптичке дијагностике и 3Д деформабилна регистрација остварује се интеграцијом MATLAB функција у .aspx странице 3D Reg test.aspx, Opticko skeniranje – Matlab.aspx.

8.2.4.3 Интеграција CATIA V5 компоненте MMS модула за моделирање сколиозе у веб базирани информациони систем ScolioMedIS

Генерички 3Д модел кичме [Dev12], [Cuk10] у коме се истовремено комбинују анатомске-структурне (интерне и екстерне), као и кинематске (биомеханичке) карактеристике кичменог стуба креиран је 3Д реконструкцијом СТ снимака, склопљених тако да се испоштују анатомска и биомеханичка ограничења која описују реално кретање и да се избегне њихова колизија [Hub11], коришћењем и CATIA V5R20 [DAS14] система. Он је основа за генерисање специфичног модела кичме за визуелизацију деформитета и аутоматско мерење дијагностичких показатеља на основу облика дорзалне површи. Основни параметри за генерисање специфичног 3Д модела кичме пацијента описани су у 5. и 6. поглављу, а који се приказују коришћењем веб апликационе странице.

Интеграција CATIA V5 компоненте MMS (енгл. „Module for Modeling Scoliosis“) модула за моделирање сколиозе у ScolioMedIS веб базирани информациони систем постигнута је укључивањем следећих библиотека класа:

```
using INFITF;
using ProductStructureTypeLib;
using KnowledgewareTypeLib;
using MECMOD;
```

Наведене библиотеке класа садрже све неопходне методе за покретање CATIA апликације, учитавање потребног CATIA склопа у коме је садржана 3Д визуелизација општег модела кичме, као и модификацију кључних параметара општег 3Д модела кичме ради генерисања визуелизације специфичног 3Д модела кичме. Осим тога, наведене библиотеке класа омогућавају приказ свих релевантних параметара специфичног 3Д модела кичме у апликацији у циљу њихове даље анализе и поређења, као и експортовање специфичног 3Д модела кичме у 3dxml формат ради његове визуелизације у ScolioMedIS веб апликацији.

Покретање CATIA апликације из Microsoft Visual Studio окружења у програмском језику C# постигнута је коришћењем следеће StartCatia методе CatiaCore класе, која је дефинисана у апликацији.

Учитавање одговарајућег CATIA пројекта постиже се коришћењем Documents.Open методе CATIA апликације у којој је потребно дефинисати путању на диску сервера где је лоциран CATIA склоп (Master Product.CATProduct), кога је потребно учитати, као што је приказано у наведеној LoadModel методи програмски дефинисане класе CatiaCore:

```
//Startovanje PLM sistema CATIA u internet okruzenju
CatiaCore catiaCore = new CatiaCore();
catiaCore.StartCatia(false);
```

```
//Ucitavanje odgovarajuceg modela
if (this.DropDownListZene.Text == "A.P.")
{
catiaCore.LoadModel(@"d:\CATIA fajls - 3D Registracija\AP\MasterProduct\
MasterProduct.CATProduct");
imePacijenta = "A.P.";
}
else if (this.DropDownListZene.Text == "B.K.")
{
catiaCore.LoadModel(@"d:\CATIA fajls - 3D Registracija\BK\MasterProduct\
MasterProduct.CATProduct");

imePacijenta = "B.K.";
}
```

Експортовање учитаног САТИА пројекта у одговарајући формат, ради његове визуелизације у интернет окружењу постигнута је коришћењем `ExportData` методе `ProductDocument` класе у којој је потребно дефинисати путању на диску где ће се вршити експортовање, као и формат експортовања, као што је приказано наведеној `ExportDocument` методи `CatiaCore` класе:

```
string path = @"d:\CATIA fajls - 3D Registracija\Export\" + imePacijenta;
Directory.CreateDirectory(path);

if (System.IO.File.Exists(path + @"\Master Product" + ".3dxml"))
System.IO.File.Delete(path + @"\Master Product" + ".3dxml");
catiaCore.ExportDocument(path + @"\Master Product", "3dxml");
catiaCore.CloseCatia();

System.IO.File.Copy(path + @"\Master Product.3dxml", @"d:\CATIA fajls - 3D Registracija\
Export\Master Product.3dxml", true);

System.IO.File.Copy(@"d:\CATIA fajls - 3D Registracija\Export\Master Product.3dxml",
@"C:\inetpub\wwwroot\CATexports\Master Product.3dxml", true);
```

У наведеној методи се преузимање релевантних параметра учитаног 3Д САТИА модела кичме постиже коришћењем његовог `Product.Parameters` својства. Приступање специфичном параметру у групи преузетих параметара модела постиже се коришћењем `Item` методе у којој је потребно дефинисати тачан назив параметра модела, према правилима `Knowledgeware` технологија. Након тога се врши измена тренутне вредности сваког појединачног параметра у вредност која је дефинисана аргументом `ChangeParameters` методе.

Преузимање релевантних параметара регенерисаног 3Д САТИА модела кичме ради приказа у `ScolioMedIS` апликацији постигнуто је коришћењем следеће `GetParameters` методе `CatiaCore` класе:

```
//Preuzimanje parametara

catiaCore.GetParameters3Dregistracije
(ref parSplit_L, ref parScalingFactor, ref parCobbXY0, ref parCobbXY1, ref parCobbXY2,
ref parCobbXY3, ref parCobbXY4, ref parCobbYZ0, ref parCobbYZ1, ref parCobbYZ2, ref parCobbYZ3,
ref parCobbYZ4,

ref parTrunkLengthVPrtDocM, ref parTrunkLengthVPSP0, ref parTrunkLengthVPSP, ref
parDimpleDistanceDLDR, ref parDimpleDistanceDLDR0, ref parTrunkInclinationVPrtDocM0, ref
parTrunkInclinationVPrtDocM, ref parTrunkImbalanceVPrtDocM0, ref parTrunkImbalanceVPrtDocM, ref
parPelvicTiltDLDR0, ref parPelvicTiltDLDR, ref parInflectionPointICT, ref parKyphoticApexKA,

ref parInflectionPointITL, ref parLordoticApexLA, ref parInflectionPointILS, ref
parFlecheCervicale, ref parFlecheLombaire, ref parKyphoticAngleVPITL, ref
parLordoticAngleITLILSmax, ref parSosortFrontT2T5, ref parSosortFrontT5T12, ref
parSosortFrontT10L2, ref parSosortFrontL1L5, ref parSosortSagittalT4T12, ref
parSosortSagittalL1L5,

ref parAxialRotL5, ref parAxialRotL4, ref parAxialRotL3, ref parAxialRotL2, ref
parAxialRotL1, ref parAxialRotT12, ref parAxialRotT11, ref parAxialRotT10, ref parAxialRotT9, ref
parAxialRotT8, ref parAxialRotT7, ref parAxialRotT6, ref parAxialRotT5, ref parAxialRotT4, ref
parAxialRotT3, ref parAxialRotT2, ref parAxialRotT1, ref parAxialRotC7, ref parAxialRotC6, ref
parAxialRotC5,
```

```
ref parTranspL5FrmFixC7DM, ref parTranspL4FrmFixC7DM, ref parTranspL3FrmFixC7DM, ref
parTranspL2FrmFixC7DM, ref parTranspL1FrmFixC7DM, ref parTranspT12FrmFixC7DM, ref
parTranspT11FrmFixC7DM, ref parTranspT10FrmFixC7DM, ref parTranspT9FrmFixC7DM, ref
parTranspT8FrmFixC7DM, ref parTranspT7FrmFixC7DM, ref parTranspT6FrmFixC7DM, ref
parTranspT5FrmFixC7DM, ref parTranspT4FrmFixC7DM, ref parTranspT3FrmFixC7DM, ref
parTranspT2FrmFixC7DM, ref parTranspT1FrmFixC7DM, ref parTranspC7FrmFixC7DM);
```

Макро креиран у поглављу 6. адаптиран је и преведен у .m фајлове који су основа за 3Д деформабилну регистрацију.

8.2.4.4 Интеграција Matlab компоненте MMS модула за моделирање сколиозе у веб базирани информациони систем ScolioMedIS

Имајући у виду да се креирање 3Д визуелизација и одређивање Cobb-ових углова у фронталној и сагиталној равни врши у Matlab програму [Mis09], [Mar03], [Rov10], на основу координата облака тачака дорзалне површи и кључних анатомских обележја, а да је информациони веб базирани систем израђен у C# ASP.NET технологији [Fre13], коришћењем Microsoft Visual Studio окружења [Caz05], [Joh02], за реализацију интерфејса информационог система ScolioMedIS извршена је интеграција Matlab кода и C# ASP.NET страница [Mat04].

Математичко моделирање процеса креирања 3Д визуелизације врши се применом програма Matlab уз генерисање низа Matlab функција (.m фајлова), и то:

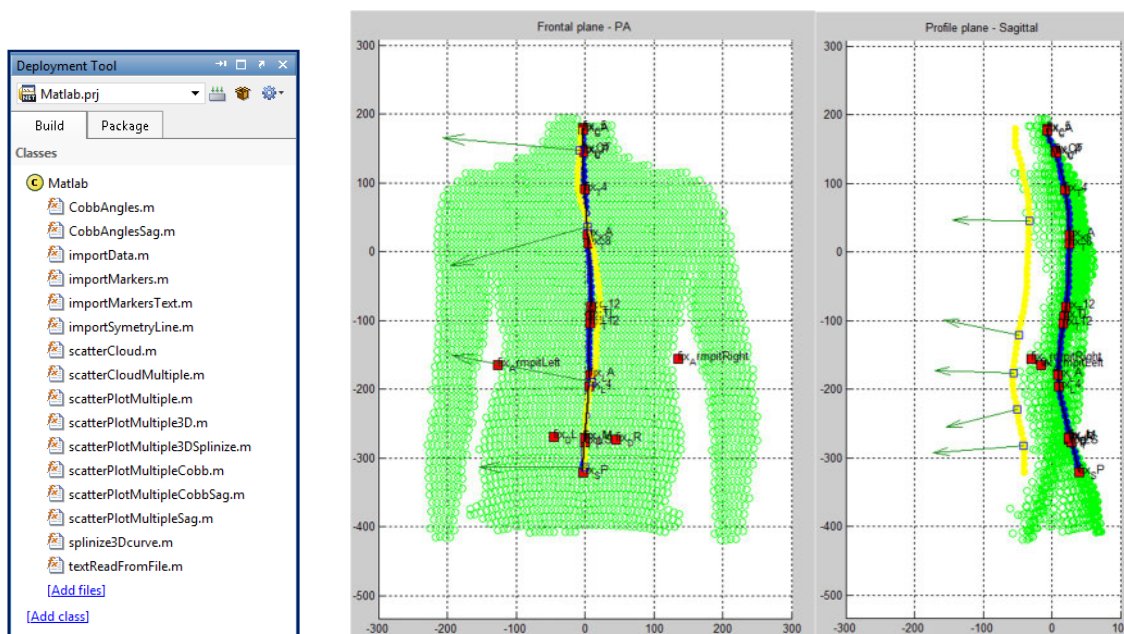
- функције за читање текстуалних фајлова, који садрже координате облака тачака дорзалне површи, спољашње линије симетрије, средње спиналне линије и кључних тачака заједно са њиховим називима;
- B-Spline програмске функције за генерисање средње спиналне линије;
- програмске функције за 2Д визуелизацију облака тачака дорзалне површи, B-Spline линије симетрије и средње спиналне линије у фронталној и сагиталној равни;
- програмске функције за 3Д визуелизацију облака тачака дорзалне површи;
- програмске функције за детекцију превојних тачака спиналне линије и одређивање Cobb-ових углова у фронталној и сагиталној равни у стојећем положају пацијента;
- програмске функције за визуелизацију графика који дефинишу промену закривљености средње спиналне линије (тј. прелазак кривине из конкавне у конвексну и обратно).

Интеграција креираних Matlab функција у C# ASP.NET развојно окружење ScolioMedIS веб базирани информационог система [Mat10] постиже коришћењем Matlab Deployment Tool алата у коме се креира пројекат жељеног назива (нпр. Matlab.prj), при чему је за циљно окружење одабран .NETAssembly (Слика 8.13).

Наведеном пројекту се додаје Matlab класа жељеног назива (нпр. Matlab.prj), којој се додају сви претходно дефинисани функционални модули (.m фајлови). након тога, покреће се Matlab процес компајлирања и креирања дефинисаног пројекта. Matlab Development Tool обезбеђује аутоматизацију корака претходно описаног процеса, у коме се као резултат генерише пакет фајлова Matlab.prj пројекта: Matlab.dll, Matlab_overview.html, MatlabNative.dll и readme.txt.

У развојном окружењу Microsoft Visual Studio програма ScolioMedIS апликације врши референцирање Matlab.dll фајла, чиме се постиже коришћење свих креираних Matlab функција у апликацији, као и референцирање MWArray.dll фајла за рад са матрицама и скаларима.

MWArray.dll фајл се најчешће налази на системској путањи, на којој је инсталиран Matlab програм: InstallRoot\toolbox\dotnetbuilder\bin\win32\v2.0\MWArray.dll, при чему је InstallRoot локација на којој је инсталиран MatlabCompilerRuntime(MCR), на рачунарима са инсталираним MCR-ом или пак matlabroot на рачунарима на којима је инсталиран Matlab програм.



Слика 8.13 Укључивање свих (.m фајлова) у .NET Matlab Deployment пројекат са приказом визуелизације

Наводе се карактеристични MATLAB записи:

- Апроксимација средње спиналне линије:

```

%=====
% SPLINE CURVES APPROXIMATION
%=====
% SPLINE SETTINGS - TEMPLATE
%=====
ORDER = 5; %ORDER of the Spline
CONTROL_POINTS_NUMBER = 12; %Control Points Number is related to the Knot number
%=====
%SPINE CURVE - TEMPLATE
Ssp = splinize3dcurve (ORDER, CONTROL_POINTS_NUMBER, S1x, S1y, S1z);
% Evaluate the spline onto a parameter space [0,1]
parameter_space = [0:.01:1];
SXvals = fnval(Ssp(1),parameter_space);
SYvals = fnval(Ssp(2),parameter_space);
SZvals = fnval(Ssp(3),parameter_space);
%=====
    
```

- Евалуација Cobb-ових углова средње спиналне линије:

```

%=====
% EVALUATE COBB ANGLES - Frontal
%=====
% FIND INFLECTION POINTS
% First derivative
Dx1=fnder(Isp(1));
Dy1=fnder(Isp(2));
% Second derivative
Dx2=fnder(Isp(1),2);
Dy2=fnder(Isp(2),2);
%find mathematical Inflection Points
IPT = fnzeros(Dx2); %Zeroes in curvature i.e. Y of inflection points
IPT=IPT(1,:);
numInfPts = length(IPT); % Number of mathematical inflection points
Ra = 0;
for count = 1:numInfPts
    if count > 1
        Area(count) = abs(fnval(Dx1,IPT(count)) - fnval(Dx1,IPT(count-1)));
    else
        Area(count) = abs(fnval(Dx1,IPT(count)));
    end
end
    
```

```
Ra = Ra + Area(count);
end
%evaluate Inflection Points Coordinate and Normals
for count = 1:numInfPts
    IPx(count) = fnval(Isp(1),IPt(count));
    IPy(count) = fnval(Isp(2),IPt(count));
    IPnx(count)= fnval(Dy1,IPt(count));
    IPny(count)= -fnval(Dx1,IPt(count));
end
%evaluate Cobb Angles in degree
for count = 1:numInfPts-1
    x1 = IPnx(count);
    y1 = IPny(count);
    x2 = IPnx(count+1);
    y2 = IPny(count+1);
    FrontalCobbsAngles(count) = atan2(abs(x1*y2-y1*x2),x1*x2+y1*y2)*180/pi;
end
if PLOT_Frontal_Curvature
    hFigure_Frontal_Curvature=figure('Name','Curvature');
    Curvature = fnval(Dx2,parameter_space);
    plot(parameter_space,Curvature,'k')
    hold on
    plot(IPt,zeros(1,numInfPts),'>')
end

clear Area
```

- Импортовање облака тачака дорзалне површи и маркера:

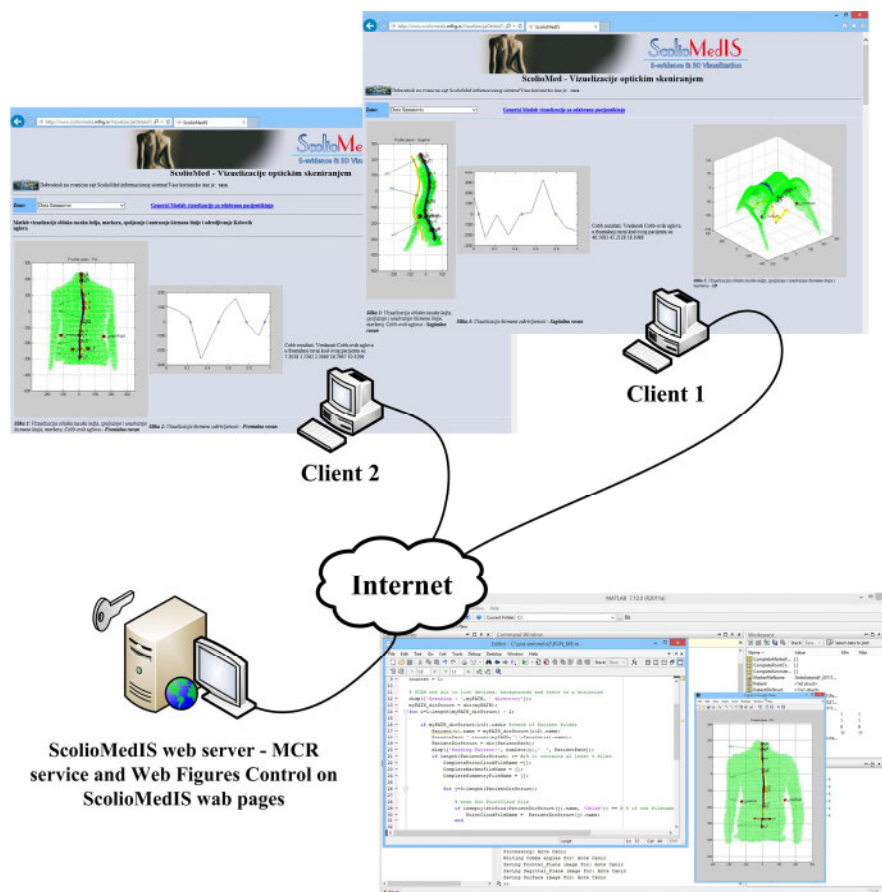
```
%=====
% LOAD DATA - Template
%=====
disp(['Processing: ', PatientName]);
CompletePointCloudFileName = strcat(PatientPath,'\',PointCloudFileName);
CompleteMarkerFileName = strcat(PatientPath,'\',MarkerFileName);
CompleteSimmetryFileName = strcat(PatientPath,'\',SimmetryFileName);
% Template point cloud - import
A = importdata (CompletePointCloudFileName); % Import point cloud data file (*.txt)
T = A.data; % Generate matrix T (Nx3)from the array A
xt=T(:,1); % First column extraction
yt=T(:,2); % Second column extraction
zt=T(:,3); % Third column extraction
% Template markers - import
M1 = importdata (CompleteMarkerFileName); % Import marker data (*.txt)
Mt = M1.data; % Generate matrix of markers Mt (Nx3) for template
columnAm=Mt(:,1);
columnBm=Mt(:,2);
columnCm=Mt(:,3);
MtNames=M1.textdata; % Name of the template's markers and fix points
```

У циљу 2Д и 3Д визуелизације облака тачака, линије симетрије и средње спиналне линије у ScolioMedIS веб апликацији, потребно је у Microsoft Visual Studio развојно окружење апликације укључити WebFigures контролу [Mat10].

Ова контрола обезбеђује директно уграђивање и визуелизацију свих Matlab графика у веб странице .NET апликација, њихов приказ на вебу и манипулацију, без потребе инсталирања комплетног Matlab програма, већ само MATLAB Compiler Runtime (MCR). У овом случају коришћена је конфигурација приказана на слици (Слика 8.14), у којој се сервис за WebFigures контролу тј. MCR, као и одговарајуће веб странице са уграђеним WebFigures контролама налазе на истом серверу.

Уграђивање контроле WebFigures у палету алата Toolbar Microsoft Visual Studio окружења постиже се додавањем фајла: InstallRoot\toolbox\dotnetbuilder\bin\arch\v2.0\WebFiguresService.dll.

За коришћење WebFigure контроле потребно је у свим функцијским .m фајловима, описаног Matlab програма сакрити сваку слику графика (figure) и предати је webfigure функцији, за генерисање слике графика на вебу (webfigure).



Слика 8.14 Мрежна конфигурација ScolioMedIS апликације у којој се сервис за WebFigure и одговарајуће веб странице са уграђеним WebFigures контролама налазе на истом серверском рачунару

Са друге стране у .aspx.cs страницама ASP.NET апликације у којима се врши програмирање коришћењем C# језика, потребно је користити следеће директиве:

```
using MathWorks.MATLAB.NET.Arrays;
using MathWorks.MATLAB.NET.Utility;
using Matlab;
using MathWorks.MATLAB.NET.WebFigures;
```

Директивом using Matlab постиже се укључивање Matlab библиотеке пројекта Matlab.prj, креираног коришћењем претходно описаног поступка. Директивама using MathWorks.MATLAB.NET.Arrays и using MathWorks.MATLAB.NET.Utility омогућено је укључивање одговарајућих библиотека класа које омогућавају коришћење Matlab података који најчешће имају форму правоугаоне матрице у ASP.NET апликацији. Директивом MathWorks.MATLAB.NET.WebFigures обезбеђује се коришћење функционалности WebFigures контроле у коду.

За коришћење дефинисане MyWebFigures функције Matlab програма у .aspx.cs страницама ASP.NET користи се следећи програмски код:

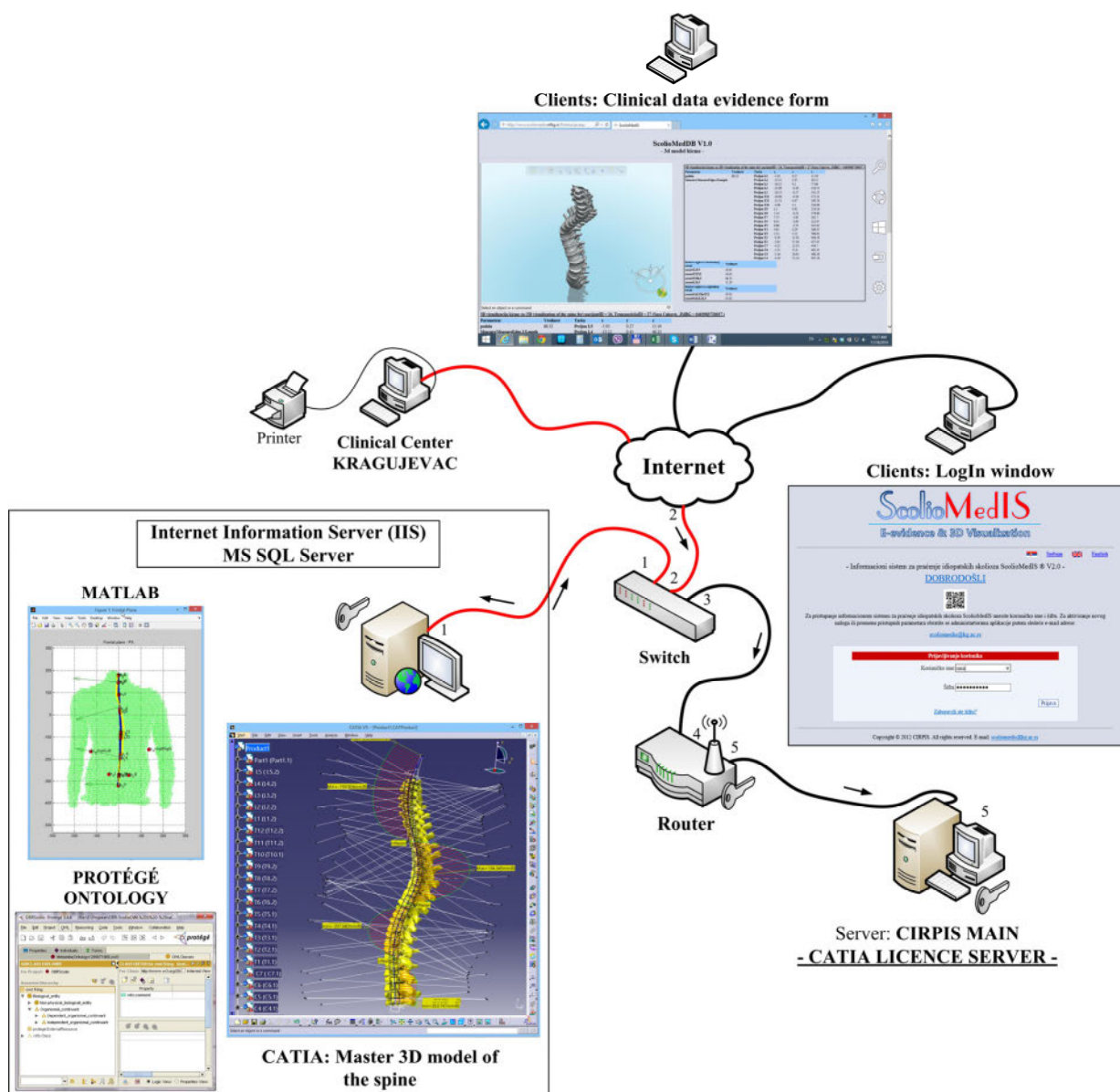
```
namespace ScolioMedWebApplication
{
    publicpartialclassMatlabVisualizaction : System.Web.UI.Page
    {
        public Matlab.Matlab obj = new Matlab.Matlab();
        MWArray[] outputs = obj. MyWebFigures ();
        WebFigureControl1.WebFigure = newWebFigure(outputs[0]);
        ...
        WebFigureControl4.WebFigure = newWebFigure(outputs[3]);
    }
}
```

}

Са `public Matlab.Matlab obj = new Matlab.Matlab();` постиже се креирање објекта класе Matlab пројекта Matlab.prj. Коришћењем тако дефинисаног објекта, може се приступити било којој функцији пројекта Matlab.prj (у овом случају MyWebFigures функцији).

8.2.4.5 Дефинисање мрежне архитектуре система за оптичку визуелизацију и дијагностику сколиозе - ScolioMedIS

Мрежна архитектура информационог система ScolioMedIS организована је по клијент/сервер принципу. ScolioMedIS Web апликација се налази на серверу, који има улогу и веб сервера, MS SQL и MySQL сервера база података.



Слика 8.15 Мрежна архитектура веб оријентисаног медицинског информационог система ScolioMedIS за визуелизацију и праћење идиопатске сколиозе [SCO14]

Све неопходне апликације, укључујући Microsoft Visual Studio програмско окружење за управљање и покретање веб апликације информационог система ScolioMedIS, Microsoft SQL

Server 2005 и MySQL сервери за складиштење и управљање базама података, програм за управљање онтологијом и Интернет информациони сервер IIS инсталирани су на серверском рачунару, као и CATIA V5R20 [DAS14] систем за визуелизацију и регенерисање 3Д модела кичме и дорзалне површи (Слика 8.15).

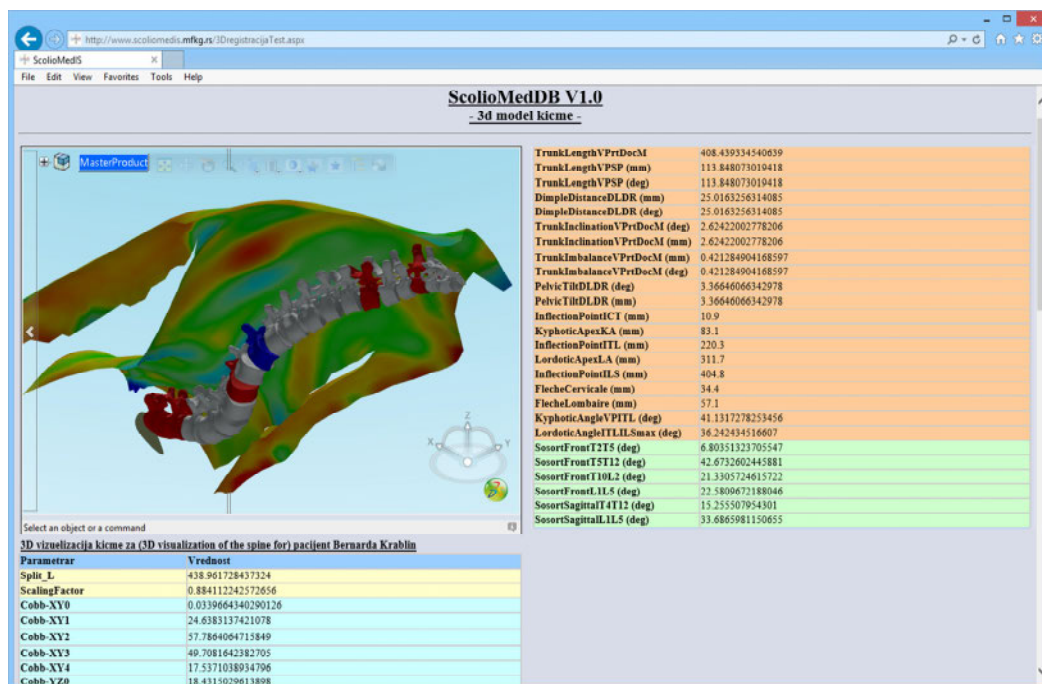
Информациони систем ScolioMedIS користи ADO.NET (енгл. „ActiveX Data Object.NET“) принцип приступа MS SQL Server бази података, на коме се налазе сви потребни подаци, што омогућава веб апликацији да независно од базе података манипулише и прихвата све податке из локалног бафера података, преузетих из базе података, чиме је повећана ефикасност приступа базама података више клијентских рачунара, корисника апликације. Конекција са базом се успоставља само када ScolioMedIS веб апликација треба да проследи неку извршену манипулацију над подацима серверу база податка, након чега се она аутоматски затвара. Како је веб апликација конектована са базом података само у процесу читања и измене података из базе, након чега она постаје доступна осталим веб клијентским рачунарима, она функционише једнако добро када се конектује са више веб клијената уз максималну сигурност база података.

Мрежна архитектура информационог система ScolioMedIS поседује специфичне карактеристике. Наиме, сервер на коме се налази ScolioMedIS веб апликација одговоран је за управљање свим ресурсима, потребних апликацији, те стога, рачунари клијенти не морају имати извршне програме осим 3DXml Player-а за приказ 3Д визуелизације у интернет претраживачу [3DX14]. Сходно томе, у клијент/сервер мрежној архитектури, рачунари клијенти су тзв. „лаки клијенти“ [Doj08].

8.2.4.6 Веб страница 3DReg test.aspx

Један од правца за имплементацију деформабилне 3Д регистрације површи у интернет окружењу је примена принципа приказа MATLAB-а визуелизација у .aspx страници 3DReg test.aspx због компактности и једноставности рада са великим бројем тачака.

Додатни параметри настали применом ригидне регистрације пршљенова у PLM систему CATIA основа су за потпуну визуелизацију деформитета у интернет окружењу преко MATLAB форми и 3DXml-а (Слика 8.16).



Слика 8.16 Веб страница за регистрацију кичменог стуба – 3DReg Test.aspx

У оквиру странице 3DReg test.aspx у најновијој верзији система ScolioMedIS приказана је 3Д ригидна регистрација пршљенова и листа спољашњих и унутрашњих дијагностичких параметара генерисаних са дорзалних површи.

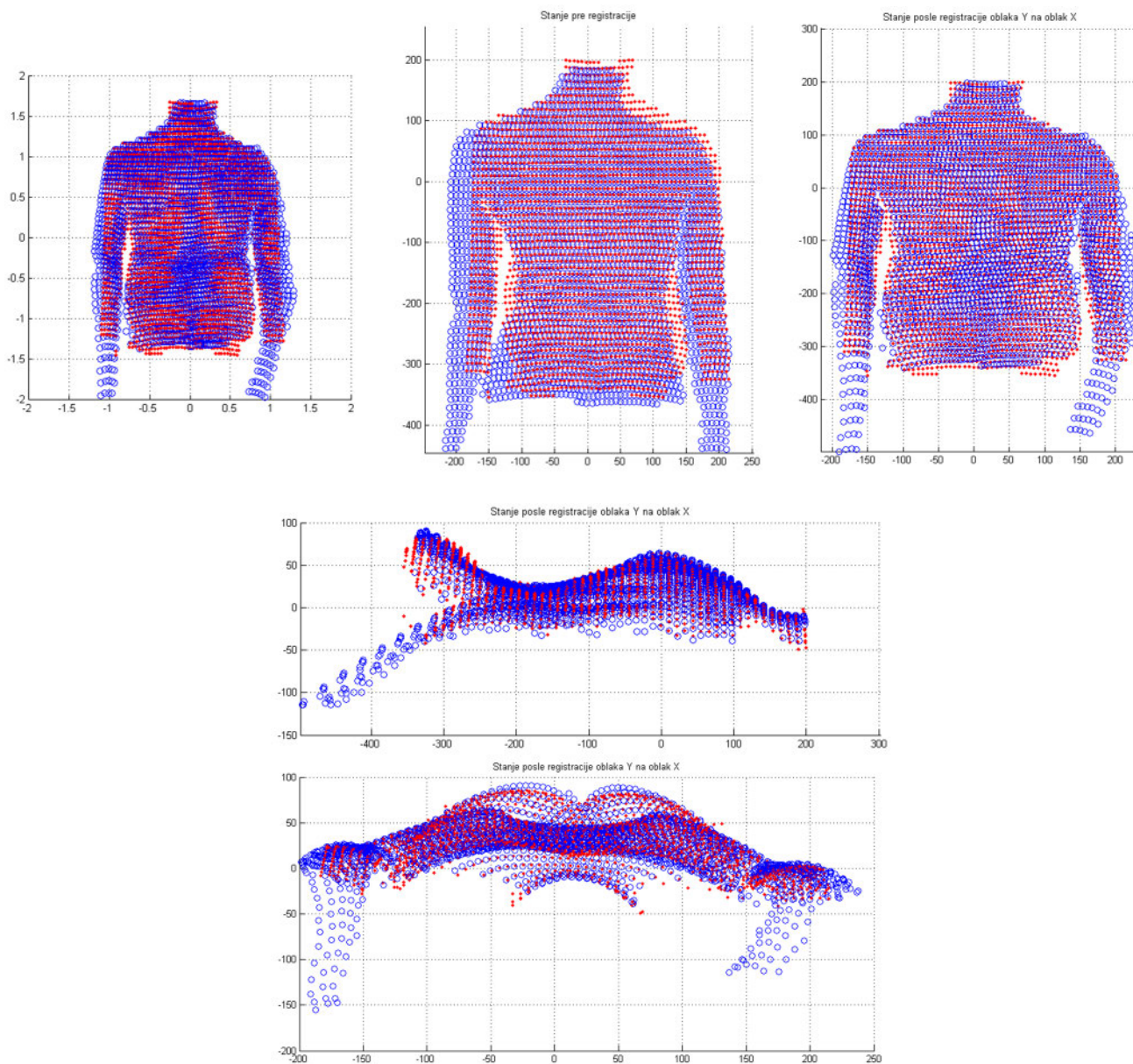
8.3 ИНТЕРНЕТ БАЗИРАНА ДЕФОРМАБИЛНА РЕГИСТРАЦИЈА

Како је облак тачака верна репрезентација површи, поступак деформабилне регистрације може се извршити у интернет окружењу имплементацијом MATLAB кода на начин као што је описано у претходном поглављу.

При томе се 3Д регистрација односи на:

- деформабилну регистрацију пршљенова;
- деформабилну регистрацију облака тачака површи.

Алгоритам деформабилне регистрације описан у поглављу 7, погодан је за оба случаја регистрације.



Слика 8.17 Регистрација облака тачака дорзалне површи адаптирана за приказ у интернет окружењу

9.

9. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ РЕЗУЛТАТИ

Тестирање приказаних алгоритама, система и методологије детекције деформитета кичменог стуба демонстрирано је на више од 495 оптичких снимака пацијената добијених применом уређаја FORMETRIC 3D/4D од којих је 372 припада адолесцентском узрасту.

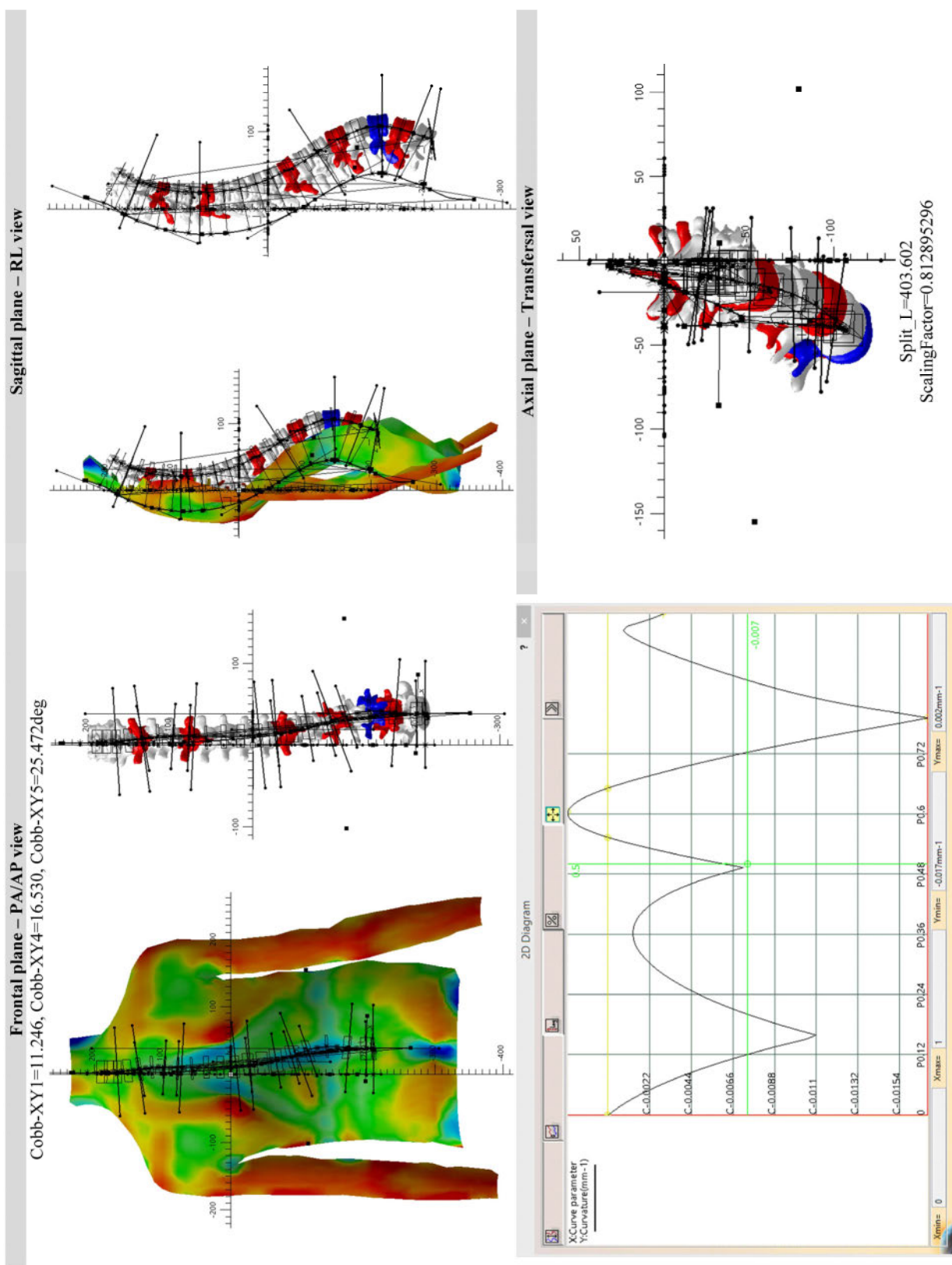
На сликама (Слика 9.1 до Слика 9.13) приказан је део атласа деформитета кичменог стуба према броју и величини Cobb-ових углова у фронталној и сагиталној равни.

Осим процене изгледа 3Д модела кичменог стуба у фронталној и сагиталној равни, са и без дорзалне површи, саставни део извештаја о прегледу чини и приказ аксијалне ротације и листа кључних дијагностичких параметара (унутрашњих и спољашњих). Подаци о обављеном прегледу могу да садрже више од 100 дијагностичких показатеља (Табела 9.1).

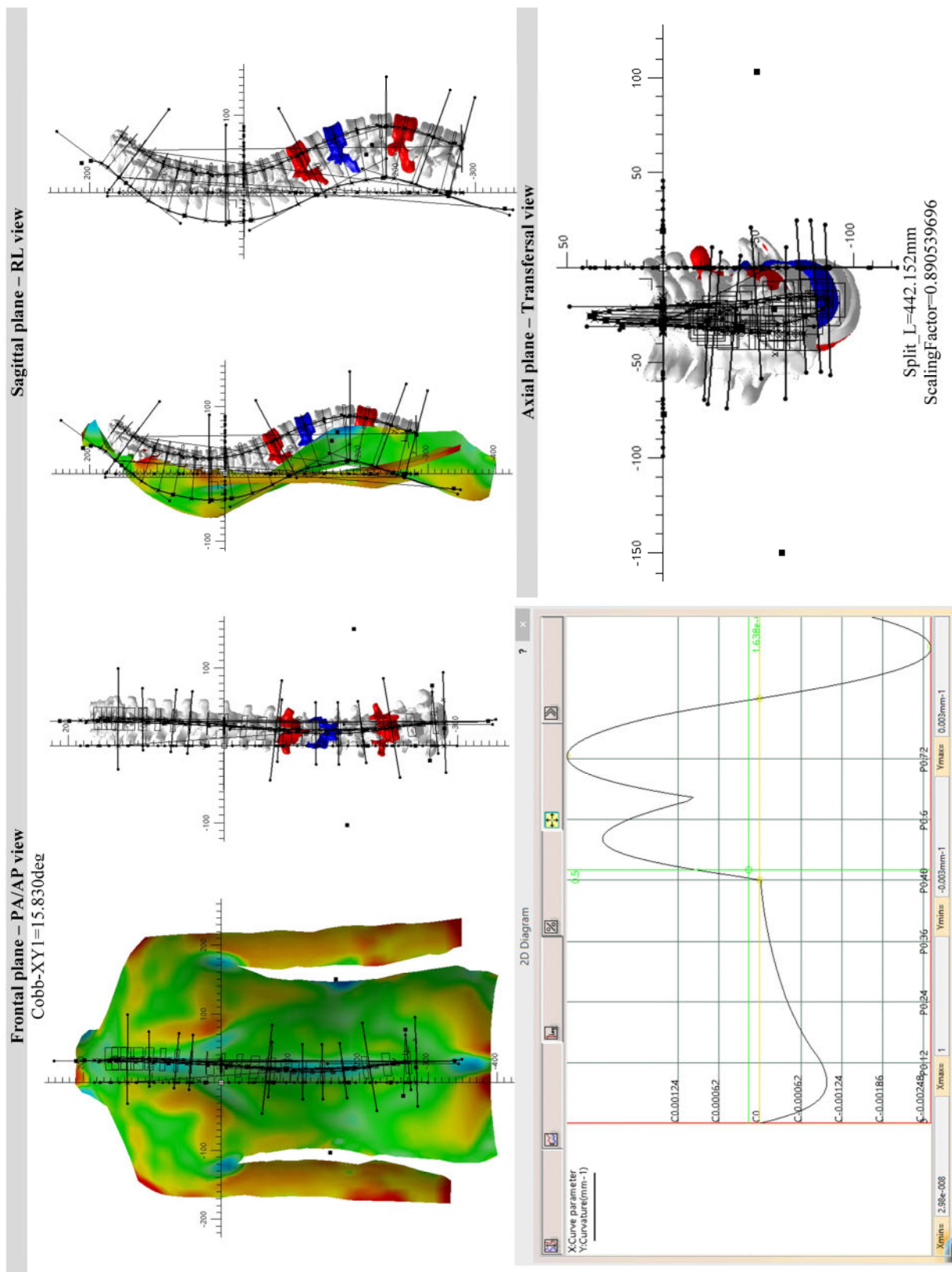
Табела 9.1 Листа генерисаних дијагностичких параметара о прегледу

ПАРАМЕТРИ ДЕФОРМИТЕТА У ИЗВЕШТАЈУ О ПРЕГЛЕДУ

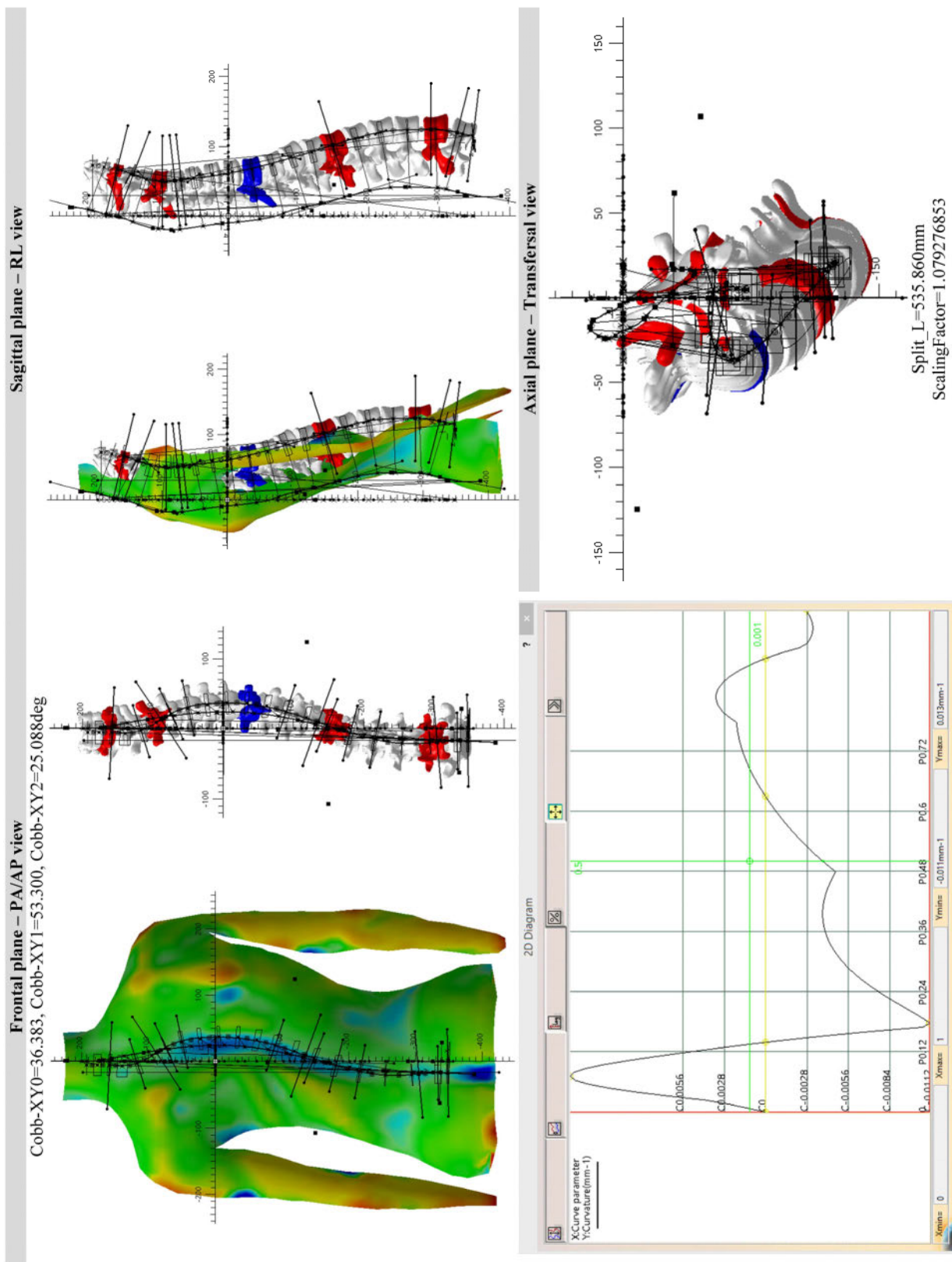
Дорзални параметри деформитета		TrunkLengthVPDM_mm; TrunkLengthVPSP_mm; TrunkLengthVPSP_percent; DimpleDistanceDLDR_mm; DimpleDistanceDLDR_percent; TrunkInclinationVPDM_deg; TrunkInclinationVPDM_mm; PelvicTiltDLDR_mm; PelvicTiltDLDR_deg; TrunkImalanceVPDM_deg; TrunkImalanceVPDM_mm; FlecheCervicale_mm; FlecheLombaire_mm; KyphoticAngleICTITLmax_deg; LordoticAngleITLDM_deg.
	Фактори скалирања и Cobb-ови углови	ScalingFactor; Cobb-XY0, Cobb-XY1, Cobb-XY2, Cobb-XY3, Cobb-XY3, ...; Cobb-YZ0, Cobb-YZ1, Cobb-YZ2, Cobb-YZ3, Cobb-YZ4, ...
Унутрашњи параметри деформитета	Аксијална ротација	AxialRotL5, deg; AxialRotL4, deg; AxialRotL3, deg; AxialRotL2, deg; AxialRotL1, deg; AxialRotT12, deg; AxialRotT11, deg; AxialRotT10, deg; AxialRotT9, deg; AxialRotT8, deg; AxialRotT7, deg; AxialRotT6, deg; AxialRotT5, deg; AxialRotT4, deg; AxialRotT3, deg; AxialRotT2, deg; AxialRotT1, deg; AxialRotC7, deg; AxialRotC6, deg; AxialRotC5, deg.
	SOSORT углови	SosortFrontT5T12, deg; SosortFrontT2T5, deg; SosortFrontT10L2, deg; SosortFrontL1L5, deg; SosortSagittalT4T12, deg; SosortSagittalL1L5, deg.
	Интервертебралне и пршљенске транспозиције	TranspC7FrmFixC7DM; до TranspL5-L4FrmFixC7-DM. TranspC5FrmCVS; до TranspL5-L4FrmCVS.



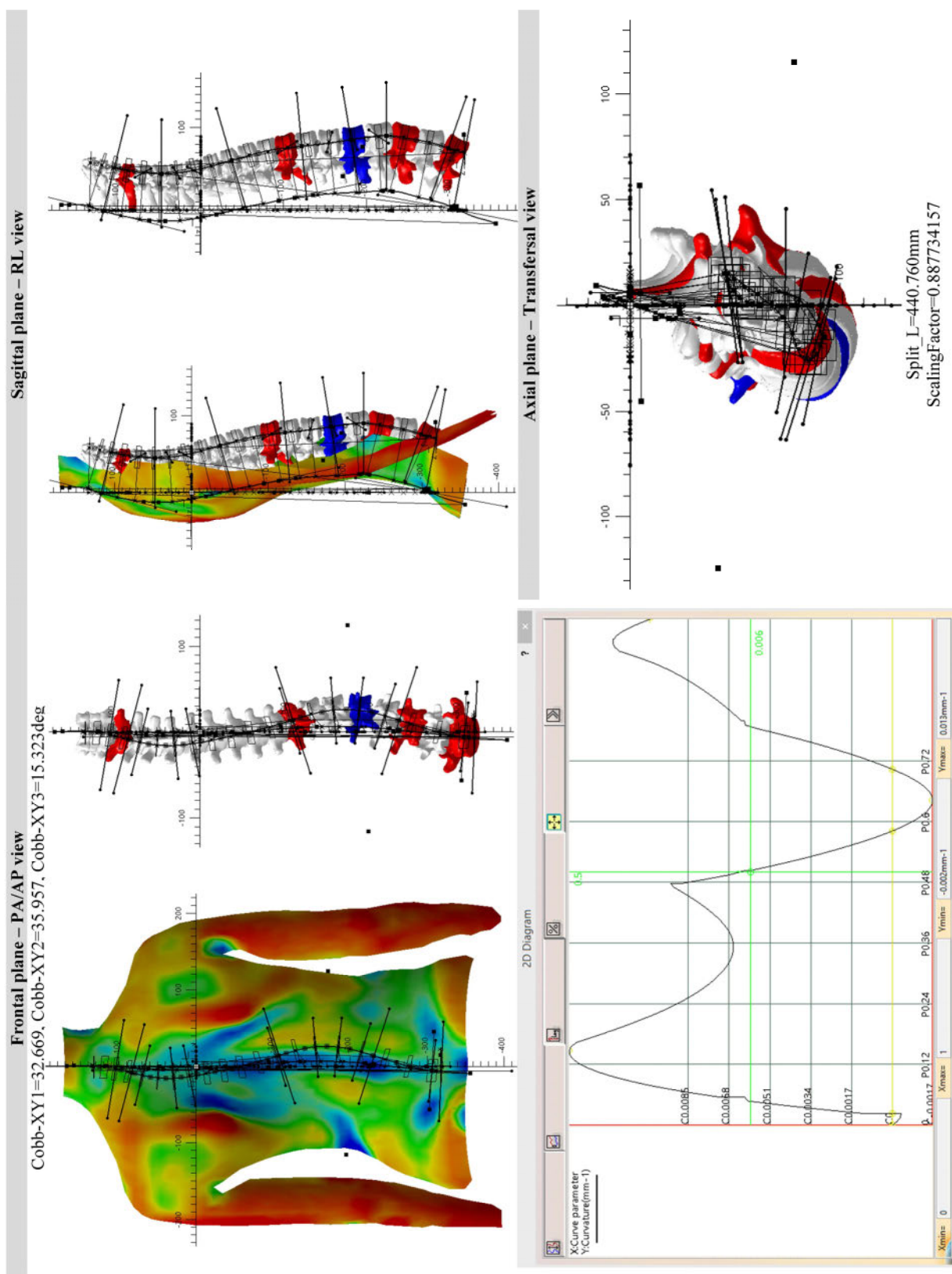
Слика 9.1 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.1



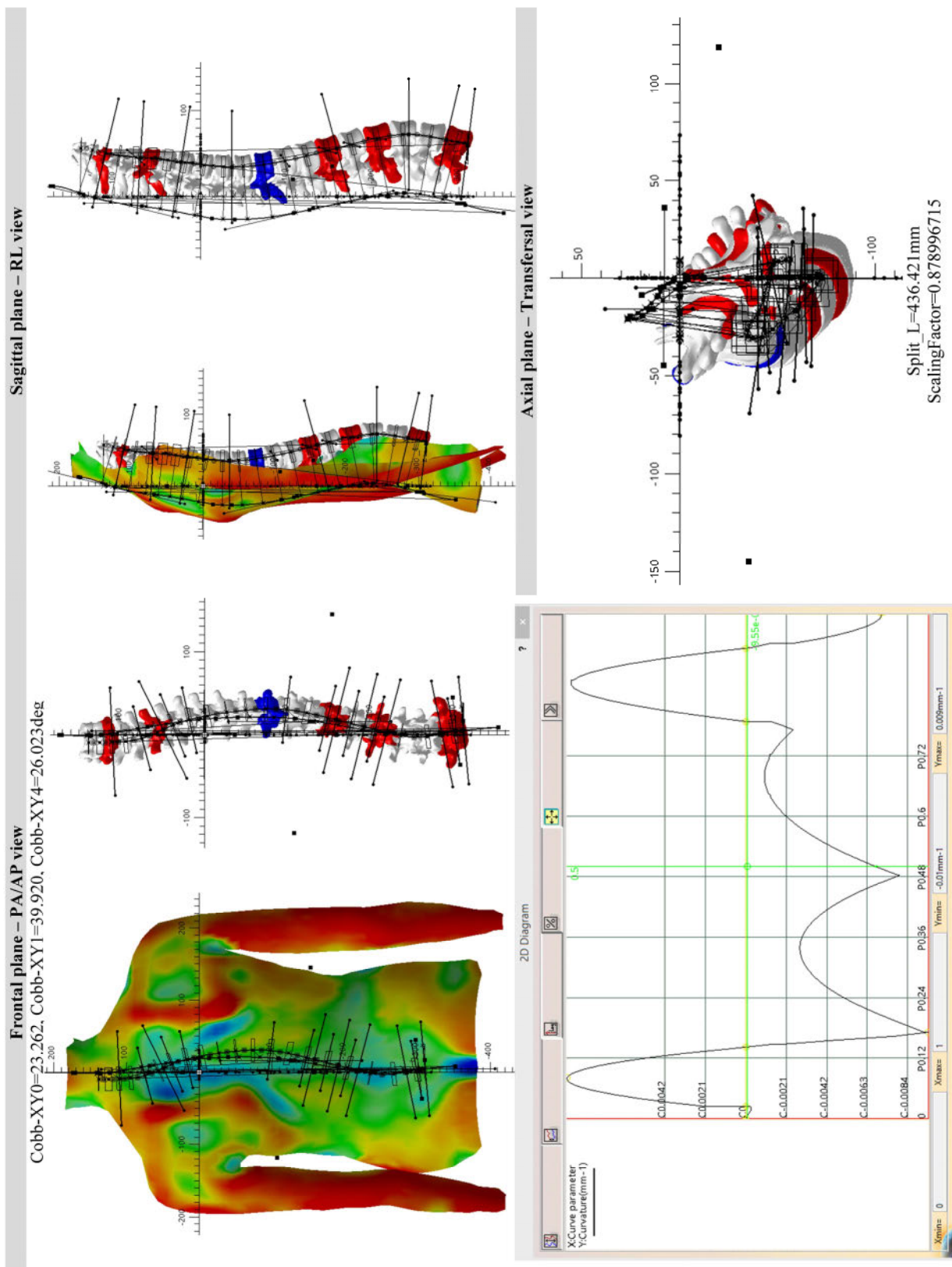
Слика 9.2 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.2



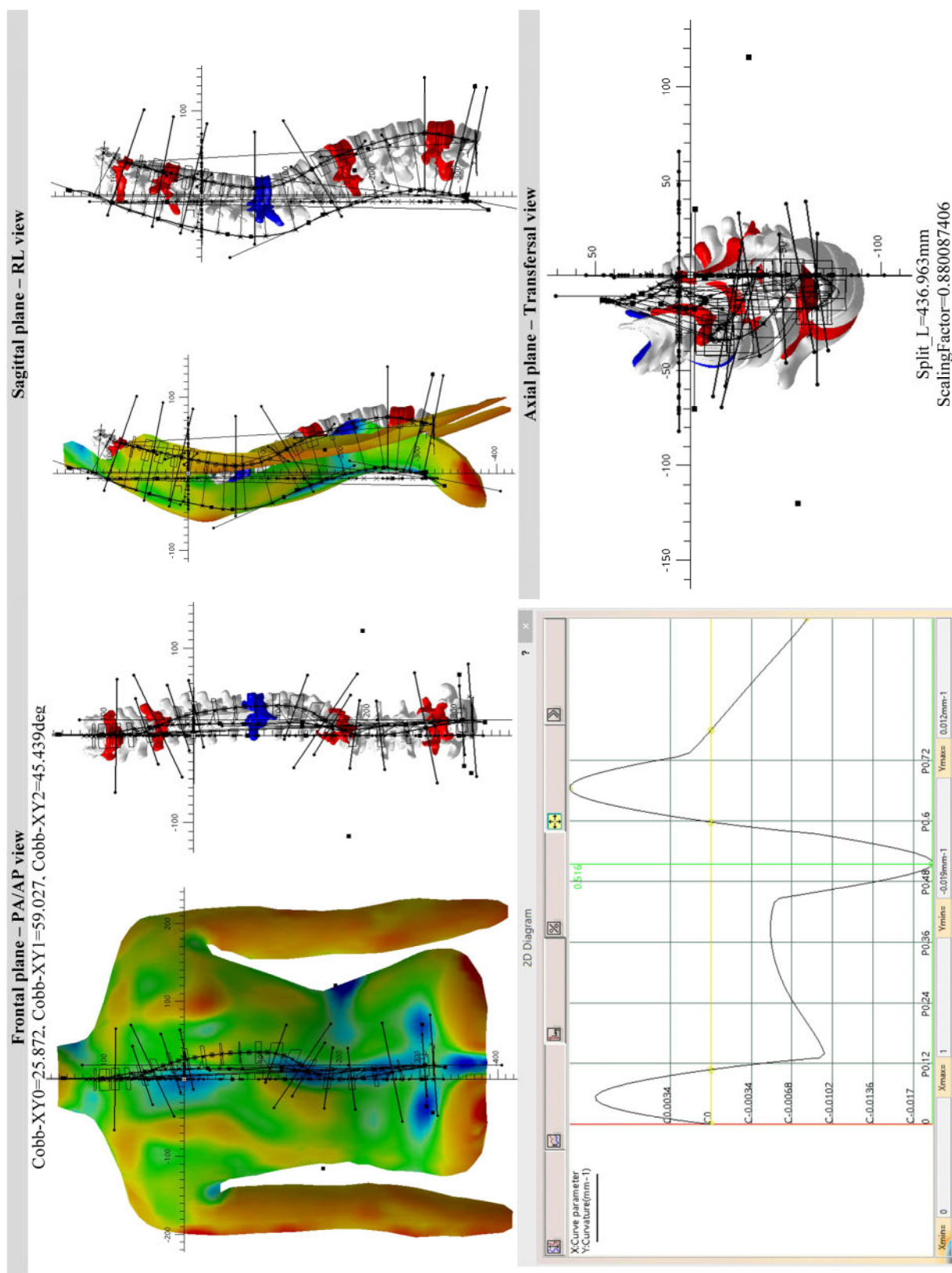
Слика 9.3 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.3



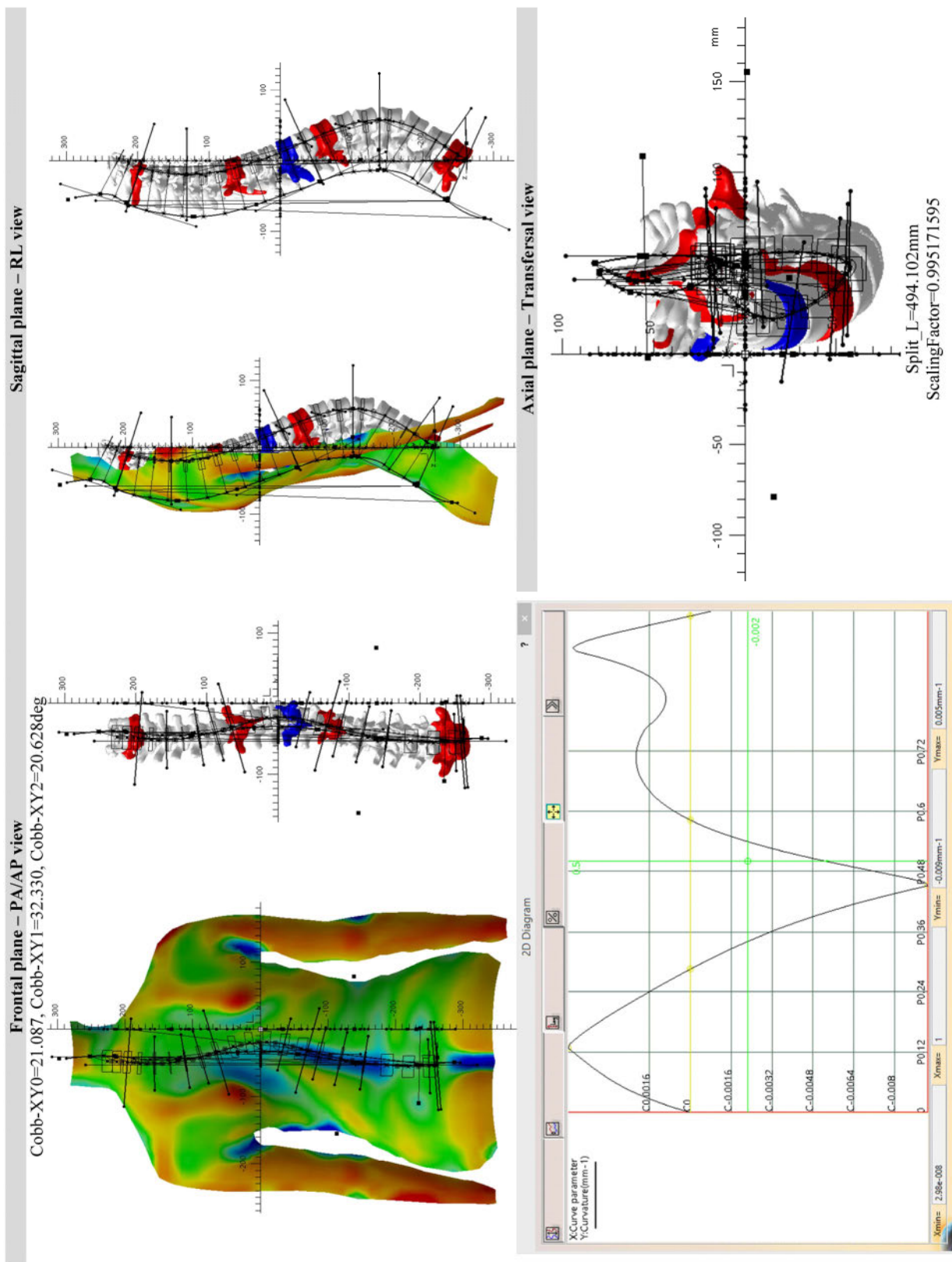
Слика 9.4 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.4



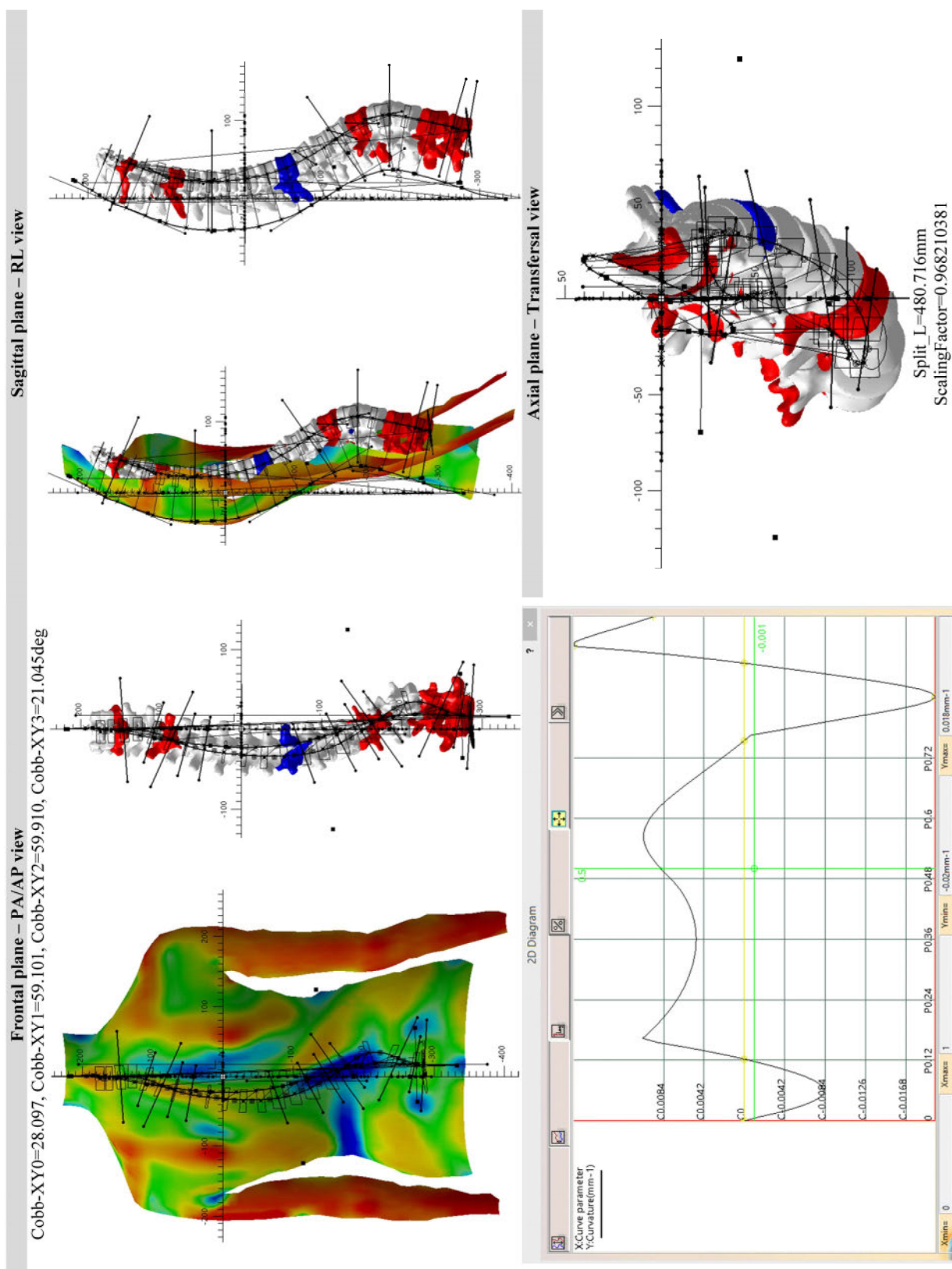
Слика 9.5 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.5



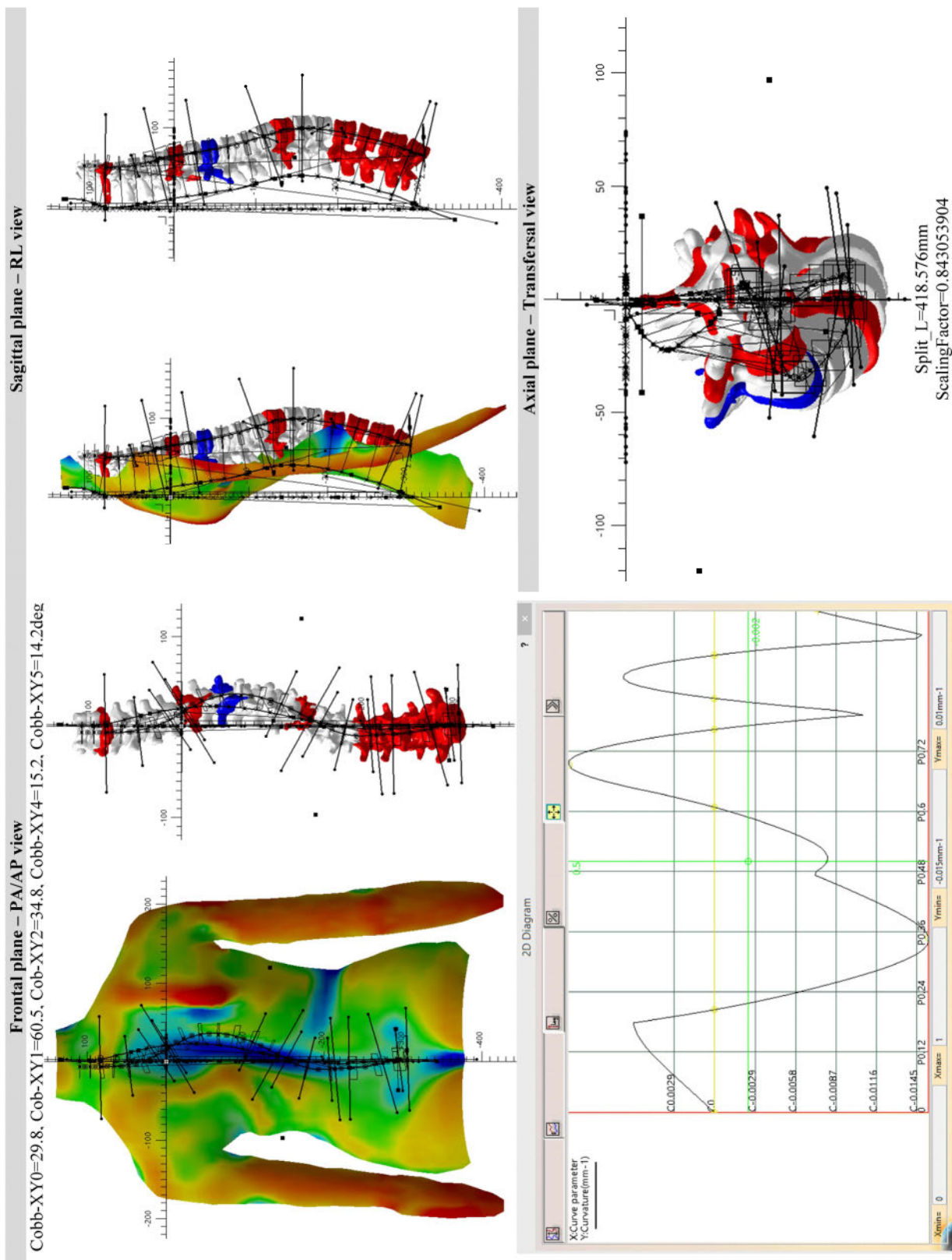
Слика 9.6 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.6



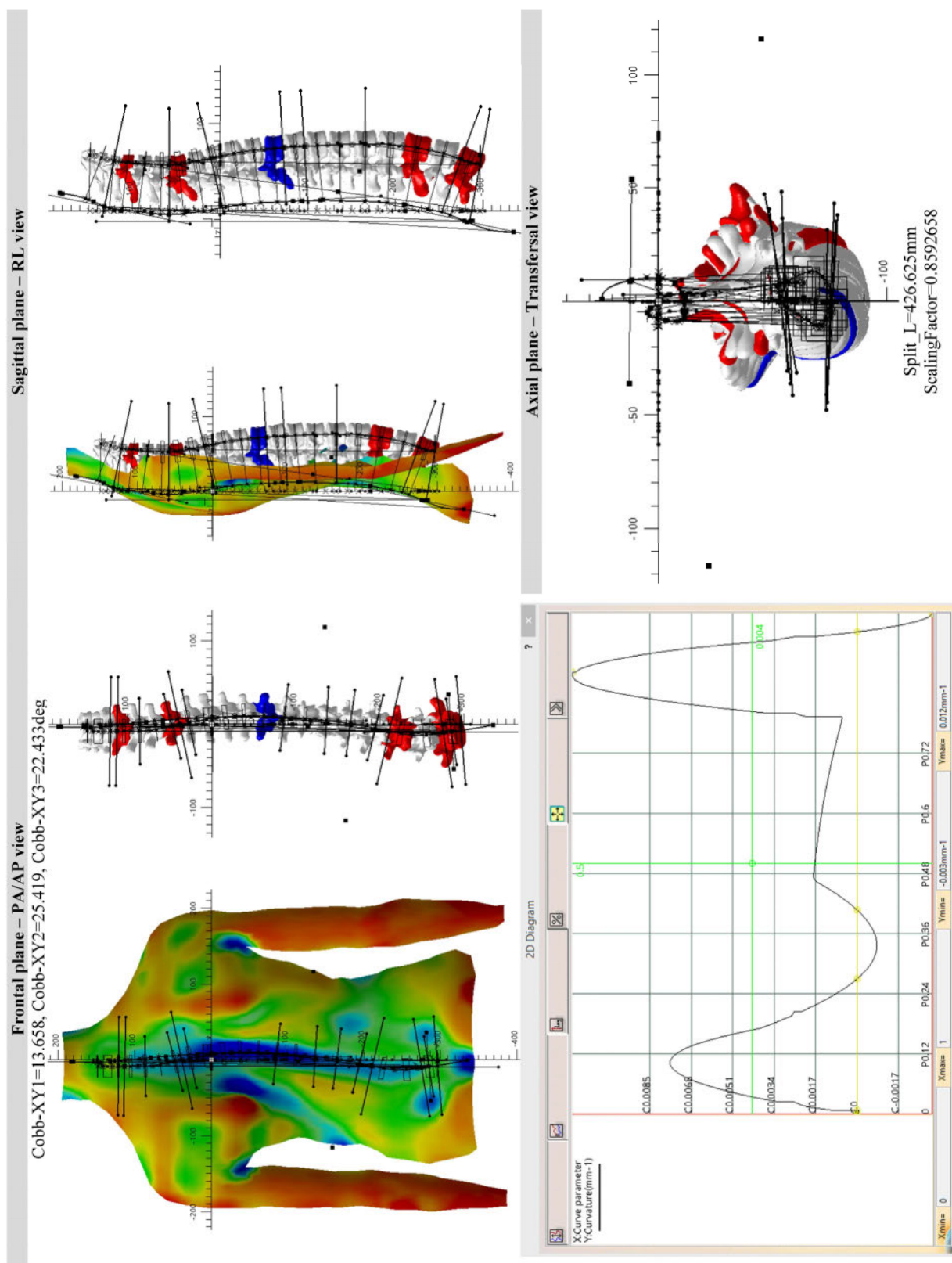
Слика 9.7 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.7



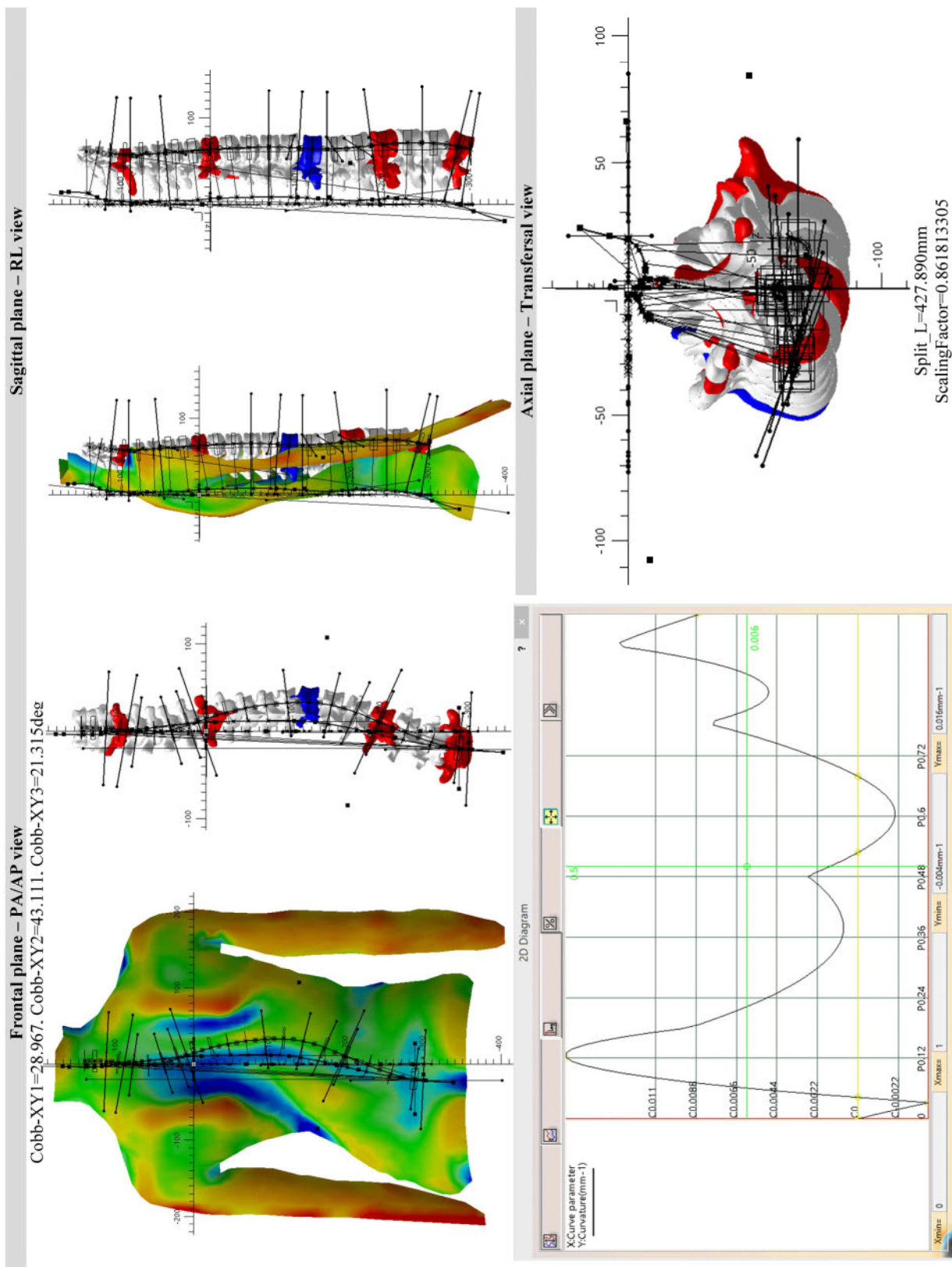
Слика 9.8 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.8



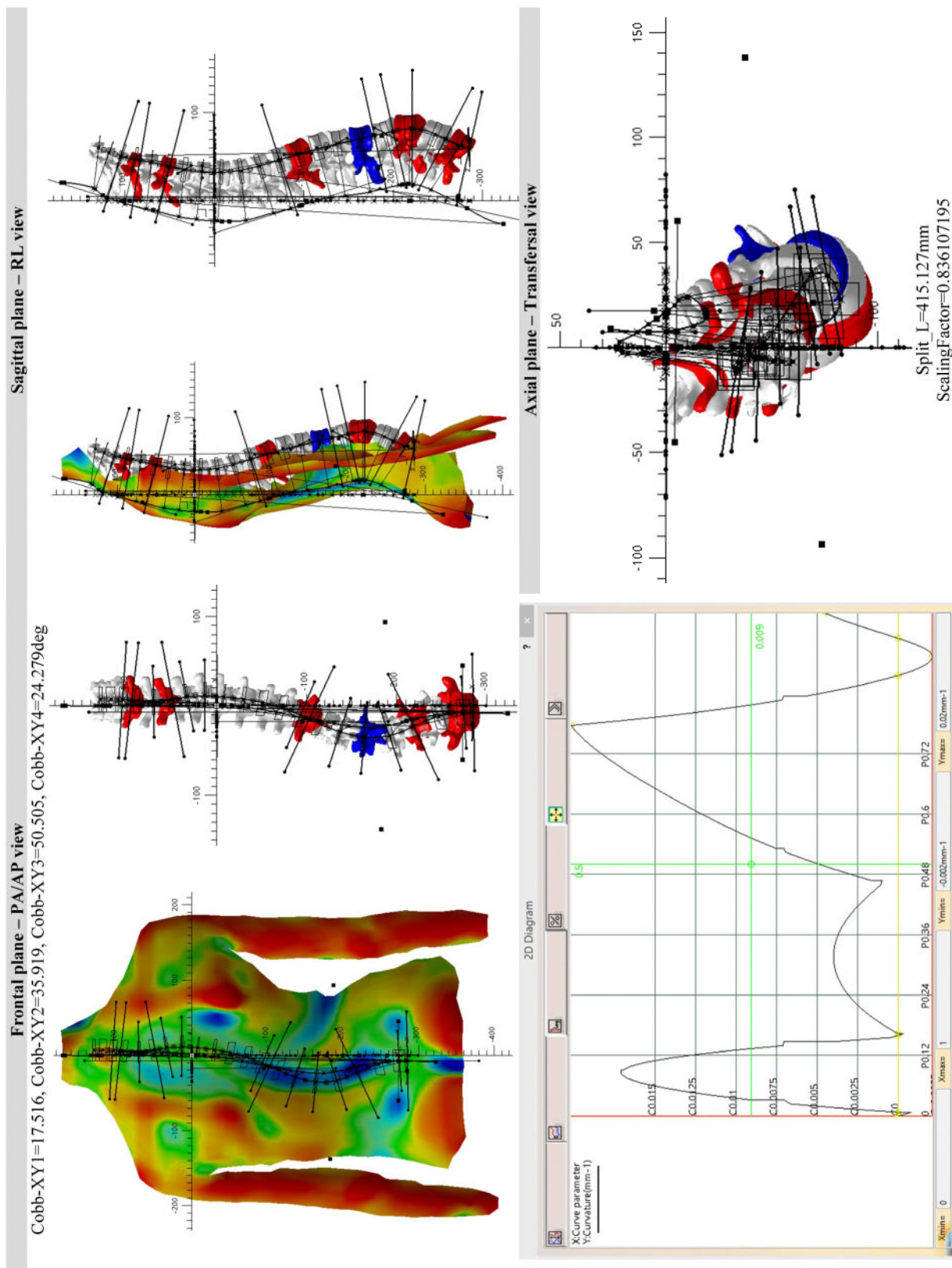
Слика 9.9 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.9



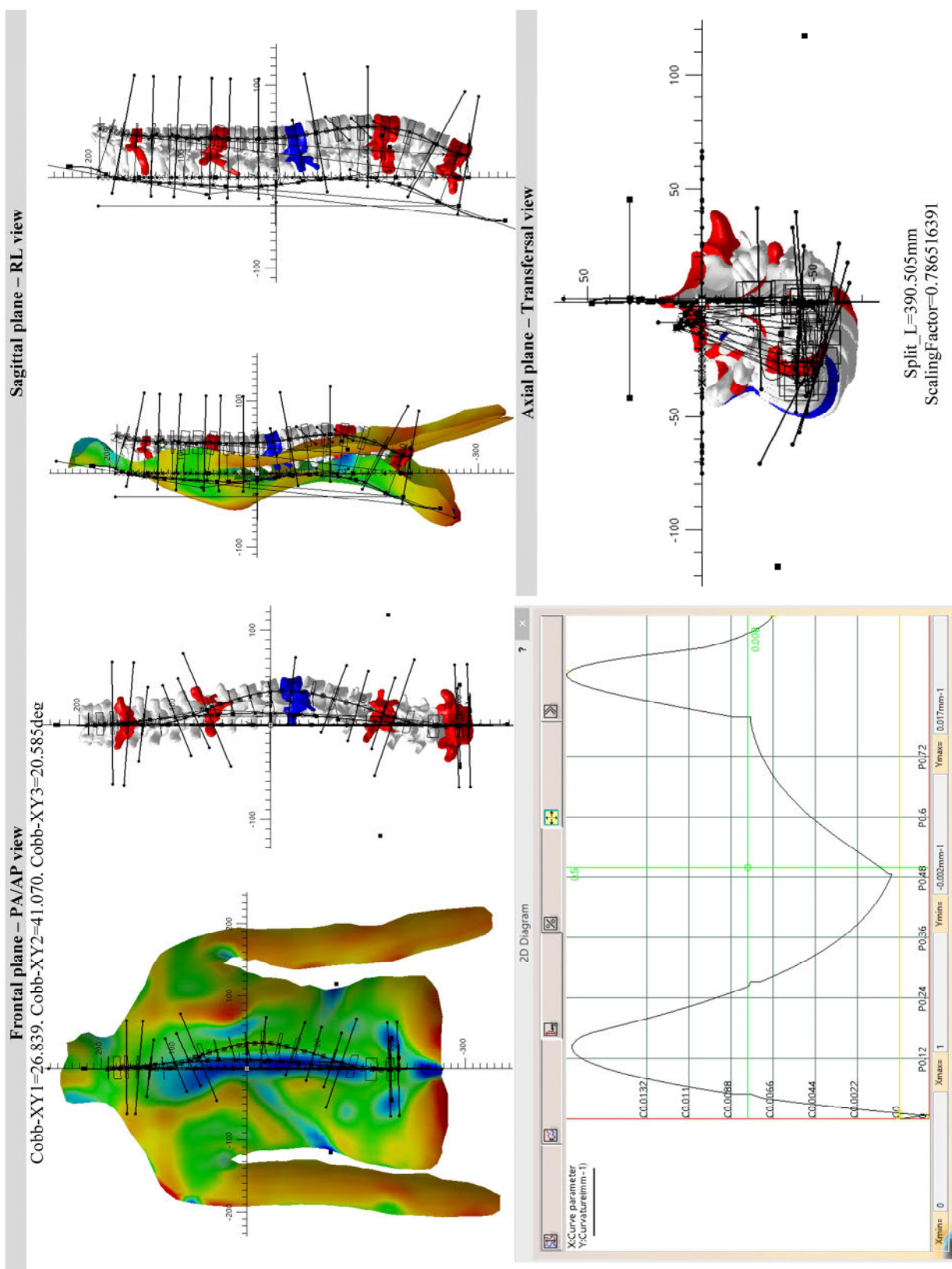
Слика 9.10 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.10



Слика 9.11 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.11



Слика 9.12 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.12



Слика 9.13 Извештај о прегледу – деформитет кичменог стуба - бр.13

10.

10. ЗАКЉУЧЦИ

Главни недостатак традиционалних дијагностичких метода за процену деформитета кичменог стуба је њихова штетност, нарочито у случајевима вишеструког излагања пацијената зрачењу. Поред вишеструког излагања пацијената зрачењу, овакве методе захтевају висок квалитет снимака и исправно позиционирање при снимању, што је од суштинског значаја за исправна мерења углова деформитета, као и висококвалификоване и искусне опсерваторе. Осим поменуте технике, у клиничкој пракси користе се неинвазивне технике које се заснивају на визуелном прегледу пацијената и мерењу спољних параметара чиме се смањује потреба за штетним методама. Сви кључни параметри евидентирају се у картону сколиоза. Имајући у виду количину и врсту података о стању пацијента који се при томе генеришу, времену потребном за њихову обраду и оријентисаност у 3Д простору, као и потреби за што реалнијом дијагностичком сликом, традиционалне методе визуелизације замењују се или допуњују новим.

Собб-ови углови сматрају се „златним стандардом“, али описују само један аспект 3Д деформитета, односно кривине у равни уз значајну интраопсерваторску варијабилност од 2.8-4.9°, а интеропсерваторска 6.3-7.2°, док је у случају примене оптичких метода, за прецизност и поузданост резултата одговоран софтвер. Оптичким, а пре свега растерстереографским уређајима омогућена је неинвазивна и нејонизујућа дијагностика деформитета, односно функционална и постурална анализа код: сколиоза, лордоза и кифоза. Процес дијагностике отпочиње емитовањем светлосног снопа на пацијента у стојећем положају уз дефинисање основних и допунских анатомских обележја. Реконструкцијом дорзалне површи створени су услови анализу површи и имплементацију круте и деформабилне регистрације.

Суштински допринос овог доктората односи се на развој система за 3Д дијагностику деформитета кичменог стуба на бази оптичких снимака, Knowledgeware технологија и макроа, као и њихова интеграција са информационом системом за мониторинг и визуелизацију деформитета ScolioMedIS. Моделирање деформитета кичменог стуба остварује се преко генеричког 3Д модела кичменог стуба генерисаног са СТ уређаја, који се регенерише и прилагођава моделу дорзалне површи пацијента.

Поред 3Д природе деформитета (промена профила у фронталној, сагиталној и аксијалне ротације у трансверзалној равни), време прогреса које је обично везано за период сазревања представља четврту димензију сколиозе. Од посебне важности је правремена и прецизна 3Д дијагностика за евалуацију и евидентирање клиничких показатеља деформитета пацијената који пате од прогресивних идиопатских сколиоза непознате етиологије.

Утврђено је да постоји више начина за оцену стања пацијената као и кореспондентних поступака (конзервативних и савремених) за корекцију деформитета. Размотрени су постурални показатељи и индекси и њихова веза са скривеним показатељима (корелационе везе између спољашњих и унутрашњих показатеља деформитета) са циљем утврђивања реалне промене у постури и препознавања њене прогресије и интензитета у времену.

Дорзалне површи генерисане након реконструкције и примене макроа тестиране су на репрезентативном адолесцентском узорку (372) и показатељи говоре да је систем робусан и њиме се може умањити потреба за радиографским претрагама. Параметризацију употпуњује фактор скалирања (ScalingFactor) генерисан у односу на дорзалну површ пацијента којом се условљава регенерисање генеричког модела кичменог стуба. Резултати добијени у претходним корацима воде ка одређивању вредности аксијалних ротација пршљенова у трансверзалним равнима, као и вредности интервертебралних и пршљенских транспозиција. Овим системом, односно развијеним алгоритмом макроа генерише се сет параметара (преко 100) за оцену клиничких показатеља деформитета којима се описује површ и деформитет на бази положаја детектованих анатомских обележја и модела површи. Систем такође врши процену и анализу средње спиналне линије, неинвазивним и нејонизујућим ефектом.

У дијагностици деформитета кичменог стуба од суштинског значаја је идентификација и одређивање позиције кључних пршљенова деформитета (апикалног, вршног пршљена, неутралног и стабилног), дефинисање типа криве (примарна, секундарна, структурна, неструктурна), степена кривине мереног по Cobb-овој методи, степена аксијалне ротације критичних пршљенова, као и промена сагиталног профила. У овом докторату, извршено је генерисање 3Д параметара деформитета на основу 3Д модела кичменог стуба прилагођеног реконструисаној дорзалној површи пацијаната, у неутралном, стојећем положају без површи савијања пацијента у страну, и примене радиографских метода. То подразумева:

- пројектовање средње спиналне линије на две равни (фронталну и сагиталну),
- анализу кривине и полупречника у обе равни,
- генерисање превојних тачака,
- генерисање Cobb-ових углова у фронталној равни, са циљем утврђивања главне криве деформитета,
- генерисање угла кифозе између T4 и T12, као и лордозе између L1 и L5,
- генерисање параметара ротације,
- одређивање пршљена почетка и краја кривине и апикалних пршљенова,
- утврђивање позиције педикула лумбалних пршљенова,
- анализу позиције барицентра трансверзалне пројекције средње спиналне линије;
- динамичка визуелизација и комбинована регистрација (крута и деформабилна) структура у складу са покретима пацијената ради процене постуре и општег држања.

Најпре се примењује крута регистрација на примеру регенерације позиције центроида кичмених пршљенова генеричког модела дуж средње спиналне линије, која је апроксимирана петостепеном B-Spline линијом. За добијање прецизних облика кичмених пршљенова специфичног пацијента примењује се деформабилна регистрација. Алгоритам CPD демонстрира висок квалитет регистрације.

Деформабилна 3Д/3Д регистрација омогућава да се постојећи генерички модел примени и на конгениталне деформитете и на визуелизацију промене облика дорзалне површи након примењене терапије. Регистрациони алгоритам деформабилне 3Д/3Д регистрације успешно је тестиран на пршљену L4 и дорзалним површима насталим при првом прегледу и последњем, након примене конзервативне терапије.

Укупан модел деформитета обухвата 3Д геометријски модел кичменог стуба, 3Д дорзалну површ и прилагођен је за приказ у интернет окружењу. Презентација резултата анализе, процена

модела деформитета и приказ кључних дијагностичких показатеља остварује се 3DXml визуелизацијом и генерисањем извештаја о обављеном прегледу кроз Интернет базирану апликацију ScolioMedIS. Надградња система и додатна тестирања су у току са циљем потпуне клиничке имплементације. При томе је заштита података о пацијентима остварена допунским рестрикцијама, односно само овлашћени корисници могу да приступе апликацији и бази података. Базом се управља програмом MS SQL Management Studio, а додељивање приступних параметара обављају администратори апликације.

Како је систем базиран на прецизној, квантитативној и објективној процедури за анализу и визуелизацију људске статичке постуре на основу детектованих анатомских обележја могу се навести његове потенцијалне примене и правци даљег развоја:

- објективно одређивање клиничких параметара деформитета кичменог стуба, варијација у облицима и димензијама и сл.;
- анализа и праћење пацијената са сколиозама базирани на упоређењу дорзалних повши, линије симетрије, анатомских обележја, дебаланса трупа пре и после примењене терапије;
- Мерење промена у постури које се врши управо преко маркера, условљава генерисање новог фантома и у случају да новог пацијента;
- квантификовање, анализа и мониторинг пацијената са кифозама и лордозама;
- преоперативно планирање и постоперативно праћење у процесу рехабилитације;
- планирање и симулација физиотерапеутских третмана;
- праћење померања геометријског барицентра;
- надградња система ScolioMedIS са специјалним модулом 3Dvor који подржава виртуално генерисање ортоза на бази узорака добијених стандардизованим поступком скенирања;
- за фузију и поређење различитих дијагностичких модалитета.

Најчешће коришћени класификациони системи за опис анатомије и морфологије код идиопатских адолесцентских деформитета у клиничкој пракси су King-ова и метода по Lenke-у. Прва метода се и даље користи, а друга метода је прецизнија јер се њоме разматрају све три кључне кривине у фронталној равни и одликује је већа интраопсерваторска и интеропсерваторска поузданост.

Недостатак поузданог и општеприхваћеног система за класификацију адолесцентских идиопатских сколиоза условљава употребу дескриптивних описа деформитета или непрецизних метода за квантификовање и праћење. Идиопатске сколиозе су непознатог порекла, искључен је конгенитални аспект настанка деформитета. Разматрањем података добијених анализом на репрезентативном узорку (студија више од 500 случајева), могуће је развити нове класификационе шеме и утврдити најзаступљеније деформитете код адолесцената. 3Д квантификовање и класификација деформитета кичменог стуба остају изазов због тешкоћа у превођењу сложених геометријских концепата и принципа у клинички прихватљиве методе. Даљи напори усмерени су ка идентификацији типичних морфолошких карактеристика деформитета који би омогућили груписање и поређење линија деформитета и уклониле тешкоће у добијању клинички корисне и разумљиве репрезентације деформитета.

Интернет и технологије база података су основа за даљи развој Web оријентисаних апликација и њихово коришћење на глобалном нивоу. Ово су основни фактори који одређују укупну мотивацију за предложена и даља истраживања. У том смислу, планира се верификација резултата кроз клиничку имплементацију Web-оријентисаног система за праћење деформитета кичменог стуба у Центру за физикалну медицину и рехабилитацију и Клиници за ортопедију и трауматологију Клиничког центара Крагујевац, али и у другим заинтересованим здравственим установама у региону.

11.

11. ЛИТЕРАТУРА

- [3DX14] 3D XML - Dassault Systèmes. Download the 3D XML Player. [Online]. <http://www.3ds.com/products-services/3d-xml/1/> [Accessed: 08, December, 2014].
- [Aad10] **Aad van der El**, *Orthopaedic Manual Therapy Diagnosis: Spine and Temporomandibular Joints*. Sudbury, Massachusetts: Jones & Bartlett Publishers, ISBN 978-0-7637-5594-2, 2010.
- [Abd00] **Abdurrahman Al-Arjani, Mohammed Al-Sebai, Hazem Al-Khawashki, Munir Saadeddin**, "Epidemiological patterns of scoliosis in a spinal center in Saudi Arabia," *Saudi Medical Journal*, vol. 21, no. 6, pp. 554-557, 2000.
- [Ali10] **Ali Akin Ugras, Yilmaz Murat, Ibrahim Sungur, Ibrahim Kaya, Yasin Koyuncu, Mahmut Ercan Cetinus**, "Prevalence of scoliosis and cost-effectiveness of screening in schools in Turkey," *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, vol. 23, pp. 45-48, 2010.
- [Alo13] **Alok Sud, Tsirikos Athanasios I.**, "Current concepts and controversies on adolescent idiopathic scoliosis: Part I," *Indian Journal of Orthopaedics*, vol. 47, no. 2, pp. 117-128, 2013.
- [And09b] **Andersen M.S., Damsgaard M., Rasmussen J.**, "Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 12, no. 4, pp. 371-384, 2009.
- [And05] **Andrew Skyrme, Guy Selmon, Leslie Apthorp**, *Common spinal disorders explained*. London, UK: Remedica, ISBN 978 1 901346 52 8, 2005.
- [And09] **Andriy Myronenko, Xubo Song**, "On the closed-form solution of the rotation matrix arising in computer vision problems," Oregon Health and Science University, Portland, OR, arXiv:0904.1613v1 [cs.CV] 9 Apr 2009, 2009.
- [And06] **Andre Mastmeyer, Klaus Engelke, Christina Fuchs, Willi A. Kalender**, "A hierarchical 3D segmentation method and the definition of vertebral body coordinate systems for QCT of the lumbar spine," *Medical Image Analysis*, vol. 10, pp. 560-577, 2006.
- [ANY14] AnyBody Technology. [Online]. <http://www.anybodytech.com/> [Accessed: 17. September, 2014].
- [Ard05] **Ardeshir Goshtasby**, *2-D and 3-D Image Registration for Medical, Remote Sensing, and Industrial Applications*. United States of America: John Wiley & Sons, Inc., ISBN 0-471-64954-6, 2005.

- [Ari12] **Aristeidis Sotiras, Christos Davatazikos, Nikos Paragios**, "Deformable Medical Image Registration: A Survey," Center for Visual Computing, Department of Applied Mathematics, Ecole Centrale de Paris, Equipe GALEN, Project-Team GALEN, Research Report n7919 - September 2012 - 65 pages hal-00684715, 2012.
- [Aro11] **Aroeira R.M., Leal J.S., de Melo Pertence A.E.**, "New method of scoliosis assessment: preliminary results using computerized photogrammetry," *Spine*, vol. 36, no. 19, pp. 1584-1591, 2011.
- [Aub11] **Aubin C.E., Bellefleur C., Joncas J., de Lanauze D., Kadoury S., Blanke K., Parent S., Labelle H.**, "Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 36, no. 12, pp. 780-790, 2011.
- [Aub10] **Aubin C.E., Stokes I.A.F., Labelle H., Moreau A.**, *Research into Spinal Deformities 7*. Amsterdam, Netherlands: IOS Press, ISBN 978-1-60750-572-3, 2010, vol. 158 of Studies in Health Technology and Informatics.
- [Aur13] **Aurelien Courvoisier, Xavier Drevelle, Raphael Vialle., Jean Dubousset, Wafa Skalli**, "3D analysis of brace treatment in idiopathic scoliosis," *European Spine Journal*, 2013.
- [Aym11] **Ayman El-Baz, Rajendra Acharya, Andrew Laine, Jasjit Suri**, *Multi Modality State-of-the-Art Medical Image Segmentation and Registration Methodologies.*: Springer Science Business Media, LLC, ISBN 978-1-4419-8203-2, 2011, vol. 2.
- [Beh11] **Behrooz A. Akbarnia, Muharrem Yazici, George H. Thompson**, *The Growing Spine: Management of Spinal Disorders in Young Children*. Berlin: Springer-Verlag, ISBN 978-3-540-85206-3, 2011.
- [Bel14] **Belinda Barton, Jennifer Peat**, *Medical Statistics - A Guide to SPSS, Data Analysis and Critical Appraisal*, 2nd ed. Oxford, UK: John Wiley & Sons Ltd., ISBN 978-1-118-58993-9, 2014.
- [Ben03] **Benamer Said, Max Mignotte, Stefan Parent, Hubert Labelle, Wafa Skalli, Jacques de Guise**, "3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models," *Journal of Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 27, pp. 321-337, 2003.
- [Ber04] **Berryman Fiona**, *PhD Thesis: Fourier transform profilometry for measuring back shape in scoliosis*. Birmingham, UK: Research and Teaching Centre of the Royal Orthopaedic Hospital, Birmingham and the Nuffield Orthopaedic Centre, Oxford, 2004.
- [Ber06] **Berthonnaud E., Dimnet J.**, "Fast calculation of parameters of scolioses in frontal view for clinical applications," *ITBM-RBM*, vol. 27, pp. 56-66, 2006.
- [Ber09] **Berthonnaud E., Dimnet J., Hilmia R.**, "Classification of pelvic and spinal postural patterns in upright position. Specific cases of scoliotic patients," *Journal of Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 33, pp. 634-643, 2009.
- [Ber07] **Berthonnaud E., Dimnet J.**, "Analysis of structural features of deformed spines in frontal and sagittal projections," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 31, pp. 9-16, 2007.
- [Bib06] **Bibb, Richard**, *Medical modelling - The application of advanced design and development techniques in medicine.*: Woodhead Publishing Limited, Abington Hall, Abington, 2006.
- [Bid08] **Bidanda Bopaya, Bartolo Paulo**, *Virtual Prototyping & Bio Manufacturing in Medical Applications*. New York, USA: Springer Science+Business Media, LLC, ISBN 978-0-387-33429-5, 2008.
- [Bin05] **Bing Jian, Baba C. Vemuri**, "A Robust Algorithm for Point Set Registration Using Mixture of Gaussians," in *Proceedings of the Tenth IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV'05)*, vol. 2 ISBN: 0-7695-2334-X, 17-21 Oct. 2005., pp. 1246 - 1251.
- [Bin11] **Bing Jian, Baba C. Vemuri**, "Robust Point Set Registration Using Gaussian Mixture Models," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 3, no. 8, pp. 1633 - 1645, 2011.
- [BIO13] BioSpace Med, Paris, France. [Online]. <http://www.eos-imaging.com/> [Accessed: 9. November, 2013].
- [Bir10] **Birkfellner Wolfgang**, *Applied Medical Image Processing: A Basic Course*. Vienna, Austria: CRC Press, ISBN: 978-1439824443, 2010.
- [Boi08] **Boisvert J., Cheriet F., Pennec X., Labelle H., Ayache N.**, "Articulated spine models for 3-D reconstruction from partial radiographic data," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 55, no. 11, pp. 2565-2574, Nov 2008.
- [Bri01] **Brian Reamy, Joseph Slakey**, "Adolescent Idiopathic Scoliosis: Review and Current Concepts," *American Family Physician*, vol. 64, no. 1, pp. 111-117, 2001.

- [Bri13] **Brice Ilharreborde, Christophe Vidal, Wafa Skalli, Keyvan Mazda**, "Sagittal alignment of the cervical spine in adolescent idiopathic scoliosis treated by posteromedial translation," *European Spine Journal*, vol. 22, pp. 330-337, 2013.
- [Bri13b] **Brice Ilharreborde, Jean Dubousset, Wafa Skalli, Keyvan Mazda**, "Spinal penetration index assessment in adolescent idiopathic scoliosis using EOS low-dose biplanar stereoradiography," *European Spine Journal*, vol. 22, no. 11, pp. 2438-2444, 2013.
- [Bri07] **Bright Osei Twumasi**, *Automated shape analysis and visualization of the human back*, PhD Thesis ed.: Bournemouth University, 2007.
- [Bru03] **Bruce D. Browner**, *Skeletal trauma : basic science, management, and reconstruction*, Third Edition ed. Philadelphia, Pennsylvania: Elsevier Science, ISBN 0-7216-9481-0, 2003.
- [Bun84] **Bunnell W.P.**, "An objective criterion for scoliosis screening," *The Journal of bone and joint surgery - American volume*, vol. 66, no. 9, pp. 1381-1387, 1984.
- [Bun05] **Bunnell W.P.**, "Selective screening for scoliosis," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 434, pp. 40-45, 2005.
- [Car01] **Caroline J. Goldberg, Michael Kaliszer, David P. Moore, Esmond E. Fogarty, Frank E. Dowling**, "Surface Topography, Cobb Angles, and Cosmetic Change in Scoliosis," *Spine*, vol. 26, no. 4, pp. 55-63, 2001.
- [Car10] **Carsten Lippold, Emil Segatto, Andras Vegh, Burkhard Drerup, Tatjana Moiseenko, Gholamreza Danesh**, "Sagittal back contour and craniofacial morphology in preadolescents," *European Spine Journal*, vol. 19, pp. 427-434, 2010.
- [Caz05] **Cazzulino Daniel, Aprea Victor Garcia, Greenwood James, Hart Chris**, *Beginning Visual Web Programming in VB.NET: From Novice to Professional*. USA: Apress, ISBN: 1-59059-359-6, 2005.
- [Cha05] **Charles Bergeron, Farida Cheriet, Janet Ronsky, Ronald Zernicke, Hubert Labelle**, "Prediction of anterior scoliotic spinal curve from trunk surface using support vector regression," *Journal of Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 18, pp. 973-983, 2005.
- [Che13] **Cheung C.W., Law S.Y., Zheng Y.P.**, "Development of 3-D ultrasound system for assessment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS): and system validation," in *Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2013, pp. 6474-6477.
- [Cuk10] **Cukovic Sasa, Devedzic Goran, Ivanovic Lozica, Zecevic Lukovic Tanja, K. Subburaj**, "Development of 3D Kinematic Model of the Spine for Idiopathic Scoliosis Simulation," *Journal of Computer-Aided Design and Applications*, vol. 7, no. 1, pp. 153-161, 2010.
- [Cve10] **Cvetkovic Dragan**, *CAD/CAM teorija, praksa i upravljanje proizvodnjom*. Beograd: Univerzitet Singidunum, ISBN: 978-86-7912-273-5, 2010.
- [DOs02] **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," *European journal of physical and rehabilitation medicine (europa medicophysica)*, vol. 38, no. 3, pp. 147-152, 2002.
- [Dam06] **Damsgaard Michael, John Rasmussen, Søren Tørholm Christensen, Egidijus Surma, Mark de Zee**, "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System," *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 14, no. 8, pp. 1100-1111, 2006.
- [Dan08] **Dangerfield H. Peter**, *Research into Spinal Deformities 6*. Amsterdam, Netherlands: IOS Press, ISBN 978-1-58603-888-5, 2008.
- [DAS14] Dassault Systemes. CATIA - PLM System. [Online]. <http://www.3ds.com/products-services/catia/> [Accessed: 21. November, 2014].
- [Dav14] **David Sarment**, *Cone beam computed tomography : oral and maxillofacial diagnosis and applications*. Pondicherry, India: John Wiley & Sons, Inc, ISBN: 978-0-4709-6140-7/2014, 2014.
- [Dea04] **Dean A. Entrekin**. (2004) On the Geometric Characterization of the Lenke Classification Scheme for Idiopathic Scoliosis. Master thesis in Biomedical Engineering, Virginia Polytechnic Institute.
- [Dev09] **Devedžić Goran**, *CAD/CAM tehnologije*. Kragujevac, Srbija: Mašinski fakultet u Kragujevcu, ISBN 978-86-86663-40-5, 2009.
- [Dev12b] **Devedzic Goran, Ristic Branko, Stefanovic Miladin, Cukovic Sasa, Lukovic Tanja**, "Development of 3D parametric model of human spine and simulator for biomedical engineering education and scoliosis screening," *Computer Applications in Engineering Education*, vol. 20, no. 3, pp. 434-444, 2012.

- [Dev12] **Devedžić Goran, Saša Ćuković, Vanja Luković, Danijela Milošević, K. Subburaj, Tanja Luković**, "ScolioMedIS: Web-oriented information system for idiopathic scoliosis visualization and monitoring," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 108, no. 2, pp. 736-749, 2012.
- [DIE13] Diers International GmbH. [Online]. <http://www.diers.de> [Accessed: 14. November, 2013].
- [Don12] **Don R., Capodaglio P., Cimolin V., Benedetti MG., D'Osualdo F., Frigo C., Vismara L., Negrini S.**, "Instrumental measures of spinal function: is it worth? A state-of-the art from a clinical perspective," *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 48, no. 2, pp. 255-273, 2012.
- [Doo00] **Doody M.M., Lonstein J.E., Stovall M., Hacker D.G., Luckyanov N., Land C.E.**, "Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 25, no. 16, pp. 2052-2063, 2000.
- [Dou09] **Dougherty, Geoff**, *Digital Image Processing for Medical Applications*.: Cambridge University Press, 2009.
- [Doy08] **Doyle Barbara**, *C# Programming: From Problem Analysis to Program Design*, 2nd ed. Boston, Massachusetts: Thomson Learning™, ISBN: 978-1-4239-0146-4, 2008.
- [Dra08] **Drapikowski Pawel**, "Surface modeling - Uncertainty estimation and visualization," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 32, pp. 134-139, 2008.
- [Dre85] **Drerup B., Hierholzer E.**, "Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: Measurement of the vertebra prominens from surface curvature," *Journal of Biomechanics*, vol. 18, no. 6, pp. 467-471, 1985.
- [Dre96] **Drerup B., Hierholzer E.**, "Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model," *Clinical Biomechanics*, vol. 11, no. 7, pp. 376-383, 1996.
- [Dre94] **Drerup B., Hierholzer E.**, "Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape," *Clinical Biomechanics*, vol. 9, pp. 28-36, 1994.
- [Dre14] **Drerup Burkhard**, "Rasterstereographic measurement of scoliotic deformity," *Scoliosis*, vol. 9, no. 22, pp. 1-18, 2014.
- [Ede13] **Eder M., Brockmann G., Zimmermann A., Papadopoulos MA., Schwenzer-Zimmerer K., Zeilhofer HF., Sader R., Papadopoulos NA., Kovacs L.**, "Evaluation of Precision and Accuracy Assessment of Different 3-D Surface Imaging Systems for Biomedical Purposes," *Journal of Digital Imaging*, vol. 26, pp. 163-172, 2013.
- [Ede12] **Eder M., Waldenfels F.V., Swobodnik A., Klöppel M., Pape A.K., Schuster T., Raith S., Kitzler E., Papadopoulos N.A., Machens H.G., Kovacs L.**, "Objective breast symmetry evaluation using 3-D surface imaging," *Breast*, vol. 21, no. 2, pp. 152-158, 2012.
- [Ede11] **Eder Maximilian, Fee v. Waldenfels, Michael Sichtermann, Tibor Schuster, Nikolaos A. Papadopoulos, Hans-Gunther Machens, Edgar Biemer, Laszlo Kovacs**, "Three-dimensional evaluation of breast contour and volume changes following subpectoral augmentation mammoplasty over 6 months," *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, vol. 64, pp. 1152-1160, 2011.
- [Edo07] **Edoardo Ardizzone, Orazio Gambino, Marco La Cascia, Liliana Lo Presti, Roberto Pirrone**, "Multi-modal non-rigid registration of medical images based on mutual information maximization," in *14th International Conference on Image Analysis and Processing, 2007. ICIAP 2007.*, Modena 978-0-7695-2877-9, 2007, pp. 743 - 750.
- [Fei06] **Fei Wang, Baba C. Vemuri, Anand Rangarajan, Hona M. Schmalfluss, Stephan J. Eisenschenk**, "Simultaneous Nonrigid Registration of Multiple Point Sets and Atlas Construction," in *9th European Conference on Computer Vision, May 7-13, 2006, Proceedings*, vol. 3953, Graz, Austria ISBN: 978-3-540-33836-9, 2006, pp. 551-563.
- [Fio08] **Fiona Berryman, Paul Pynsent, Jeremy Fairbank, Simon Disney**, "A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis," *European Spine Journal*, vol. 17, no. 5, pp. 663-672, 2008.
- [Fon10] **Fong D.Y., Lee C.F., Cheung K.M., Cheng J.C., Ng B.K., Lam T.P., Mak K.H., Yip P.S., Luk K.D.**, "A meta-analysis of the clinical effectiveness of school scoliosis screening," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, no. 10, pp. 1061-1071, 2010.
- [For10] **Fortin C., Feldman D.E., Cheriet F., Labelle H.**, "Validity of a quantitative clinical measurement tool of trunk posture in idiopathic scoliosis," *Spine*, vol. 35, no. 19, pp. 988-994, 2010.

- [For07] Fortin D., Cheriet F., Beausejour M., Debanne P., Joncas J., Labelle H., "A 3D visualization tool for the design and customization of spinal braces," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 31, pp. 614-624, 2007.
- [Fre13] Freeman Adam, MacDonald Matthew, Szpuszta Mario, *Pro ASP.NET 4.5 in C#*, 5th ed.: Apress, ISBN: 143024254X, 2013.
- [Fuk08] Fuk-hay Tang, Lawrence W.C. Chan, Hin-pong Lau, Po-yan Tsui, Chi-wa Cheung, "Computer-Generated Index for Evaluation of Idiopathic Scoliosis in Digital Chest Images: A Comparison with Digital Measurement," *Journal of Digital Imaging*, vol. 21, pp. 113-120, 2008.
- [Gab08] Gabrielle Lam, Doug Hill, Lawrence Le, Jim Raso, Edmond Lou, "Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods," *Scoliosis*, vol. 3, no. 16, pp. 1-10, 2008.
- [Gel05] Gelfand Natasha, Mitra Niloy, Guibas Leonidas, Pottmann Helmut, "Robust global registration," in *SGP'05 Proceedings of the third Eurographics symposium on Geometry processing*, Vienna, Austria ISBN:3-905673-24-X, 2005.
- [Geo04] George A. Morgan, Nancy L. Leech, Gene W. Gloeckner, Karen C. Barrett, *SPSS for Introductory Statistics - Use and Interpretation*, 2nd ed. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, Inc., Publishers, ISBN 0-8058-4789-8, 2004.
- [Ger05] Gerhard H. Bendels, Reinhard Klein, Mandana Samimi, Alfred Schmitz, "Statistical Shape Analysis for Computer Aided Spine Deformity Detection," in *The Journal of WSCG*, vol. 13, Plzen, Czech Republic ISSN 1213-6964, 2005.
- [Gib05] Gibson, Ian, *Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications: Reverse Engineering, Software Conversion and Rapid Prototyping*, John Wiley & Sons Ltd, The Atrium, Southern Gate, Chichester, UK ed. Hong Kong: Department of Mechanical Engineering, University of Hong Kong, ISBN-13 978-0-470-01688-6, 2005.
- [Gli12] Glinkowski W., Michoński J., Glinkowska B., Zukowska A., Sitnik R., Górecki A., "Telediagnostic 3D school screening of back curvatures and posture using structured light method - pilot study," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 176, pp. 291-294, 2012.
- [Gol01] Goldberg C.J., Kaliszer M., Moore D.P., Fogarty E.E., Dowling F.E., "Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 26, no. 4, pp. 55-63, 2001.
- [Gor12] Gorton George E., Young Megan L., Masso Peter D., "Accuracy, Reliability, and Validity of a 3-Dimensional Scanner for Assessing Torso Shape in Idiopathic Scoliosis," *Spine*, vol. 37, no. 11, pp. 957-965, 2012.
- [Hai11] Haidekker Mark, *Advanced biomedical image analysis*. Singapore: John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, ISBN 978-0-470-62458-6, 2011.
- [Ham09] Hamill Joseph, Knutzen Kathleen, *Biomechanical Basis of Human Movement*, 3rd ed.: Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 978-0781791281, 2009.
- [Han10] Hana Kim, Hak Sun Kim, Eun Su Moon, Choon-Sik Yoon, Tae-Sub Chung, Ho-Taek Song, Jin-Suck Suh, Young Han Lee, Sungjun Kim., "Scoliosis Imaging: What Radiologists Should Know," *RadioGraphics*, vol. 30, pp. 1823-1842, 2010.
- [Har00] Harzmann, H. Ch., *Stellenwert der Videorasterstereografie als schulärztliche Screening-methode von skoliotischen Fehlhaltungen und strukturellen Skoliosen*. München, Germany: Ludwig-Maximilians-Universität, Medizinischen Fakultät, 2000.
- [Hei00] Heinz Feneis, Wolfgang Dauber, *Pocket Atlas of Human Anatomy: Based on the International Nomenclature*. Stuttgart · New York, Germany: Thieme, ISBN 0-86577-928-7, 2000.
- [Her00] Herzog Walter, *Clinical Biomechanics of Spinal Manipulation*. Philadelphia, Pennsylvania: Harcourt Brace & Company, ISBN 0-443-07808-4, 2000.
- [Hon11] Hong J.Y., Suh S.W., Easwar T.R., Modi H.N., Yang J.H., Park J.H., "Evaluation of the three-dimensional deformities in scoliosis surgery with computed tomography: efficacy and relationship with clinical outcomes," *Spine*, vol. 36, no. 19, pp. 1259-1265, 2011.
- [Hon10] Hongfa Wu, Janet Ronsky, Farida Cheriet, Jessica Kupper, James Harder, Deyi Xue, Ronald Zernicke, "Prediction of scoliosis progression with serial three-dimensional spinal curves and the artificial progression surface technique," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 48, pp. 1065-1075, 2010.

- [Hub11] **Hubert Labelle, Carl-Eric Aubin, Roger Jackson, Larry Lenke, Peter Newton, Stefan Parent**, "Seeing the Spine in 3D: How Will It Change What We Do?," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 31, no. 1, pp. 37-45, 2011.
- [Hum09b] **Humbert L., De Guise J.A., Aubert B., Godbout B., Skalli W.**, "3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences," *Medical Engineering and Physics*, vol. 31, no. 6, pp. 681-687, 2009.
- [Hum09] **Humbert L., J.A. De Guise, B. Godbout, T. Cresson, B. Aubert, D. Branchaud, R. Chav, P. Gravel, S. Parent, J. Dubouset, W. Skalli**, "Fast 3D reconstruction of the spine from biplanar radiography: a diagnosis tool for routine scoliosis diagnosis and research in biomechanics," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 12, no. 1, pp. 151-152, 2009.
- [Hus09] **Huston Ronald**, *Principles of biomechanics*. New York, USA: CRC Press, Taylor & Francis Group, ISBN 978-0-8493-3494-8, 2009.
- [Huy04] **Huysmans T, Haex B, Van Audekercke R., Vander Sloten J., Van der Perre G.**, "Three-dimensional mathematical reconstruction of the spinal shape, based on active contours," *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 1793-1798, 2004.
- [Huy06] **Huysmans T., Haex B., De Wilde T. Van Audekercke R., Vander Sloten J., Van der Perre G.**, "A 3D active shape model for the evaluation of the alignment of the spine during sleeping," *Gait & Posture*, vol. 24, pp. 54-61, 2006.
- [Huy05] **Huysmans T., Moens P., Van Audekercke R.**, "An active shape model for the reconstruction of scoliotic deformities from back shape data," *Clinical Biomechanics*, vol. 20, pp. 813-821, 2005.
- [Ibr11] **Ibrahim Obeid, Olivier Hauger, Stephane Aunoble, Anouar Bourghli, Nicolas Pellet, Jean-Marc Vital**, "Global analysis of sagittal spinal alignment in major deformities: correlation between lack of lumbar lordosis and flexion of the knee," *European Spine Journal*, vol. 20, no. 5, pp. 681-685, 2011.
- [Ilh11] **Ilharreborde Brice, Jean Sebastien Steffen, Eric Nectoux, Jean Marc Vital, Keyvan Mazda, Wafa Skalli, Ibrahim Obeid**, "Angle Measurement Reproducibility Using EOS Three-Dimensional Reconstructions in Adolescent Idiopathic Scoliosis Treated by Posterior Instrumentation," *Spine*, vol. 36, no. 20, pp. 1306-1313, 2011.
- [ITK15] Insight Software Consortium. The Insight Toolkit - ITK Open-source software system. [Online]. <http://www.itk.org/HTML/Download.php> [Accessed: January, 2015].
- [Jac07] **Jack O'Connell**, "Standards for Scoliosis Screening in California Public Schools," California Department of Education, Sacramento, ISBN 978-0-8011-1676-6, 2007.
- [Jac02] **Jacob L. Jaremko, Philippe Poncet, Janet Ronsky, James Harder, Jean Dansereau, Hubert Labelle, Ronald F. Zernicke**, "Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis," *Journal of Clinical Biomechanics*, vol. 17, pp. 559-568, 2002.
- [Jan06] **Jan Jiri**, *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods.*: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2006.
- [Jan11] **Janssen Michiel Marie Anton**, "Human upright spinopelvic alignment and the ethiopathogenesis of idiopathic scoliosis," Utrecht University, The Netherlands, PhD Thesis ISBN: 978-94-6182-004-4, 2011.
- [Jar01] **Jaremko Jacob L., Poncet Philippe, Ronsky Janet, Harder James, Dansereau Jean, Labelle Hubert, Zernicke Ronald F.**, "Estimation of Spinal Deformity in Scoliosis From Torso Surface Cross Sections," *Spine*, vol. 26, no. 14, pp. 1583-1591, 2001.
- [Jas05] **Jasjit Suri, David Wilson, Swamy Laxminarayan**, *Handbook of Biomedical Image Analysis: Volume I: Segmentation Models Part A*. New York: Kluwer Academic / Plenum Publishers, ISBN 0-306-48550-8, 2005.
- [Jea11] **Jean-Yves Lazennec, Adrien Brusson, Marc-Antoine Rousseau**, "Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences," *European Spine Journal*, vol. 20, no. 5, pp. 686-698, 2011.
- [Jen09] **Jens Hansen**, *Kochbuch CATIA v5 Automatisieren. Vom Powercopy bis zur C#-Programmierung*. Munich, Germany: HANSER Verlag, 978-3-446-41621-5, 2009.
- [Joa12] **Joanna Chowanska, Tomasz Kotwicki, Krzysztof Rosadzinski, Zbigniew Sliwinski**, "School screening for scoliosis: can surface topography replace examination with scoliometer?," *Scoliosis*, vol. 7, no. 9, pp. 1-7, 2012.
- [Joh02] **John Alexander, Billy Hollis**, *Developing Web Applications with Visual Basic.NET and ASP.NET.*: John Wiley & Sons, Inc., New York, ISBN: 0-471-08517-0, 2002.

- [Joh06] **John G. Webster**, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation: Radiotherapy, Heavy Ion – X-Rays*, 2nd ed., John G. Webster, Ed.: A John Wiley & Sons, Inc., Publication, ISBN-13 978-0-471-26358-6, 2006, vol. 6.
- [Jon10] **Jon C. Thompson**, *Netter's concise orthopaedic anatomy*, 2nd ed. Philadelphia, USA: Saunders, an imprint of Elsevier Inc., ISBN: 978-1-4160-5987-5, 2010.
- [Jos01] **Joseph V. Hajnal, Derek L.G. Hill, David J. Hawkes**, *Medical Image Registration*, Biomedical engineering series ed. Boca Raton, Florida: CRC Press LLC, ISBN 0-8493-0064-9, 2001.
- [Jul13] **Julie Pallant**, *SPSS SURVIVAL MANUAL: A step by step guide to data analysis using IBM SPSS*, 5th ed. Berkshire, England: Open University Press - McGraw-Hill Education, ISBN-13: 9780335262588, 2013.
- [Kan96] **Kanayama M, Tadano S., Kaneda K., Ukai T., Abumi K.**, "A Mathematical Expression of Three-Dimensional Configuration of the Scoliotic Spine," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 118, pp. 247-252, 1996.
- [Ken09] **Kenneth A. Olson**, *Manual physical therapy of the spine*. Missouri: Saunders, an imprint of Elsevier Inc., ISBN 978-1-4160-4749-0, 2009.
- [Kim10] **Kim Siang ANG**. (2010) PhD thesis: Robust Non-Rigid Surface Matching and Its Application to Scoliosis Modelling.
- [Kom14] **Komeili Amin, Lindsey M. Westover, Eric C. Parent, Marc Moreau, Marwan El-Rich, Samer Adeeb**, "Surface topography asymmetry maps categorizing external deformity in scoliosis," *The Spine Journal*, vol. 14, no. 6, pp. 973-983, 2014.
- [Kot13] **Kotwicki T., Chowanska J., Kinel E., Czaprowski D., Tomaszewski M., Janusz P.**, "Optimal management of idiopathic scoliosis in adolescence," *Adolescent Health, Medicine and Therapeutics*, vol. 2013, no. 4, pp. 59-73, 2013.
- [Kot08] **Kotwicki Tomasz**, "Evaluation of scoliosis today: Examination, X-rays and beyond," *Journal of Disability and Rehabilitation*, vol. 30, no. 10, pp. 742-751, 2008.
- [Kot07] **Kotwicki Tomasz, Kinel Edyta, Stryla Wanda, Szulc Andrzej**, "Discrepancy in clinical versus radiological parameters describing deformity due to brace treatment for moderate idiopathic scoliosis," *Scoliosis*, vol. 2, no. 18, pp. 1-8, 2007.
- [Kot09] **Kotwicki Tomasz, Stefano Negrini, Theodoros B. Grivas, Manuel Rigo, Toru Maruyama, Jacek Durmala, Fabio Zaina.**, "Methodology of evaluation of morphology of the spine and the trunk in idiopathic scoliosis and other spinal deformities - 6th SOSORT consensus paper," *Scoliosis*, vol. 4, no. 26, pp. 1-16, 2009.
- [Lar06] **Lars Hackenberg, Eberhard Hierholzer, Viola Bullmann, Ulf Liljenqvist, Christian Gotze**, "Rasterstereographic analysis of axial back surface rotation in standing versus forward bending posture in idiopathic scoliosis," *European Spine Journal*, vol. 15, pp. 1144-1149, 2006.
- [Lar03] **Lars Hackenberg, Eberhard Hierholzer, Wolfgang Potzl, Christian Gotze, Ulf Liljenqvist**, "Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion," *Clinical Biomechanics*, vol. 18, pp. 1-8, 2003.
- [Laz11] **Lazennec Jean-Yves, Adrien Brusson, Marc-Antoine Rousseau**, "Hip–spine relations and sagittal balance clinical consequences," *European Spine Journal*, vol. 20, no. 5, pp. 686–698, 2011.
- [LeB03] **Le Bras A., Laporte S., Bousson V., Mitton D., De Guise J.A., Laredo J.D., Skalli W.**, "Personalised 3D reconstruction of proximal femur from low - dose digital biplanar radiographs," in *International Congress Series 1256*, 2003, pp. 214-219.
- [Leb13] **Lebel David, Zaid Al-Aubaidi, Eyun-Jung Shin, Andrew Howard, Reinhard Zeller**, "Three dimensional analysis of brace biomechanical efficacy for patients with AIS," *European Spine Journal*, pp. 1-4, 2013.
- [Leg12b] **Legaye Jean**, "Follow-up of the sagittal spine by optical technique," *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 55, pp. 76-92, 2012.
- [Leg12] **Legaye, Jean**, *Recent Advances in Scoliosis - 8. Three-Dimensional Assessment of the Scoliosis.*: InTech, ISBN 978-953-51-0595-4, 2012.
- [Lev96] **Levy A.R., Goldberg M.S., Mayo N.E., Hanley J.A., Poitras B.**, "Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 21, no. 13, pp. 1540-1547, 1996.

- [Lim12] **Lim C.H., Tassone C., Liu X.C., Thometz J.G., Lyon R.**, "Correlation of idiopathic scoliosis assessments between newly developed Milwaukee Topographic Scanner and Quantec," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 176, pp. 255-258, 2012.
- [Lin12] **Linker B.**, "A dangerous curve: the role of history in America's scoliosis screening programs," *American Journal of Public Health*, vol. 102, no. 4, pp. 606-616, 2012.
- [Liu13] **Liu X.C., J.G. Thometz, J.C. Tassone, L.C. Paulsen, R.M. Lyon**, "Historical review and experience with the use of surface topographic systems in children with idiopathic scoliosis," *OA Musculoskeletal Medicine*, vol. 1, no. 1, pp. 1-8, 2013.
- [Lor00] **Lorenz Cristian, Krahnstover Nils**, "Generation of Point-Based 3D Statistical Shape Models for Anatomical Objects," *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 77, pp. 175-191, 2000.
- [Lud13] **Ludovic Humbert, Jean-Sebastien Steffen, Raphael Vialle, Jean Dubousset, Jean-Marc Vital, Wafa Skalli**, "3D analysis of congenital scoliosis due to hemivertebra using biplanar radiography," *European Spine Journal*, vol. 22, pp. 379-386, 2013.
- [Lud03] **Ludwig O., Mazet D., Schmitt E.**, "Haltungsschwächen bei Kindern und Jugendlichen - eine interdisziplinäre Betrachtung," *Gesundheitssport Sporttherapie*, vol. 19, pp. 165-171, 2003.
- [Lui05] **Luis Ibanez, Will Schroeder, Lydia Ng, Josh Cates**. The ITK Software Guide - Updated for ITK version 2.4., 2005.
- [Lup07] **Lupi A., Sant Z.**, "Reverse engineering applied to a lumbar vertebra," *Malta Medical Journal*, vol. 20, pp. 19-25, 2007.
- [Lyn11] **Lynn Lippert**, *Clinical kinesiology and anatomy*, 5th ed., Melissa A. Duffield, Ed. United States of America: Davis Company, ISBN: 978-0-8036-2363-7, 2011.
- [Lyn06] **Lynn S. Lippert**, *Clinical kinesiology and anatomy*, 4th ed. Philadelphia: F. A. Davis Company, ISBN: 978-0-8036-1243-3, 2006.
- [Ami95] **M. D'Amico, Merolli A., Santambrogio G.**, *Threedimensional Analysis of Spinal Deformities*. Amsterdam - Oxford - Washington: IOS Press, 90-5199-181-9, 1995.
- [Mah09] **Mahdih Emrani, Robert Kirdeikis, Philip Igwe, Doug Hill, Samer Adeeb**, "Surface reconstruction of torsos with and without scoliosis," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, pp. 2200-2204, 2009.
- [Mal10] **Malfair D., Flemming A.K., Dvorak M.F., Munk P.L., Vertinsky A.T., Heran M.K., Graeb D.A.**, "Radiographic evaluation of scoliosis: review," *American Journal of Roentgenology*, vol. 194, no. 3, pp. 8-22, 2010.
- [Mar03] **Marchand Patrick, Holland Thomas**, *Graphics and GUIs with MATLAB*, 3rd ed. USA: CRC Press LLC, ISBN: 1-58488-320-0, 2003.
- [Mar07] **María Fe Mínguez, Mateo Buendía, Rosa M. Cibrián, Rosario Salvador, Manuel Laguía, Antonio Martín, Francisco Gomar**, "Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis," *European Spine Journal*, vol. 16, no. 1, pp. 73-82, 2007.
- [Mar13] **Marie Beauséjour, Lise Goulet, Stefan Parent, Debbie Ehrmann Feldman, Isabelle Turgeon, Marjolaine Roy-Beaudry, Jose Felix Sosa, Hubert Labelle**, "The effectiveness of scoliosis screening programs: methods for systematic review and expert panel recommendations formulation," *Scoliosis*, vol. 8, no. 12, pp. 1-10, 2013.
- [Mar12] **Markelj P., Tomazevic D., Likar B., Pernus F.**, "A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions," *Journal of Medical Image Analysis*, vol. 16, no. 3, pp. 642-661, 2012.
- [Mar05] **Marsh, Duncan**, *Applied Geometry for Computer Graphics and CAD*. London: Springer-Verlag, 2005.
- [MAT13] Materialise Mimics. [Online]. <http://biomedical.materialise.com/mimics> [Accessed: 20. December, 2013].
- [Mat10] MathWorks, *MATLAB® Builder™ NE 3 - User's Guide*. Natick, MA: The MathWorks, Inc., 2010.
- [Mat04] MathWorks, *MATLAB® C#® Book*, 1st ed.: LePhan Publishing, ISBN 0-9725794-4-3, 2004.
- [Mat12] **Matthew Shaw, Clayton J. Adam, Maree T. Izatt, Paul Licina, and Geoffrey N. Askin**, "Use of the iPhone for Cobb angle measurement in scoliosis," *European Spine Journal*, vol. 21, no. 6, pp. 1062-1068, 2012.

- [Med09] **Medha V. Wyawahare, Pradeep M. Patil, Hemant K. Abhyankar**, "Image Registration Techniques: An overview," *International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition*, vol. 2, no. 3, pp. 11-28, 2009.
- [Mic11] **Michael Lee, Gentry Bieker**, *Mastering: SQL Server® 2008*. Indianapolis, Indiana: John Wiley & Sons, Inc., ISBN: 9780470289044, 2011.
- [Mic07] **Michaela Gstoettner, Katrin Sekyra, Nadja Walochnik, Peter Winter, Roland Wachter, Christian M. Bach**, "Inter- and intraobserver reliability assessment of the Cobb angle: manual versus digital measurement tools," *European Spine Journal*, vol. 16, pp. 1587-1592, 2007.
- [MIC141] Microsoft. Microsoft Visual Basic 6.0 Common Controls. [Online]. <http://www.microsoft.com/en-us/download/confirmation.aspx?id=10019> [Accessed: December, 2014].
- [MIC14] Microsoft. Visual Studio 2013 Preview | Microsoft Visual studio. [Online]. <http://www.visualstudio.com/downloads/download-visual-studio-vs> [Accessed: 08. December, 2014].
- [Mie12] **Miele V.J., Panjabi M.M., Benzel E.C.**, "Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord," *Handbook of Clinical Neurology*, vol. 109, pp. 31-43, 2012.
- [Mir12] **Miriam Zelditch, Donald Swiderski, H. Sheets**, *Geometric Morphometrics for Biologists: A Primer*, Second Edition ed.: Academic Press, ISBN: 978-0-12-386903-6, 2012.
- [Mis09] **Misza Kalechman**, *Practical MATLAB applications for engineers*. USA: CRC Press, Taylor & Francis Group, ISBN 978-1-4200-4776-9, 2009.
- [Mod04] **Modersitzki Jan**, *Numerical Methods for Image Registration*. New York, USA: Oxford University Press Inc., New York, ISBN 978-0-19-852841-8, 2004.
- [Moh12] **Mohammed Khader, Ben Hamza**, "An information-theoretic method for multimodality medical image registration," *Expert Systems with Applications*, vol. 39, no. 5, pp. 5548–5556, 2012.
- [Moh10] **Mohokum Melvin, Mendoza Sylvia, Wolf Udo, Sitter Helmut, Jurgen R. Paletta, Skwara Adrian**, "Reproducibility of Rasterstereography for Kyphotic and Lordotic Angles, Trunk Length, and Trunk Inclination. A Reliability Study," *The Spine Journal*, vol. 35, no. 14, pp. 1353–1358, 2010.
- [Moh86] **Mohsen El-Sayyad**, "Comparison of Roentgenography and Moiré Topography for Quantifying Spinal Curvature," *Journal of American Physical Therapy Association*, vol. 66, pp. 1078-1082, 1986.
- [Mor06] **Mortenson, Michael**, *Geometric modeling*. New York: Industrial Press, Inc., ISBN: 978-0831132989, 2006.
- [Mun13] **Munira Mohd Ali, Nur Najmiyah Jaafar, Fazilah Abdul Aziz, Nooraizedfiza Zainon**, "Review on Non Uniform Rational B-Spline (NURBS): Concept and Optimization," in *International Manufacturing Engineering Conference (IMEC 2013)*, Bukit Gambang Resort City, Kuantan, Pahang, 2013.
- [Mur06] **Murat Ceran**, *PhD Thesis: Parametric Human Spine Modelling*. UK: Loughborough University, 2006.
- [Myr10] **Myronenko Andriy, Xubo Song**, "Point Set Registration: Coherent Point Drift," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 32, no. 12, pp. 2262-2275, 2010.
- [NEM14] NEMA - The National EleCTrical ManufaCTurers Association. [Online]. <http://medical.nema.org> [Accessed: 15. May, 2014].
- [NEMA14] NEMARIS Inc. Surgimap, NEMARIS. [Online]. <http://www.surgimapspine.com/> [Accessed: September, 2014].
- [Ner08] **Neri E., Caramella D., Bartolozzi C.**, *Image Processing in Radiology - Current Applications*. Berlin, Germany: Springer Verlag, ISBN 978-3-540-25915-2, 2008.
- [Nes09] **Nestor Andres Parra**, *Rigid and Non-rigid Point-based Medical Image Registration*, PhD thesis: FIU Electronic Theses and Dissertations ed.: Florida International University, 2009.
- [Nic10] **Nicholas Patrikalakis, Takashi Maekawa**, *Shape Interrogation for Computer Aided Design and Manufacturing*.: Springer, 2010.
- [Nig12] **Nigel Palastanga, Roger Soames**, *Anatomy and Human Movement: Structure and Function*, 6th ed. UK: Elsevier / Churchill Livingstone, ISBN 978 0 7020 3553 1, 2012.
- [Nor08] **Norbert Boos, Max Aebi**, *Spinal Disorders - Fundamentals of Diagnosis and Treatment*. Zürich, Switzerland: Springer-Verlag, ISBN 978-3-540-40511-5, 2008.

- [Oli05] **Olivier Clatz, Herve Delingette, Ion-Florin Talos, Alexandra J. Golby, Ron Kikinis, Ferenc A. Jolesz, Nicholas Ayache, Simon K. Warfield**, "Robust nonrigid registration to capture brain shift from intraoperative MRI," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 24, no. 11, pp. 1417-1427, 2005.
- [Pam05] **Pamela K. Levangie, Cynthia C. Norkin**, *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*, 4th ed. Philadelphia, USA: F. A. Davis Company, ISBN 0-8036-1191-9, 2005.
- [Pan97] **Panayotis N, Soucacos P, Konstantinos S, Konstantinos C, Zacharis A, Beris E**, "School-Screening for Scoliosis. A Prospective Epidemiological Study in Northwestern and Central Greece," *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 79, pp. 1498-1503, 1997.
- [Pan91b] **Panjabi M.M., Duranceau J, Goel V, Oxland T, Takata K.**, "Cervical human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions," *Spine*, vol. 16, no. 8, pp. 861-869, 1991.
- [Pan92] **Panjabi M.M., Goel V, Oxland T, Takata K, Duranceau J, Krag M, Price M.**, "Human lumbar vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy," *Spine*, vol. 17, no. 3, pp. 299-306, 1992.
- [Pan91] **Panjabi M.M., Takata K, Goel V, Federico D, Oxland T, Duranceau J, Krag M.**, "Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy," *Spine*, vol. 16, no. 8, pp. 888-901, 1991.
- [Pat10] **Patrick Knott, Steven Mardjetko, Michelle Rollet, Scott Baute, Magdalena Riemenschneider, Laura Muncie**, "Evaluation of the reproducibility of the formetric 4D measurements for scoliosis," *Scoliosis*, vol. 5, no. 1, pp. 10-11, 2010.
- [Paz07] **Pazos Valérie, Farida Cheriet, Jean Danserau, Janet Ronsky, Ronald F. Zernicke, Hubert Labelle**, "Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions," *European Spine Journal*, vol. 16, no. 11, pp. 1882-1891, 2007.
- [Pet90] **Peter Lancaster, Kestutis Salkauskas**, *Curve and surface Fitting - An Introduction*. Calgary: Academic Press LTD, 1990.
- [Pet09] **Peter O. Ajemba, Nelson G. Durdle, V. James Raso**, "Characterizing Torso Shape Deformity in Scoliosis Using Structured Splines Models," *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 56, no. 6, pp. 1652-1662, 2009.
- [Pet10] **Petros Patias, Theodoros B. Grivas, Angelos Kaspiris, Costas Aggouris, Evangelos Drakoutos**, "A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices," *Scoliosis*, vol. 5, no. 12, pp. 1-20, 2010.
- [Phi11] **Philippe Phan, Neila Mezghani, Carl-Éric Aubin, Jacques A. de Guise, Hubert Labelle**, "Computer algorithms and applications used to assist the evaluation and treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a review of published articles 2000-2009," *European Spine Journal*, vol. 36, no. 12, pp. 1058-1068, 2011.
- [Phi07] **Philippe Poncet, Dragan Kravarusic, Tessa Richart, Rhiannon Evison, Janet L. Ronsky, Ali Alassiri, David Sigaleta**, "Clinical impact of optical imaging with 3-D reconstruction of torso topography in common anterior chest wall anomalies," *Journal of Pediatric Surgery*, vol. 42, pp. 898-903, 2007.
- [Pie97] **Piegl Les, Wayne Tiller**, *The NURBS Book*, 2nd ed. University of South Florida: Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, ISBN 3-540-61545-8, 1997.
- [Pla12] **Plaszewski M., Nowobilski R., Kowalski P., Cieslinski M.**, "Screening for scoliosis: different countries' perspectives and evidence-based health care," *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 35, no. 1, pp. 13-19, 2012.
- [Pos04] **Post R. B., Leferink V. J. M.**, "Spinal mobility: sagittal range of motion measured with the SpinalMouse, a new non-invasive device," *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 124, no. 3, pp. 187-192, 2004.
- [Pre07] **Preim Bernhard, Bartz Dirk**, *Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Application*. Burlington, USA: Elsevier, Morgan Kaufmann Publishers, ISBN 978-0-12-370596-9, 2007.
- [Qia12] **Qiao J., Liu Z., Xu L., Wu T., Zheng X., Zhu Z., Zhu F., Qian B., Qiu Y.**, "Reliability analysis of a smartphone-aided measurement method for the Cobb angle of scoliosis," *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, vol. 25, no. 4, pp. 88-92, 2012.
- [Qun10] **Qun Xia, Shaobai Wang, Michal Kozanek, Peter Passias, Kirkham Wood, Guoan Li**, "In-vivo motion characteristics of lumbar vertebrae in sagittal and transverse planes," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 1905-1909, 2010.

- [Raj08] **Raja V., Fernandes K.**, *Reverse Engineering: An Industrial Perspective.*: Springer, ISBN 978-1-84628-855-5, 2008.
- [Rav05] **Ravi B., Sharma A., Agarwal M.**, "Haptic Solid Modeling for Pelvic Bone Tumor Resection Planning and Prosthesis Development," *Computer-Aided Design & Applications*, vol. 2, pp. 1-4, 2005.
- [Rav09] **Ravi Warkhedkar, Amba Bhatt**, "Material-solid modeling of human body: A heterogeneous B-Spline based approach," *Computer-Aided Design*, vol. 41, no. 8, pp. 586-597, 2009.
- [Ray06] **Raymond Morrissy, Weinstein Stuart**, *Lovell & Winter's Pediatric Orthopaedics, 6th Edition.*: Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 0-7817-5358-9, 2006, vol. 1.
- [Rei09] **Reiser M.F., Becker C.R., Nikolaou K.**, *Multislice CT (MEDICAL RADIOLOGY · Diagnostic Imaging and Radiation Oncology)*, 3rd ed. Germany: Springer-Verlag, ISBN 978-3-540-33124-7, 2009.
- [Ric08] **Richards B.S., Vitale M.G.**, "Screening for idiopathic scoliosis in adolescents. An information statement," *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 90, no. 1, pp. 195-198, 2008.
- [Rig11] **Rigo Manuel**, "Patient evaluation in idiopathic scoliosis: Radiographic assessment, trunk deformity and back asymmetry," *Physiotherapy Theory and Practice*, vol. 27, no. 1, pp. 7-25, 2011.
- [Rig10] **Rigo Manuel, Villagrasa Monica, Gallo Dino**, "A specific scoliosis classification correlating with brace treatment: description and reliability," *Scoliosis*, vol. 5, no. 1, pp. 1-11, 2010.
- [Rob12] **Robert H. Carver, Jane Gradwohl Nash**, *Doing Data Analysis with SPSS®, Version 18*. Boston, USA: Brooks/Cole Cengage Learning, ISBN 978-0-8400-4916-2, 2012.
- [Rog01] **Rogers F. David**, *An introduction to NURBS: with historical perspective*. USA: Academic Press, ISBN-13: 978-1-55860-669-2, 2001.
- [Ros13] **Ros Wade, Huiqin Yang, Claire McKenna, Rita Faria, Nigel Gummerson, Nerys Woolacott**, "A systematic review of the clinical effectiveness of EOS 2D/3D X-ray imaging system," *European Spine Journal*, vol. 22, pp. 296-304, 2013.
- [Rov10] **Rovenski Vladimir**, *Modeling of Curves and Surfaces with MATLAB*. Haifa, Israel: Springer Verlag, ISBN 978-0-387-71277-2, 2010.
- [Ryu07] **Ryutaro Fujii, Hironobu Sakaura, Yoshihiro Mukai, Noboru Hosono, Takahiro Ishii, Motoki Iwasaki, Hideki Yoshikawa, Kazuomi Sugamoto**, "Kinematics of the lumbar spine in trunk rotation: in vivo three-dimensional analysis using magnetic resonance imaging," *European Spine Journal*, vol. 16, pp. 1867-1874, 2007.
- [Sac11] **Sacharow A., Balzer J., Biermanna D., Surmanna T.**, "Non-rigid isometric ICP: A practical registration method for the analysis and compensation of form errors in production engineering," *Journal of Computer-Aided Design*, vol. 43, pp. 1758-1768, 2011.
- [Sak96] **Sakka S.A., S. Macindoe, M.H. Mehta.**, "Correlation of the Quantec Scanner Measurements with X-Ray Measurements in Scoliosis," in *Research into Spinal Deformities 1.*, 1996, vol. 37, pp. 313 - 317.
- [Sal06] **Salomon, David**, *Curves and Surfaces for Computer Graphics*. Northridge, U.S.A.: Springer, ISBN: 0-387-24196-5, 2006.
- [Sam09] **Samuel Kadoury, Farida Chariet, Marie Beausejour, Ian Stokes, Stefan Parent, Hubert Labelle**, "A three-dimensional retrospective analysis of the evolution of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis," *European Spine Journal*, vol. 18, pp. 23-37, 2009.
- [Sam07] **Samuel Kadoury, Farida Chariet, Catherine Laporte, Hubert Labelle**, "A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities," *Journal of Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 45, pp. 591-602, 2007.
- [San08] **Sangole Archana, Aubin Carl-Eric, Labelle Hubert, Stokes Ian, Lenke Lawrence, Jackson Roger, Newton Peter**, "Three-Dimensional Classification of Thoracic Scoliotic Curves," *Spine*, vol. 34, no. 1, pp. 91-99, 2008.
- [Sch09] **Schonning Alexandra, Oommen Binu, Ionescu Irina, Conway Ted**, "Hexahedral mesh development of free-formed geometry: The human femur exemplified," *Computer-Aided Design*, vol. 41, no. 8, pp. 566-572, 2009.
- [SCO14] ScolioMedIS. CIRPIS Centar. [Online]. <http://www.scoliomedis.mfkg.rs/> [Accessed: 25. August, 2014].

- [Sha14] **Shakil H., Iqbal Z.A., Al-Ghadir A.H.**, "Scoliosis: review of types of curves, etiological theories and conservative treatment," *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, vol. 27, no. 2, pp. 111-115, 2014.
- [Sim08] **Simonidis Christian, Schramacher Manuel, Seemann Wolfgang**, "Reduced kinematic model of the spine," in *Proceedings in Applied Mathematics and Mechanics*, vol. 7, Wienheim, 2008.
- [Ska95] **Skalli Wafa, Lavaste Francois, Descrimes Jean-Luc**, "Quantification of the Three-Dimensional Vertebral Rotations in Scoliosis: What are the True Values?," *Spine*, vol. 20, no. 5, pp. 546-553, 1995.
- [Sol08] **Solberg Gill**, *Postural Disorders and Musculoskeletal Dysfunction: Diagnosis, Prevention and Treatment*, Second Edition ed. Israel: Elsevier, ISBN 978-0-443-10382-7, 2008.
- [SRS14] SRS - Scoliosis Research Society. [Online]. <http://www.srs.org/> [Accessed: 15. December, 2014].
- [Sta05] **Starly B., Lau A., Sun W., Lau W., Bradbury T.**, "Direct slicing of STEP based NURBS models for layered manufacturing," *Computer-Aided Design*, vol. 37, pp. 387-397, 2005.
- [Ste05] **Stephens Richards, Scaduto Anthony, Kelly Vanderhave, Richard Browne**, "Assessment of trunk balance in thoracic scoliosis," *Spine*, vol. 30, no. 14, pp. 1621-1626, 2005.
- [Sto94] **Stokes Ian A. F.**, "Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity. A Report Presented to the Scoliosis Research Society by The Scoliosis Research Society Working Group on 3D Terminology of Spinal Deformity," *Spine*, vol. 19, no. 2, pp. 236-248, 1994.
- [Sub09b] **Subburaj K., Ravi B.**, Agarwal Manish, "Automated identification of anatomical landmarks on 3D bone models reconstructed from CT scan images," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 33, pp. 359-368, 2009.
- [Sub09] **Subburaj K., Ravi B., Manish Agarwal**, "Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning," *Computerized medical imaging and graphics*, vol. 34, no. 4, pp. 277-288, 2009.
- [Sun05] **Sun W., Starly B., Nam J., Darling A.**, "Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering," *Journal of Computer - Aided Design*, vol. 37, pp. 1097-1114, 2005.
- [Sur05] **Suri S. Jasjit, David L. Wilson, Swamy Laxminarayan**, *Handbook of Biomedical Image Analysis - Volume III: Registration Models*. USA: Kluwer Academic / Plenum Publishers, New York, ISBN 0-306-48607-5, 2005.
- [Sy110] **Sylvain Deschênes, Guy Charron, Gilles Beaudoin, Hubert Labelle, Josée Dubois, Marie-Claude Miron, Stefan Parent**, "Diagnostic Imaging of Spinal Deformities: Reducing Patients Radiation Dose with a New Slot-scanning X-ray Imager," *Spine*, vol. 35, no. 9, pp. 989-994, 2010.
- [Sza12] **Szabolcs Somoskeoy, Miklos Tunyogi-Csapo, Csaba Bogyo, Tamas Illes**, "Accuracy and reliability of coronal and sagittal spinal curvature data based on patient-specific three-dimensional models created by the EOS 2D/3D imaging system," *The Spine Journal*, vol. 12, pp. 1052-1059, 2012.
- [Tam11] **Tamas Illes, Miklos Tunyogi-Csapo, Szabolcs Somoskeoy**, "Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors," *European Spine Journal*, vol. 20, pp. 135-143, 2011.
- [Tam13] **Tamas Illes, Szabolcs Somoskeoy**, "Comparison of scoliosis measurements based on three-dimensional vertebra vectors and conventional two-dimensional measurements: advantages in evaluation of prognosis and surgical results," *European Spine Journal*, vol. 22, pp. 1255-1263, 2013.
- [Tan02c] **Tan S.H., Teo E.C., Chua H.C.**, "Quantitative three-dimensional anatomy of lumbar vertebrae in Singaporean Asians," *European Spine Journal*, vol. 11, pp. 152-158, 2002.
- [Tan02] **Tanguy A., Peuchot B.**, *Research into Spinal Deformities 3*. Amsterdam, Netherland: IOS Press, ISBN 978-1-58603-266-1, 2002, vol. 88.
- [Tay13] **Taylor H.J., Harding I., Hutchinson J., Nelson I., Blom A., Tobias J.H., Clark E.M.**, "Identifying scoliosis in population-based cohorts: development and validation of a novel method based on total-body dual-energy x-ray absorptiometric scans," *Calcified Tissue International*, vol. 92, no. 6, pp. 539-547, 2013.
- [Ter04] **Terry S. Yoo**, *Insight into images: principles and practice for segmentation, registration, and image analysis*. Wellesley, MA: A K Peters, Ltd., ISBN 1 -56881 -217-5, 2004.
- [The12] **Theodoros B. Grivas**, *Recent Advances in Scoliosis*. Rijeka, Croatia: InTech, ISBN 978-953-51-0595-4, 2012.
- [The08] **Theodoros B. Grivas**, *The Conservative Scoliosis Treatment. 1st SOSORT Instructional Course Lectures Book*. Amsterdam, Netherlands: IOS Press, ISBN 978-1-58603-842-7, 2008.

- [The07] **Theodoros B. Grivas, Marian H. Wade, Stefano Negrini, Joseph P O'Brien, Toru Maruyama, Martha C. Hawes, Manuel Rigo, Hans Rudolf Weiss, Tomasz Kotwicki, Elias S. Vasiliadis, Lior Neuhaus Sulam, Tamar Neuhaus**, "SOSORT consensus paper: school screening for scoliosis. Where are we today?," *Scoliosis*, vol. 2, no. 17, pp. 1-23, 2007.
- [The97] **Theologis T.N., Fairbank J.C., Turner-Smith A.R., Pantazopoulos T.**, "Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back shape with the Integrated Shape Imaging System scanner," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, no. 11, pp. 1223-1228, 1997.
- [Tho09] **Thomas Sederberg**, *Computer Aided Geometric Design.*: Brigham Young University, 2009.
- [Tim05] **Timothy Mirtz, Mark Thompson, Leon Greene, Lawrence Wyatt, Cynthia Akagi**, "Adolescent idiopathic scoliosis screening for school, community, and clinical health promotion practice utilizing the PRECEDE-PROCEED model," *Chiropractic & Osteopathy*, vol. 13, no. 25, pp. 1-11, 2005.
- [Tob09] **Tobias Klinder, Jörn Ostermann, Matthias Ehm, Astrid Franz, Reinhard Kneser, Cristian Lorenz**, "Automated model-based vertebra detection, identification, and segmentation in CT images," *Medical Image Analysis*, vol. 13, no. 3, pp. 471-482, 2009.
- [Tom09] **Tomaz Vrtovec, Franjo Pernuš, Boštjan Likar**, "A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature," *European Spine Journal*, vol. 18, no. 5, pp. 1-15, 2009.
- [Tom03] **Tomazevic Dejan, Likar Bostjan, Slivnik Tomaz, Pernus Franjo**, "3-D/2-D Registration of CT and MR to X-Ray Images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, no. 11, pp. 1407-1416, 2003.
- [Tre02] **Treuillet S., Lucas Y., Crepin G., Peuchot B., Pichaud J.C.**, "SYDESCO: a laser-video scanner for 3D scoliosis evaluations," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 88, pp. 70-73, 2002.
- [Tru04] **Truscott M., Beer D., Booyesen G., Barnard L.**, "Bone Development Through CT/CAD/CAM/RP," in *10th Assises Européennes de Prototypage Rapide*, 14-15th Septembre 2004.
- [Tur88] **Turner-Smith Alan, Harris Derek, Houghton Gregory, Jefferson Rosland**, "A Method for Analysis of Back Shape in Scoliosis," *Journal of Biomechanics*, vol. 21, no. 6, pp. 497-509, 1988.
- [Ume91] **Umeyama Shinji**, "Last-squares estimation of transformation parameters between two point patterns," *IEEE Transactions on Pattern analysis and machine intelligence*, vol. 13, no. 4, pp. 376-380, 1991.
- [Uyt12] **Uytenhove F., Nectoux E., Moraux A., Bigot J., Herbauts B., Boutry N.**, "Idiopathic scoliosis in children: a pragmatic approach for radiologists," in *ECR 2012, March 1-5, 2012*, Vienna, Austria, 2012.
- [Vel04] **Veljović Alempije**, *Osnove objektnog modeliranja UML*. Cacak, Serbia: Kompjuter biblioteka, ISBN: 86-7310-315-0, 2004.
- [Vic98] **Viceconti M., Zannoni C., Pierotti L.**, "TRI2SOLID: an application of reverse engineering methods to the creation of CAD models of bone segments," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 56, pp. 211-220, 1998.
- [Wei06] **Wei-Min Chi, Ching-Wei Cheng, Wei-Cheng Yeh, Shih-Chang Chuang, Ti-Sheng Chang, Jian-Hong Chen**, "Vertebral axial rotation measurement method," *Journal of Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 81, pp. 8-17, 2006.
- [Wei12] **Weiss H.R.**, "Patterns of weight bearing impact sagittal spinal balance," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 176, pp. 91-94, 2012.
- [Wey07] **Weyreuther Martin, Heyde Christoph, Westphal Michael, Zierski Jan, Weber Ulrich**, *MRI Atlas: Orthopedics and Neurosurgery - The Spine*. Berlin, Heidelberg, New York, Germany: Springer - Verlag, ISBN 978-3-540-33533-7, 2007.
- [Xue01] **Xue C. Liu, John G. Thometz, Roger M. Lyon, John Klein**, "Functional Classification of Patients With Idiopathic Scoliosis Assessed by the Quantec System: A Discriminant Functional Analysis to Determine Patient Curve Magnitude," *Spine*, vol. 26, no. 11, pp. 1274-1279, 2001.
- [Xue13] **Xue-Cheng Liu, J. Channing Tassone, John G. Thometz, Laura C. Paulsen, Roger M. Lyon, Carlos Marquez-Barrientos, Sergey Tarima, Paul R.**, "Development of a 3-Dimensional Back Contour Imaging System for Monitoring Scoliosis Progression in Children," *Spine Deformity*, vol. 1, no. 2, pp. 102-107, 2013.
- [Yam89] **Yamamoto I., Panjabi M.M, Crisco T., Oxland T.**, "Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint," *Spine*, vol. 14, no. 11, pp. 1256-1260, 1989.

- [Zha10] **Zhang J., Lou E., Shi X., Wang Y., Hill D.L., Raso J.V., Le L.H., Lv L.**, "A computer-aided Cobb angle measurement method and its reliability," *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, vol. 23, no. 6, pp. 383-387, 2010.
- [Zhe02] **Zhe Chen, Simon Haykin**, "On different facets of regularization theory," *Journal of Neural Computation*, vol. 14, no. 12, pp. 2791-2846, 2002.
- [Zhi10] **Zhi-Quan Cheng, Wei Jiang, Gang Dang, Martin R.R., Jun Li, Honghua Li, Yin Chen, Yanzhen Wang, Bao Li, Kai Xu, Shiyao Jin**, "Non-rigid Registration in 3D Implicit Vector Space," in *Shape Modeling IEEE International Conference (SMI), 2010*, Aix-en-Provence ISBN: 978-1-4244-7259-8, 2010, pp. 37-46.
- [Zub08] **Zubović A., Davies N., Berryman F., Pynsent P., Quraishi N., Lavy C., Bowden G., Wilson-Macdonald J., Fairbank J.**, "New method of Scoliosis Deformity Assessment: ISIS2 System," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 140, pp. 157-160, 2008.