МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ - СОФИЯ

Медицински факултет - София

Катедра по ортопедия и травматология

Д-р Радоил Здравков Симеонов

КОМПЮТЪРНО АСИСТИРАНО ЕНДОПРОТЕЗИРАНЕ НА ТАЗОБЕДРЕНАТА СТАВА

ДИСЕРТАЦИЯ

за присъждане на образователна и научна степен

„ Доктор“

Научен ръководител: Проф. Пламен Кинов, дмн

София

2022

СЪДЪРЖАНИЕ

Използвани съкращения……4

I. Увод……..5
II. Литературен обзор…….....7

II.1 Общ преглед върху темата…….....7

II.2 Биомеханични съображения…….…...12

II.2.1 Нееднаквост в дължината на крайниците……..…...12
II.2.2. Феморален офсет и център на ротация……...…..19

II.3. Комплексно ендопротезиране на тазобедрена става……...….23

II.4. Ревизионно ендопротезиране на тазобедрена става……..…...28

II.5. Техники за дигитално предоперативно планиране……..…....31

II.6. 3-D техники за предоперативно планиране……...…....35

II.7. Други компютърни техники……..…..41

II.8 Обобщение…….…43

III. Цел и задачи.....44
IV. Материали и методи……...45

IV.1. Клиничен контингент…….45

IV.2. Използвани класификации за оценка на костната загуба…….49

IV.3.Дигитален метод със специализиран софтуер…….....51

IV.3.1. Условия за предоперативната рентгенография……52

IV.3.2. Скалиране на образа……52

IV.3.3. Етапи на предоперативното планиране…….53

IV.4. 3-D принтиране…….…..…61

IV.4.1. Изисквания за КТ…….....61

IV.4.2. Етапи при изготвянето на биомодела……...……61

IV.4.3. Предоперативно планиране по 3-D модел……...69

IV.5. Статистически методи…….…72

V.Резултати…….…....74

V.1. Дескриптивна статистика……...….74

V.1.1. Резултати по отношение точност на компонентите……..…74

V.1.2. Резултати при биомеханичните параметри…….....77

V.2. Сравнителен анализ на двете техники……....79

V.2.1. Надеждност на 3-D метода по отношение точност на ацетабуларна компонента ……..….79

V.2.2. Влияние на 3-D върху биомеханичните параметри…….....81

V.2.3. 3-D и други показатели……..…….….85

V.4. Фактори, влияещи върху предоперативното планиране……..…….89

V.5. Обобщение на резултатите……..99

VI. Дискусия…….…..100

VI.1. По отношение извършването на образните изследвания……..100

VI.2. По отношение спазването на протокола за КТ……...104

VI.3. Дискусия на постоперативните резултати……..107

VI.4. Предимства и недостатъци на двете техники……109

VI.5. Особености при различни случаи……118

VI.5.1. Асептично разхлабване…….……118

VI.5.2. Перипротезни инфекции…….……..122

VI.5.3. Перипротезни фрактури……127

VI.5.4. Неуспешна остеосинтеза…….……..131

VII. Изводи…….134

VIII. Заключение…….…..135

IX. Литература…….…..137

Използвани съкращения:

АК – ацетабуларна компонента

ЕТБС – ендопротезиране на тазобедрена става

НЕДК – нееднаквост в дължината на крайниците

РЕТБС – ревизионно ендопротезиране на тазобедрена става

ТБС – тазобедрена става

ТО – трохантерна остеотомия

ФК – феморална компонента

ФО – феморален офсет

ФУ- фактор на увеличение

ЦР – център на ротация

I. УВОД

Ендопротезирането на тазобедрената става е наричана неслучайно „операцията на века”.Това е една от най-честите хирургически интервенции, прилагани като цяло, давайки изключително добри резултати.Датирайки от 60-те години на миналия век, тя е еволюирала изключително много през годините, като възможностите за реконструкция са големи.Независимо от това, честотата на усложнения в краткосрочен и дългосрочен план не са рядкост.

С нарастването в последните години на първичната тазобедрена артропластика, случаите, налагащи ревизиране на ендопротезата се увеличават пропорционално.Редица са причините, водещи до ревизии- асептично разхлабване на компонентите, перипротезни инфекции, перипротезни фрактури, луксации, фрактура на имплант и др.При всички тях имаме в по-малка или по-голяма степен тежки отклонения от нормалната анатомия и биомеханика на ставата.Последващата реконструкция е изключително затруднена понякога, като в арсенала на хирурга трябва да влизат огромен набор от импланти, инструментариум, костна пластика.

Не малко са случаите, налагащи т.нар.комплексно първично тазобедрено ендопротезиране. Причините са различни- вродена тазобедрна дисплазия, състояния след фрактури в областта на тазобедрената става, инфекции, ацетабуларна протрузия, невро-мускулни заболявания. При тях често се налага използването на ревизионни компоненти.

Честотата на усложнения след такава хирургия е голяма. Необходим е добър мениджмънт на наличните ресурси, нужни за лечението на тези пациенти.Това включва медикация, кръвен ресурс, интензивни грижи, рехабилитация.

Медико-социалнте аспекти на проблема също е сериозен. Пациентите често остават трайно инвалидизирани в следствие на постоперативни компликации, а цената на тяхното лечение е в пъти по-висока в сравнение с първичната артропластика.

Добрия предоперативен план е ключов при тези случаи. Неизменна част от терапевтичната стратегия при всеки болен е предоперативния план на

реконструкцията. Описвани са множество техники в литературата по отношение на първичната тазобедрена артропластика. Не толкова литературни съобщения намираме при ревизионната тазобедрена хирургия. Недостатъчната информация показва, че темата е актуална и всяко ново проучване би хвърлило светлина в сенките на този въпрос.

Непрестанното развитие на компютърните технологии дават пред хирурзите редица допълнителни възможности. Не малко дигитални техники са приложими при комплексните и ревизионни случаи на тазобедрено ендопротезиране. Целта им е подобряване на крайните резултати и улесняване на оперативната процедура.

II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

II.1 Общ преглед върху темата

Ендопротезирането на тазобедрената става датира от края на 19-ти век, когато са били правени опити за поставяне между резецираните повърхности интерпозиум, който да пречи на костното сраставане (18). Популяризатор на тази техника е John Murphy, който използва и свои оригинални римери за оформяне на ставните повърхности. По-късно, Marius Smith – Petersen започва да експериментира, използвайки за покриване на обработените ставни повърхностис различни неорганини материали – стъкло, бакелит, целулоид, пирексово стъкло и др., като през 1937 усъвършенствал тази иновация с въвеждането на хром-никелова неръждаема стомана за изработката на своите ендопротези (13). През 50-те години на миналия век, A. Moore и H. Bohlman въвеждат едноплюсното ендопротезиране на ТБС (18). Всеобщо признат основоположник на съвременното ендопротезиране безсъмнено остава John Charnley, който разработва своята оригинална тазобедрена ендопротеза (46,47).

Тазобедрената акртропластика в България води началото си от родения в Молдовското княжество хирург Themistocles Gluck, който използвал различни техники и материали за заместване на костни дефекти, в това число и на бедрената глава. В средата на 50-те години на минялия век, проф. Бойчо Бойчев успешно оперира случай на анкилозирала тазобедрена става по повод болест на Бехтерев по метода за артропластика с чашката на Смит – Петерсен (18). По-късно, през 60-те години, проф. Я. Холевич поставя и първите протези тип McKee – Farrar в ИСУЛ, с което полага основите на съвременното ендопротезиране в България (19). Голям скок в тазобедрената артропластика настъпва след въвеждането на оригиналната протеза на чл.кор. Александър Герчев - Етропал, която започва да се произвежда и имплантира рутинно на територията на страната (5,6). Други видни хирурзи, свързани с развитието на ЕТБС са проф. Димитър Джеров – автор на дисертационен труд върху атипичното ендопротезиране на ТБС (7,8), проф. Марин Ганчев – дисертация върху клининте резултати от ЕТБС (4), проф. Колю Кожухаров – дисертация върху ЕТБС при счупвания в областта на ТБС (12), Проф. Петър Тивчев и

проф. Пламен Кинов – автори на монографии и дисертационни трудове върху ЕТБС и хирургия на ТБС (9, 10, 11, 17,18).

Въпреки първоначалното въодушевление не трябва да се забравя оценката на постоперативните резултати. Водещи усложнения от страна на ендопротезираната ТБС са инфекция, луксация, ранна механична нестабилност и късно асептично разхлабване на компонентите (9, 10, 28, 60). От тук произхожда и стремежът към установяване причините за възникване на тези усложнения и търсене на методи за тяхното избягване.Обръща се внимание на ПП при ЕТБС като неделима част от цялостния лечебен план. В съвременната ера на информационните технологии, компютърните техники и технологии представят чудесна възможност за прецизиране на предоперативното планиране, както и на периоперативната навигация и използването на методи за роботизирана хирургия за подобряване на резултатите (56).

В исторически аспект, още J. Charnley (1979) и M. Muller (1998) подчертават важността на ПП при ЕТБС (47, 66). Те използват рентгенографии, по които определят вида и размера на компонентите на ставата, определяне на коректната им позиция и ориентация, изравняване на НЕДК, като по този начин целят намаляване на интра- и постоперативните уложнения. Факт е, че по тяхно време не е имало особено голям избор по отношение дизайна на компонентите. В нашето съвремие, при наличието на изключително разнообразия по отношение вида на имплантите и методиките за компютърно асистирано предоперативно планиране и интраоперативно асистиране при ЕТБС, се цели да се репродуцира нормалната анатомия на ставата, подобряване обема на движение, прецизно възстановяване на НЕДК, свеждане на късните усложнения до минимум. Това са задължителни условия за добрите резултати и дълготрайната преживяемост на имплантираната изкуствена става (28).

Съвременните схващания за ПП при ЕТБС са обобщени от James Bono (41). Според него, реконструкцията на ТБС трябва да е в анатомичен вид, възстановяване на биомеханиката и, като за целта се избират импланти с правилни размери за избягване на интра- и постоперативните усложнения. Авторът определя три главни пункта за ПП на ЕТБС:

Възстановяване на дължината на крайниците.

Много от пациентите с патология на ТБС имат несъответствие в дължината на крайниците (133). Тяхното изравняване води до възстановяване на биомеханиката на ТБС, което се изразява в правилното ориентиране на периартикуларните мускули около центъра на ротация (ЦР) на ставата (36,67). По този начин се балансират лостовите сили около нея.

Възстановяване на феморалния офсет.

Феморалният офсет (ФО) представлява разстоянието от центъра на ротация на ТБС до надлъжната ос на феморалната диафиза (35). ФО определя абдукторното мускулно рамо и сила.Ако ФО е недостатъчен, мускулите около тазобедрената става трябва да работят с увеличена сила, което води до бърза уморяемост и дискомфорт у пациента, както и до екстраартикуларен импинджмънт (178). При увеличен ФО може също да има негативни последици, като износване и разхлабване на феморалната компонента, както и на други субективни оплаквания от страна на пациента (44).

Избиране на подходящ размер импланти за успешната им фиксация към костта.

За да има добра преживяемост, компонентите на тазобедрената ендопротеза трябва да са фиксирани успешно към костите. Имплант с малки р-ри е предразположен към разхлабване, тъй като няма добра поддръжка от подлежащата кост. Имплантите с по-големи размери крият също своите рискове (114). При безциментна фиксация това е вероятността за получаване на ятрогенна фрактура. При методите за циментна фиксация поставянето на по-голям имплант води до недобро разпределение на циментната мантия, която трябва да е минимум 2 мм.

Не само определянето на подходящ размер импланти и техният вид е важно при ЕТБС. Това е подчертано от Nas Ser Eftekhar през 1978 г. като важно при ПП (65). Според него е важно точното поставяне на ацетабуларния компонент (АК) спрямо надлъжната ос на тялото, балансирането на дължината на долния крайник чрез точната резекция на проксималния край на фемура. Според автора, оптималната позиция на АК е 45 º инклинация и неутро- до лека антеверзия от 5 º.Феморалното

стъбло трябва да бъде в 5º антеверзия, но никога в ретроверзия поради намаляване стабилността на ставата и висок риск от луксация.

Според общоприетите схващания се приема т.нар. „безопасна зона“ на Lewinnek и съавт. (107), която за ацетабуларната компонента е: антеверзия от 15 º ± 10 º; инклинация 40 º ± 10 º; за феморалната компонента – антеверзията трябва да е в границите на 20 – 30º. Редица проучвания са правени по тази тема и са установили, че нивата на луксация на ендопротезата са най – ниски при спазване на ориентацията на компонентите именно в тези граници (186). Съществуват и съвременни схващания, които на базата на дигитални 3-д виртуални модели изследват кинематиката на тазобедрени ендопритези и създават концепцията за т.нар. „Комбинирана безопасна зона”. В дефинирането на това понятие се включва и ориентацията на феморалната компонента, както и отношението между ацетабуларната и феморална компоненти (K.H. Widmer, 2018 г.).

Друг съвременен аспект по отношение определяне на ориентацията на компонентите е спино-пелвичната кинематика. Тук трябва да се отчетат и фактите:

Влиянието на наклона на таза.

Без оценка на ориентацията на таза не може да се даде точна оценка за ориентацията на ацетабуларната компонента. DiGioia и съавт. (2006г.) откриват значителни разлики в ориентацията на таза в зависимост от позицията на пациента (прав или легнал) на фасовата ренгенова проекция, без да отчитат обаче инклинацията на ацетабулума (61).

Влиянието на гръбнака за наклона на таза.

Движенията и деформациите на гръбначния стълб влияят на сагиталния наклон на таза при изправен, седнал или легнал пациент(41). Според различни автори много фактори от страна на гръбнака дават отражение на тазовия наклон – по-мобилен гръбнак, което води до увеличение на функционалната антеверзия в седнало положение, възрастта, наличие на компресионни фрактури, наличието на лумбална спондилолистеза и малък наклон на S1 с ъгъл, насочен напред (69).

Концепцията за комбинирана антеверзия.

Създадена е за позициониране на ацетабуларната и феморалната компонента в «безопасната зона» така, че да се осигури нормален обем движения, без да се допуска наличието на импинджмънт(84).

Според M. Postel (1987г.), при ЕТБС целта е не просто и само имплантиране на двата компонента на ТБС, а реконструкция на последната за създаване на възможност за оптимално функциониране (129). За това архитектурата и биомеханиката трябва да се възстанови възможно най-близко до нормалната.Необходимо е определяне на ЦР в определена точка, като по дози начин се създава благоприятно абдукторно рамо при достатъчна дължина на бедрената шийка (164).По този начин периартикуларните мускули са максимално ефективни.Възстановяването на дължината на крайника се постига с подходящо избран размер на импланта и стриктно извършена операция спрямо ПП.

Асептичното разхлабване е едно от най-значимите усложнения вследствие ЕТБС (142). То представлява, освен важно хирургическо значимо усложнение, един сериозен социално-финансов проблем, особено в съвремието, когато честотата на първичното протезиране е толкова висока. Поради тази причина то и до днес остава едно от най-сериозните предизвикателства пред хирурга. Остеолизта се смята за главен фактор при настъпване на асептичното разхлабване (50). Първоначално е свързвана с механичните, химичните и биологичние качества на цимента, поради което е наричана „циментна болест“, поради което изследователите са работели в насока развиването на импланти за безцементна фиксация. Те от своя страна, не са предпазвали от остеолиза и разхлабване, поради което се търсят други причини за възникването на асептично разхлабване и да се създават хипотези. Една широко приета хипотеза е, че полиетиленовите частици при износването са един от водещите фактори за разхлабването на протезата (134). Тук значение съответно имат материалите, от които е изработена протезата, дебелината на компонентите, диаметърът на главата, но безспорно оказва влияние позиционирането и фиксирането на компонентите.Освен това, има хипотези, според които загубата на фиксация водидо появата на перипротезни грануломи (75). Следователно, вниманието ни трябва да бъде насочено именно към намаляване на износването постигането на дълготрайна стабилна фиксация чрез постигане на позиция на

имплантите, която да осигурява функция на ставата, близка до анатомичната. Необходимо е да се редуцира достъпът на кост-протеза и кост-цимент, да се прецизират измерванията за оптимизиране на фиксацията, което е база на т.нар. “optimal fit” планирането.

Икономическата страна на проблема се състои във стремежа за по-адекватното разпределяне на ресурсите при ЕТБС (179). Това е много важно поради постоянното нарастване на броя извършвани ендопротези годишно.Разходите включват оперативно време, кръвозагуба, вложени импланти и използван инструментариум.Важна причина за по-големите разходи са неизменно усложненията, с водеща роля асептичното разхлабване. Именно с цел намаляване на усложненията, можем да се възползваме от предимството на компютърните техники и технологии при планирането и периоперативната дейност, свързана с ЕТБС (88).

В нашата страна специализирана литература в тази насока не е налична до 2006 г., когато на традиционните Дни на българската Ортопедия и Травматология е изнесен доклад на тема „Дигитално предоперативно планиране приендопротезиране на тазобедрената става“ от авторски колектив на УМБАЛ „Царица Йоанна – ИСУЛ“ . През 2009 г. са публикувани първите два труда върху от П.П. Танчев и съавт (15,16).

II.2Биомеханични съображения

II.2.1.Нееднаквост в дължината на крайниците и методи за корекция

Несъответствието в дължината на крайниците (НЕДК) е и до сега дискутабилен въпрос, когато се говори за ЕТБС и постоперативни резултати (21). Много чест проблем в практиката е наличието на оплаквания от страна на пациента след ЕТБС от болка, чувството на дискомфорт, чувството за „крайник с променена дължина”, което, за съжаление, понякога е причина за ранна ревизионна процедура (64). Проблемът също така носи и своите юридически и социално – икономически последици. За да може, обаче да се дискутира този въпрос, трябва първо да се категоризира за каква нееднаквост се касае – дали е абсолютна или релативна - „функционална”(132); скъсяването дали произхожда само от ТБС, или има и съпровождаща патология на долния крайник с друга етиология (артроза на друга става, варусна/валгусна

деформация в колянна става, посттравматични състояния и др; да се даде класификация на скъсяването.

Промяната в дължината на крайника може да бъде анатомична (истинска) или функционална (релативна) (132). Първата е за сметка на скъсяване на скелета на крайника без да има промяна от страна на таза и гръбначния стълб. Към втората група принадлежат случаите не за сметка на костната дължина на отделните компоненти на крайника (от бедрена глава до глезенната става), а е породено от други фактори, като нарушена биомеханика на ходилото, промени от страна на гръбначния стълб и таза, аксиални несъответствия, промяна в лигаментарния лакситет, ставни контрактури, адаптивно променяне в дължината и опъна на меките тъкани(69). Ranawat дефинира т.нар. „функционална" нееднаквост в дължината на крайниците(132), като такава, която пациентът чувства в изправено положение на тялото. Холевич, от своя страна, обръща внимание на термина „геометрична разлика", която е следствие от пичини извън сегмента „бедрена глава – глезенна става"(19). Разликата може да бъде за сметка на скъсяване или удължаване на крайника. Скъсяването може да последва от различни причини в засегнатия крайник, които от своя страна могат да са анатомични или функционани. Скъсяването е по-често при патология на ТБС, като освен това то е по-толерирано от страна на пациента. Удължаването е рядко, като то е предимно функционално, но може да бъде за сметка на сегмента „голям трохантер – глезенна става", каквато е ситуацията при coxa valga. Добър пример за илюстриране на по-горе изложеното еразликата в дължината на крайниците при абдукторна и аддукторнана контрактура на ТБС. В първия случай крайника е относително удължен, докто във втория е относително скъсен. Примери за анатомично скъсяване на крайника, са случаите на коксартроза, остеонекроза на бедрена глава с колапс, дисплазична тазобедрна става с/без ниска или висока луксация, протрузио ацетабули и др.

За степенуване на разликата в дължината на крайниците се използват различни класификационни системи. Reid и Smith (1984г.) предлагат тристепенна скала: разлика от 0-30 мм се приема за лека; разлкира в дължинта между 30 – 60 мм се отнася за средна по тежест; разлика над 60 мм се определя като тежка (136). Не винаги обаче тази скала достъпна и прилоцима, тъй като в много от случаите до 25 мм отклонение от дължинта при някои пациенти се толерир. Friberg et al. дефинират НЕДК,

като за целта поставят граница от 5 мм, но други автори приемат, че разлика до 11 мм може да бъде компенсирана от тялото (69).

Проблемът с НЕДК е сериозно дискутабилен при ЕТБС, тъй като това е реконструктивна хирургична процедура, свързана с възстановяване или промяна в дължината на крайника, като промяна не търпят единствено биометричните показатели от страна на ТБС, като център на ротация, феморален и ацетабуларен офсет, шийно – диафизарен ъгъл, ацетабуларна и феморална антеверзи(65). Дължината на целия крайник е зависима от постоперативанта промяна на по-горе изброените биомеханични показатели(118). По-честият вариант на НЕДК при пациенти с патология на ТБС е скъсяването (асептична некроза, идиопатична коксартроза, дисплазия, травма), но може да бъде и удължаване, каквото се вижда при по-горе споменатия случай на coxa valga. Независимо, че обикновено целта на оперативната интервенция при ЕТБС е облекчаване на болката и подобрение на мобилността, възстановяването на еднаквостта в дължината на крайниците е от първостепенно значение. Дори, за да има добър функционален резултат и дългосрочност на подобрението, необходимо е да се търси точно или близко до нормата коригиране на НЕДК. Независимо от това, постоперативната разлика в дължината на крайниците, е много честа и представлява водеща причина, за оплаквания от страна на пациента, а нерядко и до ранни или късни усложнения. Пациентите със скъсен опериран крайник, принципно по-рядко имат оплаквания, много често поради адаптацията на меките тъкани и компенсация от страна на таза и лумбалния гръбнак преди ЕТБС. Удължаването, обаче, представлява проблем, нерядко със сериозни последици. Най-често оплакванията са за сметка на невропатна болка или пареза на н. ишиадикус поради преопъване вследствие удължаването, кос таз, нарушена походка, функционална сколиоза. Смята се в дългосрочен план, че като цяло асиметричното натоварване на крайника при неговото удължаване, води до стрес на границата имплант – кост, което води до по-ранно асептично разхлабване на компонентите на ендопротезата. При отдиференцирането на усложненията трябва да се разграничи, обаче, транзиторната абдукторна контрактура в раннитя следоперативен период и транзиторнното удължаване на крайника, тъй като това усложнение в най-кратки срокове, се преодолява безпроблемно след известно време в условията на добра рехабилитация.

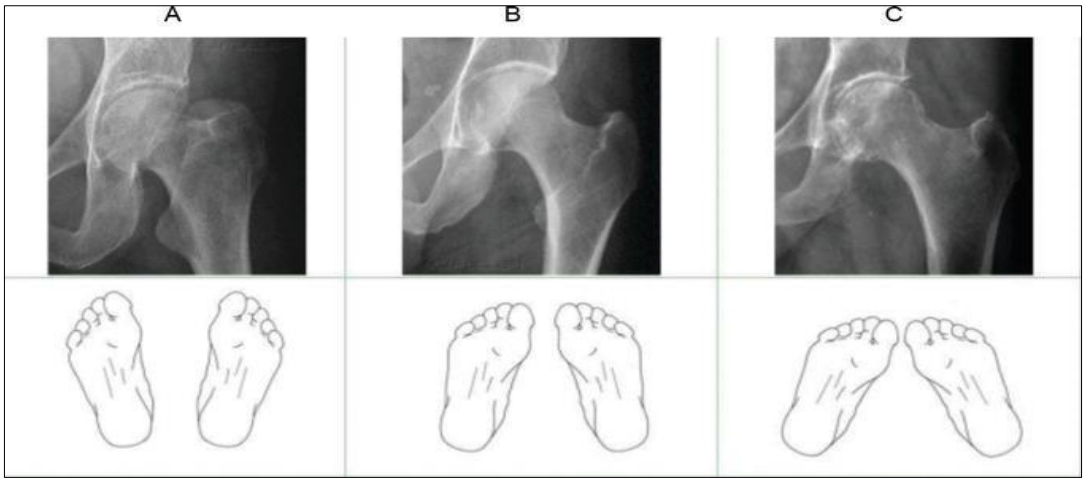
Честотата на постоперативната разлика в дължината на крайниците след ЕТБС показва тенденция за подобрение на резултатите. Прегледа на литературата показва ясно това развитие. Williamson и Reckling (1978г.) представят средно удължаване на оперирания крайник с 16 мм в своите проучвания(183). По-късна серия от 333 случая (Woo и Morrey, 1982г.) показва средно 10 мм постоперативно удължаване(186). По- късни проучвания от 90-те г. на 20-ти век показват значително подобрение в резултатите. Edeen и съавт. През 1995 г. съобщават за средна следоперативна разлика от 9,7 мм.(64), а Jasty (1996г.) показва удължаване м-у 0,5 и 4 см. При 40 от общо 85 пациенти, като само при 2 е имало скъсяване, като резултатите след рехабилитационните мероприятия са със значително подорение (86). Eggli през 1998г. съобщава за използване на техника за предоперативно планиране с шаблони, чиято основна цел е елиминиране на НЕДК(66). Представените резултати показват постоперативно измерена НЕДК рентгенологично средно 0,2 см ±0,1 см, като само 6 % от случаите са с разлика в дължината на крайниците повече от 6мм. Ranawat и съавт. (2001 г.) съобщават за постоперативно удължаване от 9мм и скъсяване от 7 мм. в серия от 100 проследени пациенти, като средната разлика е 2,62 мм (132,133). Още по- скорошни проучвания показват следните зависимости. Della Vale et al. през 2005 г. показват средна разлика в дължината на крайниците от 1,71 мм при 103 пациенти от 139, при които контралатералната страна не е засегната(59,60).

Това подобрение е следствие от много фактори, като подобряване и усъвършенстване на оперативните техники, подобряване качеството и биометричните характеристики на съвременните импланти, по-добри концепции за естеството на проблема като цяло. Но не на последно място трябва да спрем погледа си и върху усъвършенстване на методите за предоперативна оценка на проблема с НЕДК и методите за корекцията и. Именно това еедин от проблемите, който е застъпен сериозно в този труд, като ще се спрем предимно на дигиталните методи за изследване на причината и измерване степента на промяна в дължината на крайника, както и начините, по които може да се реши този проблем и да се допринесе за цялостният опит за разбиране и справяне с този проблем.

За справяне с проблема в корекцията на НЕДК използваме различни методи за изследване и оценка на тази разлика. Те биват клинични и

рентгенологични (79,118,136). За нуждите на този труд тук ще се спрем на рентгенологичните методи, тъй като тук ще разгледаме компютърни методи за асистиране при ЕТБС. Те са от една страна по-точни, от друга са по-лесно приложими. Рентгенографските методи за оценка на НЕДК биват орторентгенографски, телерентгенографски, сканографски и компютър – томографски (187). Те всички са много точни, но не всички от тях са толкова приложими поради редица причини, както от страна на метода, използван за получаване на самия образ, съдействие от страна на пациента и наличието на добре подготвен персонал, което се явява много често и източник на грешки.

Стандартно в практиката се използва фасова рентгенография на таза с двете тазобедрени стави и проксимална трета на двата фемура. Неизползването на графия на целия крайник следва от множество фактори, вече посочени по-горе. Фасовата рентгенография на таза ни дава представа за НЕДК зависима от патология на ТБС и на деформитети в бедрото. Не винаги може да даде информация за функционално скъсяване на крайника, а със сигурност не дава информация за налично скъсяване или удължаване с причина в друг сегмент от крайника. За позицията на пациента при извършването на графията има дискусии. Едни автори препоръчват това да е в изправен стоеж, други в легнало положение. И при двата метода не могат да се коригират получените грешки при контрактури или други деформитети, които да компроментират образа и използваните методи за измерване. При някой пациенти положението на лежане или полуседеж, успяват да повлияят на наличните контрактури. Друго предимство на легналото положение на болния, е че хоризонталната маса е идеален ориентир. От значение е и ротацията на двата долни крайника. За оптимална се смята позицията, при която двата долни крайника са ротирано около 15°. Една схема, представена в проучване на A.H. Shaikh (2017г.) добре илюстрира значението на позицията на рентгеновата маса за определянето на биомеханични показатели, като дължина на крайниците, център на ротация и феморален офсет (фиг.1).



Фиг. 1 Значение на ротацията на долните крайници за фасовата рентгенография на ТБС и използването и за определяне на биомеханични показатели (A. Shaikh, 2018).

Методите за измерване на рентгенографиите, също са различни. Eggly и съавт. (1998г.) използват фасова рентгенография на таза и проксималното бедро, като за ориентири при измерване на дължината на крайниците използват анатомичния център на ротация и най-проминиращата (най-медиалната) точка на малките трохантери, както и до линията на Кьолеровите сълзи(66). Ranawat и стр. (2001г.) и Murpfy и Ecker (2007 г.) използват рентгенография при стоеж като се взема предвид дистанцията от допирателната линия през Кьолеровите сълзи и най-медиалната точка на малкия трохантер(52,118). Abraham и Dimon (1992 г.) използват подобен метод, като тук дистанцията е между линия, допирателна през двата тубера на седалищните кости и малкия трохантер (21). Те също споменават фактите истинска НЕДК и релативна (функционална), която е по-рядка и налага мекотъканна либерация по време на операцията. Woolson и съавт. (1999г.) изтъкват, че Кьолеровата сълза попринцип е по-точна за измерване поради по-близкото и разположение до ставата, а позицията и не се мени в голяма степен при ротация на таза(187). Независимо от това, според болшинството от автори тези методи не са напълно прецизни без налична рентгенова информация за състоянието на останалата част на долния крайник.

Освен предоперативни похвати за оценка и контрол на НЕДК, съществуват и оперативни такива. При едни от тях се използват мануални методи за оценка (Charnley 1979г.). Той описва прийом, при който интраоперативно се палпират малеолите на двата крайника за сравнителна оценка в дължината на двата крайника (47). Подобен прийом, използван

често и в нашата практика, е този, при който се палпират tuberositas tibiae при флектирани долни крайници в тазобедрените и коленните стави. И при двата варианта съществуват източници на грешки, породени от позицията на пациента, която обикновено е латерална. Такива грешки се установяват по-често при пациенти с обезитас или със скелетни деформитети. Освен методи за интраоперативна оценка на дължината, съществуват и различни методи за интраоперативна корекция в дължината, използващи в едни случаи инструментация за определяне и прецизиране нивото на шийната резекция, при други се използват инструментации, подобни на шублер или на други типове маркери и водачи, позволяващи ни интраоперативна корекция в дължинатана крайника. П. Кинов и П. Танчев (2015) предлагат метод за интраоперативна инструментация в помощ при решаване на проблема с НЕДК, съставен от две рамена, едното подвижно спрямо другото, Киршнерови и Щайнманови игли (15,16). Това, само по себе си е вид механична навигационна система при ЕТБС, която сравнена с дигиталните методи на навигация, не отстъпва по редица критерии. За сравнение, при дигиталните методи на навигация е увеличено оперативното време, кръвозагуба, а данните от проучвания не показват големи предимства на компютърните навигационни системи пред инструментация, подобна на по-горе посочената.

При определяне НЕДК чрез дигитални рентгенографии, както и при цялостния процес на ПП при ЕТБС, има необходимост от голяма прецизност в получените стойности при провеждане на измерванията. За тази цел трябва да се обърне по-специално внимание в-у влиянието на фактора на увеличение (ФУ)(68). При ПП на ЕТБС, както и при оценката в НЕДК, трябва да се познава този фактор. За да се избегне този проблем трябва на първо място да се спазят всички изисквания към провеждането на рентгенографията (позиция на пациента, разстояние на рентгеновата тръба до пациента, центраж), както и да се използват различни маркери при извършване на образното изследване, имащи за цел калибриране на получения образ при обработката му впоследствие. Този въпрос е дискутабилен по отношение вида на маркера и най-вече неговото позициониране. Танчев и съавт. (15,16) предлагат използването на метална сфера с диаметър 22 мм. Биха могли да се използват множество и различни маркери с познат диаметър, които да представят възпроизведими резултати. M. Franken и съавт. (2010 г.) провеждат проучване, сравняващо

4 метода за калибрация на рентгеновия образ (68). Първите два използват 28 мм-ова феморална глава, при първия метод – поставена латерално, при втория – медиално на ТБС. При третия метод се използва фиксиран коефициент на увеличение, взет от пилотно проучване. При четвъртия се използва индивидуално прецизиране на дистанциите източник – маса за отделните пациенти. Проучването показва, че най-точни са резултатите при четвъртия метод, следвани от метода, при който калибрационната сфера е поставена медиално на трохантера.

При случаите на ревизионо ендорпотезиране е удобно използването на наличната феморална глава за скалиране на образа, тъй като тя реално се намира в точната област, представляваща обект на изготвяне на предоперативния план(28).

II.2.2. Феморален офсет и център на ротация

При съвременното ЕТБС единствена цел не е само премахване на болката. Ендопротезираната тазобедрена става трябва да има добри функционални характеристики, както и добра преживяемост. За постигането на тези цели значение имат редица фактори, като например дизайн на ендопротезата, материалите, от които са изработени компонентите, метода на фиксация на имплантите, хирургическата техника, соматичен статус на пациента, но една от най-важните задачи за хирурга е да възстанови нормалните биомеханични параметри на ставата, а в случая това са центъра на ротация (ЦР) и феморалния офсет (ФО)(106). Центъра на ротация на ставта се дефинира като точка, около която се извършват движенията. Феморалният офсет представлява разстоянието между оста на фемура и центъра на ротация, като средните му стойности са между 41 и 44 мм(106).

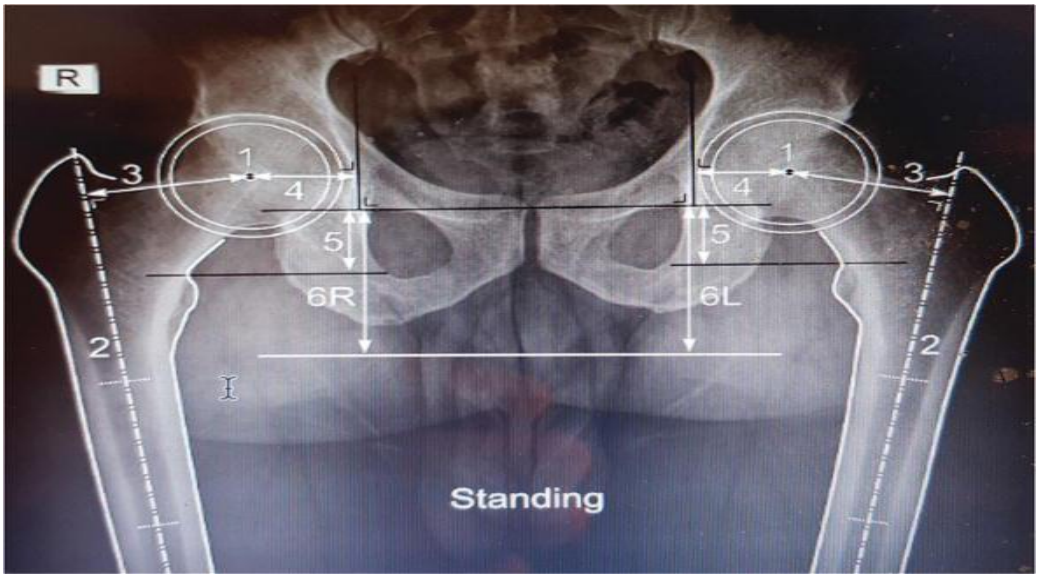
Много автори са работили по този въпрос, като повечето от тях са единни, че неточното възстановяване на тези параметри води до лоши функционални резултати, ранно разхлабване на компонентите и увеличен стрес на границата имплант – кост. Antolic и съавт. (1994 г.) изчислява, че латерализирания офсет увеличава, а медиализирания – намалява силите, действащи върху компонентите на ставата(83). Проксималната позиция също се избягва поради факта, че намалява силата на абдукторната мускулатура, респективно и стабилността на ставата. Като най- лошата, даже забранена позиция, се приема просимално – латералната. При нея е

без особено значение дали ще е по-предно или по-задно, тъй като няма, според Igli и съавт. по – благоприятно функционално значение (23). Като цяло, тези автори заключват, че за нормална ставна функция трябва да се търси колкото се може по-точно възстановяване на биомеханичните параметри на ставата, като по този начин се намалява и вероятността от ранно разхлабване и нестабилност. Натоварването на ставата зависи от изключително значение от медиализацията на ЦР, като дори по-предното му пласиране намалява значитено силите на натоварване върху имплантите (35).

От по-горе казаното следва, че хирургът трябва да има ясна представа за анатомичната позиция на ЦР и стойностите на ФО, за да може по-точно да реконструира биомеханичните параметри на ендопротезата(174). ЦР представлява точка, около която се извършват движенията в ТБС. Познати са понятията феморален, ацетабуларен и тазобедрен център на ротация. При здрава става, ЦР на ацетабулума и на фемура да съвпадат и така да образуват центъра на самата става. Определянето на този център при незасегната става не е проблем на двуизмерна рентгенография, тъй като представлява центъра на окръжност, в която може да се помести бедрената глава (40,67). Трудности се срещат при патологичен процес, засягащ двете ТБС.

Различни методи са описвани за определяне центъра на ротация, които използват анатомични ориентири върху конвенционални или дигитални рентгенови образи. Най-често се използват тези на Fessy и съавт. (1999г.), Pierchon и съавт. (1993г.) и Ranawat и съавт. (1980г.) (67, 128, 132,133). По-горе споменатите използват Кьолеровата сълза като ориентир и/или Кьолеровата линия. O`Sullivan и съавт. (1992г.) доказват достоверността и, като обясняват, че всъщност тя представлява проекционен образ на застъпването на най-дисталната част на медиалната стена на ацетабулума и върха на неговия преден и заден рог(119). Намира се на една равнина с ЦР и не се влияе от наколона, ротацията и верзията на таза. Тя е видима в 93 % от случаите. Другият използван ориентир е Кьолеровата линия, която представлява линия, свързваща най-латералната точка на foramen obturatumи най-латералната точка на аркуатната линия. Намира се задно на ацтабулума(40).

Следната фигура нагледно представя определянето на тези важни при ЕТБС биомеханични показатели (A.H. Shaikh , 2017г.)(фиг.2).



Фиг. 2 Определяне на: 1. Център на ротация; 2. Феморална ос; 3. Феморален офсет; 4. Ацетабуларен офсет; 5. Дължина на бедрото; (Shaikh,2017)

Центъра на ротация лесно се определя, когато патологичния процес не засяга толкова бедрената глава или ацетабулуа, или когато процесът е унлатерален (определяме центъра на ротацията на здравата страна). При билатерално засягане, както и при сериозна деформация на ацетабулума и/или бедрената глава, като ориентир използваме нетолкова деструктираната долно – медиална част на бедрената глава, както и долно – медиалната част на ацетабулума. По тези ориентрии е лесно да се постави окръжност, като центровете на окръжностите на ацетабулума и бедрената глава трябва да съвпаднат(54,164).

Dastane и съавт. (2011) определят и понятието тазобедрен офсет (ТО), като препендикуляр от Кьолеровата линия през ЦР до осевата линия на фемура (55). Познат е също и ацетабуларен офсет (АО), който е най-късата дистанция от ацетабуларния център на ротация и перпендикуляра на линия през Кьолеровите сълзи, перпендикулярна на допирателната им линия. Подобно понятие е и латерализацията на ЦР. От тези параметри може да се изведе понятието глобален офсет, който определя оста на абдукторната мускулатура и силата на действието и. Представлява сумата от ФО и латерализацията на ЦР. Тъй като още от 1935 г. става ясно, че балансът при стоеж на един крак се балансира от абдукторната сила (Pauwels), определянето предоперативно и реконструирането на ФО играе първостепенна роля при ЕТБС(124). От него зависи и постоперативното поведение на ендопротезата и дългосрочните резултати (36). Charnley (1979г.) смята, че колкото повече се латерализира офсета, толкова повече

се увеличава обема движения в ставата и се намалява риска от импинджмънт(46,47). Освен това ФО оказва влияние и върху стабилността на ставата чрез обтягането на меките тъкани. Доказано е , че повишения офсет и повишеното абдукторно мускулно рамо имат положителна корелационна връзка с абдукторната мускулна сила и обем движения в ставата, както и с постоперативната болка и нарушена походка (147). Невъзстановяването на ФО може да доведе до накуцване, нестабилност на ставата и по-ранно износване(178). Някои автори, от своя страна, смятат, че увеличения офсет може да доведе до болки в областта на големия трохантер, както и да причини натоварване и микродвижения на фемралната компонента(44). Увеличава се и огъващия момент на ендопротезата (36). Това обаче е с не особено съществено значение предвид съвременните ендопротези, които са със значително повишени механични качества. Въпреки това, увеличения ФО води до по-голямо напрежение върху медиалния кортекс на фемура и съответно върху медиалната циментна мантия, което от своя страна води също до ранно разхлабване на ендопротезата.

Феморалният офсет при ЕТБС зависи от няколко фактори от страна на ендопротезата: шийно – диафизарен ъгъл, големина и позиция (медиално – латерално) на ацетабуларната компонента, големина и дълбочина на инсериране на феморалната компонента, дължина на шийката на главата на ендопротезата, верзията, позиция на феморалното стебло – варус/валгус(14).

Шийно – диафизарния ъгъл на феморалните компоненти е фабрично определен за повечето видове протези. Съществуват и такива с фабричен варус или валгус, към които често се прибягва при някои случаи в практиката.

Дълбочината на инсериране на феморалното стебло е фактор, зависещ от анатомичните особености на фемура у конкретния пациент и от остеотомията на бедрената шийка (17). Дълбочината на инсериране определя пряко феморалния офсет, като при по-голяма дълбочина е необходим по-голям офсет за осигуряване на стабилност в ставата.

Ацетабуларната и феморалната антеверзии и като цяло позицията им във фронталната равнина са също определящи офсета. Те зависят от опита и техниката на оператора. Медиализацията и латерализацията на АК,

както и инсерирането и в анатомичния център на ставата или в близък до него играят ключова роля във възстановяването на офсета на ставата. Доброто предоперативно планиране на предстоящата реконструкция също е от съществено значение.

По-горе споменатите фактори говорят в полза на рутинното използване на стебла с максимална вариабилност в размерите и начина на фиксация, използване на стебла с латерализиран офсет, както и за техники, които да позволяват предоперативно по-точното определяне на биомеханичните параметри и планиране на начините за тяхната реконструкция, особено в комплексните случаи или случаите при ревизионно протезиране. При последните често, освен реконструкцията на нормалната или близката до нея биомеханика, хирургът се изправя и с проблемите на костната загуба и затруднена фиксация на имплантите. 3-д реконструктивните методи, използващи КТ – образи и 3-д принтиране на модели, биха дали по-точна и подробна информация относно анатомията и патологията в конкретните случаи, като по този начин биха спомогнали за по-прецизното възстановяване на биомеханиката на ставата при нейното ендопротезиране.

II.3 Комплексно ендопротезиране на ТБС

Комплексното или трудно ЕТБС представлява такова, свързано с редица технически трудности или повишаващо значително рисковете от функционални, неврологични и/или инфекциозни усложнения. Пациентите, които се включват в тази група, са такива с редица костни или мекотъканни дефекти в областта на ТБС. Според Джеров (1985г.) тези процедур се определят още като атипично ЕТБС (8). Случаите, които подлежат на подобна процедура, могат да бъдат общо класифицирани по следния начин:

1. Дисплазична ТБС (без или с луксация);
2. Protrusio acetabuli;
3. Тежки остеонекрози;
4. Усложнения след фрактури на ацетабулума или бедрото с или без наличие на остеосинтезен материал;
5. Невро- мускулни заболявания;
6. Скелетни дисплазии;

7. Случаи след предишни операции на ТБС (коригиращи остеотомии, артродези или др.);

Към тези случаи могат да се добавят и тези с ревматоиден артрит, тежка коксартроза с масивни остеофити, както и състояния след инфекции на ТБС.

Поради значителните технически трудности и повишените рискове при тези процедури, компютърните методи за планиране и асистиране при ЕТБС могат да намерят широко приложение и да са от изключително значение за подобряване на резултатите от такива процедури. Изисква се задълбочена предоперативна оценка на редица фактори, като коморбидитет, допълнителни образни изследвания, оперативен достъп (46). Възстановяването на основните биомехнични параметри, като ЦР, ФО, НЕДК са значително затруднени, в съображение тук влиза използването на валгусни стебла, както и такива с латерализиран офсет (120). Често обработката на бедрения канал също представлява трудност при ЕТБС на такива случаи. От страна на ацетабулума също се срещат проблеми, за чието решение често се налага използването на джъмбо – размери ацетабуларни компоненти, антипротрузионни кейджове, малки по размер капсули, аугменти, ало- и автокостни прсадъци и др. Компютърните методи биха ни дали по-конкретна и по-пълна информация за избор на оперативна техника, използване на специфичен инструментариум, подготовка на материали за остеопластика и преодоляване на костни дефекти, избор на подходящи импланти. Наред с това, специализираните софтуери за планиране и методите на 3-д реконструкция и 3-д принтиране ни помагат и при рутинните определяния на биомеханичните параметри, като ФО и ЦР и корекция в НЕДК, както и за определянето на размера и позиционирането на импланта, които са основни фактори за добрия постоперативен резултат (63).

Накратко ще разгледаме различните категории случаи при комплексно ЕТБС, както и най-често срещаните проблеми, пред които се изправя хирургът, и някои съвременни аспекти, влизащи в съображение при излизането от някои комплицирани ситуации.

Дисплазичната тазобедрена става е една от честите причини за вторична коксартроза. Тази нозология представя една богата гама от

разнообразни по анатомичен субстрат случаи, пред които хирурга може да се изправи, притежаващи характерни особености(25):

- Състояния с плитък (дисплазичен) ацетабулум;
- Сублуксация или пълна ниска или висока луксация с формиране на нов вторичен, фалшив ацетабулум (неокотил) ;
- Луксацията от своя страна води но невроваскуларни изменения поради ретрахирането на меките тъкани;
- Малка, хипопластична, често сериозно деформирана бедрена глава с къса и тясна бедрена шийка;
- Хипоплазия на проксималната част на фемура с тесен медуларен канал;
- Повишена феморална антеверзия (ФА);
- Задноориентиран голям трохантер с компроментиране на абдукторното рамо;

Налични са няколко класификации в литературата, имащи за цел да дадат представа за правилният оперативен подход при вродена тазобедрена дисплазия. Една от най-използваната такава е тази на Crowe и стр. (1979 г.), според която се формират 4 класа в зависимост от степента на изместване на шийно – главочния сегмент спрямо общата темпорална кост на таза (52). Друга класификация, която изглежда доста по-практична и намира широко приложение, е тази на Hartofilakidis и Karachalios (2004г.), според която дисплазичните тазобедрени стави се разделят на 3 типа, съответно дисплазична ТБС, ниска и висока луксация, които пък от своя страна биват предни, интермедиерни и задни (77). При първия тип от тези класификации се използва стандартен оперативен подход, както с цимента, така и с безцементна фиксация на компонентите, като понякога се налага аугментация на покрива на ацетабулума. При останалите случаи, според Charnley и Feagin (47) не бива да се извършва ендопротезиране. Това схващане е с историческа значимост, тъй като съвременния дизайн и технология на изработка на имплантите позволява реконструкция на тази патология. При случаите с луксация се препоръчва извършва субтрохантерна скъсяваща и/или деротативна остеотомия с изваждане на сегмент от фемура, както и транстрохантерна остеотомия с дистализиране и латерализиране на големия трохантер, или комбинация между горепосочените (108,140). За възстановяване на центъра на ротация се препоръчва да се използва анатомичния или такъв, близък до него. От това зависи и преживяемостта на АК и добрата биомеханика и функция на

ставата. Редица техники са описани във връзка с възстановяването на ЦР, като медиална протрузионна техника (3), както и техники с укрепване с костен присадък или с аугмент. Ацетабуларната компонента би могла да се пласира и във висока позиция, което спестява рисковете от преразтягане на н. ишиадикус, както и трудностите от операцията, но крие зад себе си ранното износване и/или разхлабване на компонентите на ендопротезата. По отношение на пласиране на феморалната компонента и възстановяване нееднаквостта на крайниците, някои автори препоръчват 2-4 см. Възстановяване в дължината, а според други би могло и до 7 см в зависимост от интраоперативната оценка на ретракцията на меките тъкани и н. ишиадикус, като се използват мускулни освобождавания. Различни са и препоръките по отношение на трохантерните остеотомии. Дигиталните техники намират приложение за асистиране при дисплазините случаи (108, 192).

Protrusio acetabulli Представлява състояние на прогресивна протрузия на бедрената глава и шийка медиално и в малкия таз (25). То може да бъде първична или вторична находка. При първичната ротрузия се засягат предимно жени на средна възраст. Случаите с вторично *protrusio acetabulli* се свързва с редица системни заболявания, като синдрома на Марфан, ревматоиден артрит, сърповидно – клетъчна анемия, болест на Пейджет, състояние след фрактура на ацетабулума и др. Наличие на протрузия на ацетабулумасе среща и при наличие на ендопротеза на тазобедрена става с протрузия на ацетабуларната компонента, но това ще бъде разгледано по-обстойно при ревизионното ендопротезиране на тазобедрената става. Главен проблем при този тип случаи е реконструкцията на центъра на ротация и възстановяване на дължината на крайника (крайниците). За целта е необходимо центъра на ротация да се латерализира. Трудноситите се срещат в избора на фиксация, избора на дизайн на имплант, използвана хирургична техника, луксация на ставата, римериране на ацетабулума (неговата периферия без медиализация). При реконструирането на случай с протрузио ацетабули трябва да се вземе предвид нивото на резекция на бедрената шийка, за да не се удължи крайника се препоръчва ниска остеотомия, често се използват и офсетни стебла. (25). Понякога може да се използват и антипротрузионни кейджове, джъмбо- размери ацетабуларни компоненти, но се набляга на важнотта от възстановяване на

анатомичния център на ротация или в рамките на 10 мм. от него, за да има добра преживяемост на имплантите.

Случаите с вторична артроза след фрактури на ацетабулума и проксималния фемур с или без наличие на остеосинтезен материал представляват трудни за разрешаване случаи. При тях често нормалната костна анатомия е компроментирана - откриват се костни дефекти, зони на несрастване, масивни остеофити и ектопични осификати. За планирането на подобни случаи се изисква подробно образно изследване (освен онвенционалните рентгенографии) – КТ на таза и проксималната 1/3 или 1 /2 на фемура. Това дава представа за по-горепосочените патологични изменения и помага при избора на хирургична техника, достъп, дизайн и размер на имплантите, необходимост, тип и количество на използваните костни заместители, използването на аугменти и др. Винаги, когато една фрактура е лекувана с кръвна репозиция и метална остеосинтеза, съществува риск от наличието на инфекция. За тази цел по протокол се извършва пункция на засегнатата става и изследване на серумния С-реактивен протеин и СУЕ. Независимо от това, хирургът винаги трябва да е подготвен за двуетапна реконструкция с поставянето на антибиотичен спейсър и на втори етап да се реконструира дефинитивни ставата. По отношение наличието на остеосинтезния материал трябва да се уточни какъв е и да се подготви предварително инструментариумът за неговата екстракция. КТ на таза с 3-д реконструкция и по възможност 3-д принтиране на анатомичен модел би била незаменима в подобни ситуации. Не винаги е необходимо да се премахват всичките остеосинтезни материали, но понякога е наложителна разширена дисекция на меките тъкани за ревизия и екстракция на имплантите. Ако наличието на имплант в непряко съседство с ацетабулума не би попречило на обработката и имплантацията на ацетабуларната компонента, то не е необходима неговата екстракция. При съмнения за наличието на инфекцията, необходимо е остеосинтезният метериал да се екстрахира, а реконструкцията на ставата да се прекрати. Като цяло, посттравматичните случаи, особено тези след фрактура на ацетабулума, имат по-малка преживяемост на имплантите, спрямо случай на ендопротезиране по повод първична артроза (115)

Случаите с невромускулни заболявания представляват доста всеобхватна група пациенти, които могат да се разделят на две основни групи – такива с повишен мускулен тонус (ДЦП, паркинсонова болест, др,), и такива с понижен такъв (състояния след полиомиелит, миеломенингоцеле, сидром на Даун, наличие на вяла парализа след травма и др). Тук индикациите за реконструкция на ставата са луксация или висок риск от такава, прогресиращи дегенеративни изменения. Постоперативния риск при тези случаи е свързан най-вече с луксация на ставата. За тази цел тук в съображение влиза използването на антилуксационни капсули и инсърти (тип Constrain), както и двойноподвижните такива (dual mobility). При планирането на тези интервенции е много важна оценката на мекотъканния статус, като предварително могат да се извършат тенотомии, както и разширено освобождаване на меките тъкани по време на реконструктивната операция(25).

II.4 Ревизионно ендопротезиране на ТБС

Ревизионното ендопротезиране на тазобедрената става представлява една доста по-сложна, тежка, често свързана със значително по-голям процент на усложнения операция, за разлика от първичното ЕТБС (10). Често резултатите след ревизионно ендопротезиране са по-малко задоволителни. В последните години, поради прогресивното увеличаване на случаите с първично ЕТБС, случаите, изискващи ревизия, се увеличават, като се и увеличават проблемите, пред които се изправя реконструктивният хирург (25).

Основната индикация за ревизиране на ЕТБС е болката, въпреки това ревизия може да се извърши и при не-толкова сигнификантна болка, но при наличен проблем, който ако не бъде третиран навреме, би могъл да доведе до многократно затрудняване на ревизионната операция в бъдещ аспект (49).

Причините, които водят пациентите с наличие на тазобедрена ендорпотеза, до ревизионно протезиране, могат да се разделят на следните (49):

1. Асептично разхлабване на компонентите на ендопротезата;
2. Масивна костна загуба;
3. Фрактура на имплантите или други механични причини, свързани с компонентите;

4. Луксации;
5. Перипротезни инфекции;
6. Перипритезни фрактруи;

Една от най-честите причини, водещи до ревизионно ендопротезиране, е асептичното разхлабване на компонентите. При това състояние, както и при другите етиологични причини, основен проблем е справянето с костната загуба и осигуряването на стабилна фиксация на имплантите (135).

Костните дефекти могат да се класифицират по няколко класификации, най-често използваните от които са тези на Американската асоцияция за ортопедична хирургия и тази на Paprosky (151,156,157). Двете се разделят съответно за костни дефекти на фемура и на ацетабулума. Ацетабуларните костни дефекти могат да възникнат поради няколко причини: 1. Остеолиза, предизвикана от износване, разхлабване или инфекция; 2. Ексцесивно отнемане от костта при предходна реконструктивна процедура (първична ендопротеза, ацетабуларна ревизия, рисърфейсинг); 3. Съществуващ дефект поради фрактура или дисплазия; 4. Нарушаване на костта поради невнимателно отстраняване на ацетабуларна компонента или цимент;(50,53).

За класифициране на ацетабуларните коснти дефекти, в практиката намират приложение класификациите на AAOS и тази на Папроски(60). Въпреки, че класификацията на Американската асоцияция за ортопедична хирургия описва доста подробно костните дефекти, не винаги е особено лесно да се прецизират на конвенционални рентгнографии. За тази цел е създадена класификацията на Папроски (Paprosky et all., 1994 г.), която е базирана на рентгенографски и интраоперативни находки (121). При нея категориите се определят въз основа на отношението на ацетабуларната компонента към подлежащата кост, както и от състоянието на костта, дефинирано спрямо някои костни репери. За феморалните костни дефекти AAOS и Paprosky класификациите са също най- често използваните (156,157). Описаниса по-подробно в следващите раздели от настоящия труд.

В практиката съществуват редица техники и средства за справяне с проблема на костната загуба при ревизионното ендопротезиране(170,189,190). За реконструиране на ацетабулума за

налични джъмбо – размери капсули, използването на аугменти, антирпотузионни кейджове(106), индивидуални импланти(22), като в болшинството от случаи се прибягва и до използването на костни заместители (синтетични или алографти)(36) или автотрансплантация(198). Описвани по-подробно от литературата, в частност в клиниката по Ортопедия и травматология на УМБАЛ „Царица Йоанна – ИСУЛ" са използваните капсули тип трабекуларен метал с/без използване на аугментация, даващи много добри резултати както в краткосрочен, така и в дългосрочен план (1).Важно за дългосрочните резултати, е възстановяването на ЦР(78).За решаването на проблема с феморалните костни дефекти се описват още по-голям спектър от техники и импланти и комбинации от тях – използване на ало- и авто костни графтове, синтетични костни заместители, циментни и безциментни техники за фиксация на феморалното стебло, модулни стебла с различни размери и форма, дълги, покрити с порьозно покритие или хидроксиапатит стебла, стебла с дистална трансфиксация, в редки случаи се прибягва и до използване на т.нар. туморни протези при наличие на коснта загуба тип Папроски 4 (18).

Друг проблем е и екстракцията на компонентите, в частност – на феморалната компонента. Често е наличен костен цимент при циментно-фиксирани феморални компоненти(144). Дискутабилен е въпросът „за" или „против" остеотимията. Най-често използваната е разширената трохантерна остеотомия с оформянето на костно-мекотъканно ламбо(156). Често се използва и напречна/коса интертрохантерна остеотомия. В миналия век използването и е било противоречиво, като авторите не са препоръчвали техниката(21). В съвремието обаче процедурата е златен стандарт при ревизионната тазобедрена хирургия, като резултатите са изключително добри(102).

Определянето при всеки конкретен случай на дизайна и размера на компонентите при подобни случаи е изключително предизвикателство. Необходимо е изготвяне на план, включващ всички възможни усложнения, както и план на тях съответно. Конвенционалните рентгенографии в повечето случаи не са достатъчни и не дават пълна и изчерпателна информация за истинското състояние. В този ред на мисли не е напълно достатъчно предоперативното планиране, използващо двуимерен образ. То дава представа на хирурга за биомеханините

параметри на ставата и как бихме могли да ги реконструираме, но не дава пълна представа за справянето с проблема избор на подходящ дизайн и размер на ендопротезните компоненти, типа на фиксация, състоянието на костта, към която ще се фиксират и пълна оценка на костната загуба и евентуалното нейно заместване. При този тип случаи е уместно провеждането на КТ – изследване, което да се използва за дигитална обработка, 3-д реконструкция и създаване на 3-д анатомични модели в реален размер, които да дадат екс – виво информация на хирурга за същността на проблема и да прецизират плановете за действие в операционната зала.

II.5Техники за дигитално предоперативно планиране

Дигиталните методи за предоперативно планиране, например CAD-софтуери, предназначени за технически и индустриални чертежи, както и специализирани софтуери за целите на ортопедичната и травматологичната хирургия (MediCAD, TraumaCAD, EndoМари др.) предоставят изключителни възможности за решаване на проблема с НЕДК(53). Те, от една страна, дават дигитална среда за работа първо на диагностичния образ. Дигиталната рентгенография има много повече предимства пред конвенционалната, а в съвременната медицина почти напълно е заменила използването на конвенционалните рентгенови снимки. Дигитализирането на рентгенографските образи дава възможност, от една страна, да се обработва качеството на образа, да се прецизира фактора на увеличение, да се извършват по-прецизни измервания, а от друга – по-лесно се съхраняват в архив и обработват(172). Определянето на ориентирите при извършване на замерванията е по-прецизно и лесно изпълнимо, като се намаляват респективно и източниците на грешки. Съвременните операционни системи, създадени за целите на ортопедичната хирургия, използват филтри за обработка на образа, които могат да коригират и някои артефакти от страна на рентгеновия образ. Те дават предимства по отношение на улесненото определяне на анатомичните ориентири и получените размери при оценка в НЕДК, както и при определянето на други биомеханични фактори при ЕТБС. Този труд има за цел да проучи предимствата и недостатъците на съвременните специализирани компютърни методи при предоперативно планиране на

ЕТБС, сравнени с конвенционалните методи и използването на масовите CAD-софтуери, имащи по-широко приложение в индустриалната сфера.

Дигиталното предоперативно планиране представлява алтернатива, която не е свързана с големи разходи и спестява много време. Според Jolles et al. (2007 г.) методът трябва да има някои характеристики:

- трябва да е базиран на стандартни рентгенографии;
- трябва да има лесен за усвояване и ползване интерфейс;
- трябва да помага за автоматизацията на процеса и по този начин да пести време;
- трябва да е приложим за различни модели ендопротези(97).

До 1998 г. в литературата се откривт малко източници, представящи възможностите на CAD – софтуер, който принципно се използва за проектиране в архитектурата (146). След това се появяват няколко труда, сравняващи конвенционалното и дигиталното предоперативно планиране. Jolles и съавт. установява, че няма статистически значима разлика между двата метода(97).

Berthram и съавт. (2006 г.) показват, че при дигиталното планиране се постига по-голяма точност при определянето на ацетабуларната компонента(35). По отношение на феморалната компонента и други изследвани фактори в серията, не се извеждат статистически значими разлики.

Davila и съавт. (2006 г.) изследва 36 пациенти, планирани с EndoMap софтуер. Ацетабуларната компонента при 39 % от случаите е планирана точно, 86% - в рамките на 1 р-р, 92 % - в рамките на 2 размера, а 100 % - в рамките на 3 размера. По отношение на феморалната компонента, 19% са точно планирани, 72% - в рамките на 1 р-р, 94% - в рамките на 2 размера, и 97 % - в рамките на 3 размера(53).

В по-късни проучвания се наблюдават по-убедителни данни в полза на дигиталните методи за предоперативно планиране.

Kosashvili и сътр. (2009г.) сравняват техниките на конвенционално и дигитално предоперативно планиране. В литературата това е едно от първите проучвания, които дават статистически значима преднина на дигиталното спрямо конвенционалното предоперативно планиране(105).

Whiddon и съавт. (2011г.) анализират случаи на предоперативно планиране, използващи конвенционални и дигитални методи(191). При първата група тоността в рамките на 1 размер за ацетабуларна и феморална компонента е съответно 78% и 90 %, за разлика от групата, планирана с конвенционални методи – съответно 67% и 82 %. Не се установява влияние на БМИ върх предоперативното планиране при дигиталното планиране(191).

Riddick и съавт. (2014 г.) представя своите резултати при дигитанлното предоперативно планиране. Резултатите по отношение точността на ацетабуларната и феморалната компонента са съответно 87 % и 92 %(151).

Gambleги съавт. (2016г.) също сравняват двата метода. Техните резултати по отношение точността на феморалната и ацетабуларната компонента при дигиталния метод за планиране са 85% и 80 %, в сравнение с конвенционалното планиране – 85% и 60 % за феморалната и ацетабуларната компонента(72).

Holzer и сътр. (2019 г.) изследва 632 пациенти, при които е имплантирана безциментна тазобедрена ендопротеза. Получените резултати също са в полза на използването на дигитални методи. Тук внимание се обръща повече на опитността на хирурга, извършил планирането(84).

Strom и стр. (2017 г.) проучват ретроспективно планиране на 36 случая, при които е извършено ендопротезиране на тазобедрената става с ендопротези с механична фиксация. Използваният софтуер е EndoMap. Установяват добри резултати по отношение на точността при планиране на ацетабуларната и феморалната компонента, но по отношение на дължината на шийката не се установяват толкова добри резултати.

Stigler et al (2017г.) използват специализиран софтуер, като нововъведеното при тях е допълнителната фасова графия на засегнатата страна. Те установяват добри резултати, сравнени с контролните си групи, изполващи само стандартната фасова обзорна графия на таза и групата, използваща конвенционален метод за преоперативно планиране(177).

Не толкова описан стои въпроса при използване на компютърните софтуери за предоперативно планиране при случаите на ревизионно ендопротезиране.

Klauser и съавт. (2001 г.) изследват 100 случая при които е извършена ревизия на тазобедрена ендопротеза. Случаите са планирани конвенционално(104). При 85 % от феморалните компоненти е постигната точност в рамките на 1 р-р, а по отношение на ацетабуларната компонента – съответно 78 %.

Още няколко съобщения в литературата са изследвали значението на предоперативното планиране при ревизионни случаи, но при тех се говори основно за мениджмънта на ресурсите, а не за истински план на реконструкцията(32,164,173, 183).

Липсата на литературни данни, говорещи за предимства или недостатъци на дигиталното предоперативно планиране при ревизионно ендопротезиране на тазобедрената става, прави този проблем актуален и значим. Целта на този труд е извеждане на зависимости, доказващи или отхвърлящи ползите от дигиталното предоперативно планиране при ревизионно ендопротезиране на тазобедрената става.

II.6 3-D техники за предоперативно планиране при ЕТБС

3-д реконструкциятя и 3-д принтирането представляват революционни и бързоразвиващи се технологии, които намират приложение и в медицината. Приложенията могат да се категоризират в няколко аспекта: биопринтиране на тъкани и органи; създаване на индивидуални протези, импланти и анатомични модели; в химико-фармацевтичната индустрия. Тези методи имат редица предимства, но остават все още недостатъчно проучени и приложението им в масовата медицинска практика все още е ограничени, като в частност ЕТБС.

През 2016 г., Sariali и сътр. представят проучване, при което сравняват 2-д с 3-д дигитално предоперативно планиране. Те сравняват 30 случая, планирани по двата начина от двама изследователи. При използването на 3-д софтуер за предоперативно планиране, 96 % от ацетабуларните компоненти са планирани точно, а феморалните – 100 %, за разлика от 2-д метода, който дава 43 % точност при определянето и на двата компонента(60).

Използването на компютърни методи за 3-д реконструкция в хирургията започва някъде през 1980-та година за целите на лицево – челюстната хирургия, когато е установено, че образи от КТ могат да бъдат използвани за получаване на 3-д образи (167). С годините 3-Д методите за реконструкция претърпяват значително развитие и навлизат все по-широко в хирургичната практика, в частност за нуждите на ортопедо – травматологичната хирургия(42). В последните години се разработват специализирани софтуерни програми за 3-д предоперативно планиране на случаи с патология на ТБС- MediCAD hip 3D, ZedHip, TraumaCAD, Ortoma Plan (Zeng Y., 2014г.;Lattanzi R. 2002г.). Тези програмиизползват 2-д срезовете от КАТ изследване, като пресъздават виртуално анатомията и патологията на ТБС, създавайки триизмерен модел, разполагат с инструменти за точно и лесно определяне на биомеханичните показатели (ФО, ЦР), спомагат коригирането в НЕДК, дават възможности за определяне на дизайна, размерите и позициониране на компонентите на ендопротезата, както и за виртуално тестуване обема движения в ставата. Изключително полезни са при планиране на случаи с комплексно ЕТБС, в частност случаи с вродена дисплазия на ТБС, особено при случаи с луксация по Crowe 3-4, при протрузио ацетабули, масивни костни дефекти, посттравматична патология, състояния след реконструктивна хирургия на ТБС и при ревизионното протезиране(79). Описвани са случаи на използването на метода при раменно ендопротезиране(187).

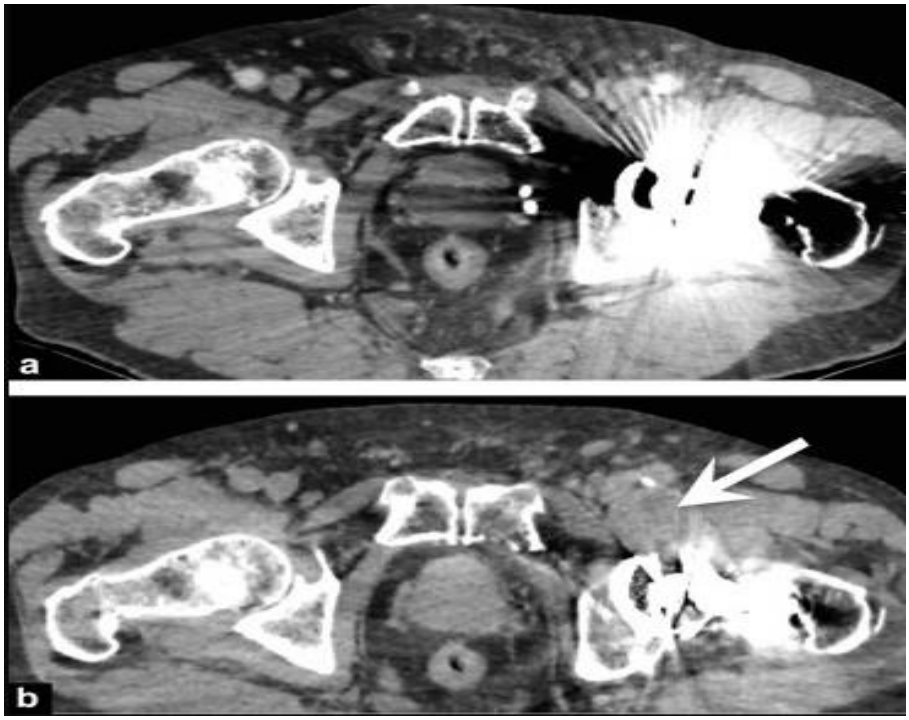
Друг аспект на съвременните методи за 3-Д реконструкция е принтирането на 3-д анатомични модели в реален размер от различни материали (87). Те имат за цел подпомагане на предоперативното планиране директно от хирурга, като дават една по-добра представа от всякакви образни методи по отношение на анатомията и патологията, дават възможност за „проиграване екс виво" на опрацията, при което по-точно да се прецени оперативния план и избягването на евентуални затруднения и усложнения, като например ацетабуларни и феморални ятрогенни фрактури, колебания относно размера и ориентацията на компонентите, необходимост от извършване на остеотомии или използване на костни заместители или други реконтруктивни средства.

Методите за 3-д принтиране намират приложение също и за създаване на пациент – специфични инструменти (PSI), които да се използват като своеобразна индивидуална навигация при конкретни

пациенти с коплексно ЕТБС(184). В съвременната реконструктивна хирургия най-широко приложение намират при ендопротезиране на раменната става(82), както и в гръбначната хирургия(82). Приложението им, обаче, при ЕТБС, намира доста по-ограничени приложения.

За да бъде възможно прилагането на методите за 3-д реконструкция и 3-д принтиране в условията на ортопедо – травматологичната хирургия, в частност за нуждите на ЕТБС, е необходимо полуаването на качествен КТ – образ(31, 129). Често срещан проблем при извършването на КТ при наличие на тазобедрена ендопротеза или други импланти, е получаването на артефакти поради наличието на метал. Това се описва с феномена на „протонен глад" поради наличието на метал или друг материла, който тотално спира пътя на рентгеновите лъчи.

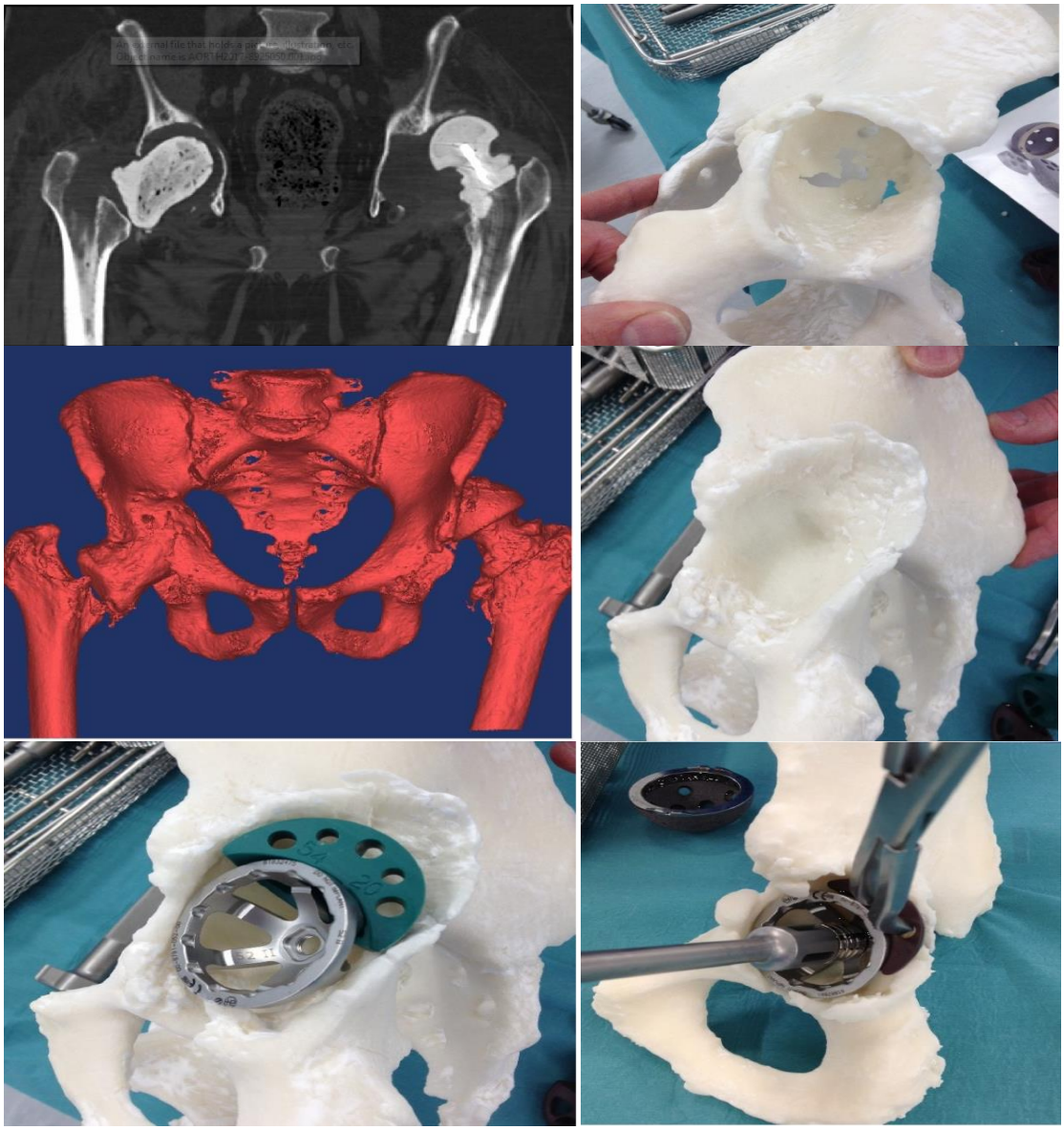
За тази цел, след множество проучвания, A.Blum и съавт. през 2016 г. публикуват протокол за подобряване на получения образ при извършването на КАТ на таз с наличие на тазобедрена ендопротеза, като по този начин получават възможно най-изчистен образ. Според горепосочения автор това става с намаляване на подаваното на апарата напрежение и тока за един оборот на рентгеновата тръба – до 120 KV и 100 – 200 mAs (фиг.3). Според други автори (Trenton D. Roth и съавт., 2012 г.), не трябва да се намалява напрежението, а да остане 140 kV, големината на тока за цикъл на рентгеновата тръба да бъде 350 – 450 mAsпри наличие на тазобедрена ендопротеза едностранно, и 450 – 650 mAs – при наличие на ендопротеза билатерално.



Фиг. 3Представена разлика в КТ – образа при един и същи пациент, при А е използван конвенционален подход при извършване на КТ на таза, при Б – използването на по-горе описания от авторът алгоритъм за намаляване на причинените от наличието на метал артефакти (Blum, 2016).

Като илюстрация на по-горе изложените ще дадем пример с няколко проучвания върху дигиталните 3-д реконструктивни методи за планиране и методите за 3-д принтиране.

Andrew Hughes и сътр. през 2017 г. представят 2 случая с ревизионно протезиране на ТБС след инфекция, наличие на циментен спейсър и костна загуба. Те създават 3 – д модели в реален размер и извършват екс виво планиране на оперативната интервенция, в която определят размера на ацетабуларната компонента, наличието и размера на аугмента, размер на антипротрузионен кейдж, проиграват пласирането на винтовете. С тези свои действия установяват, че тази техника с използване на 3-д модел в реален размер има много предимства пред конвенционалните техники за ревизионно ендопротезиране на ТБС по отношение определяне на дизайна и размера на компонентите на ендопротезата, съумяват по-точно да реконструират дефекта(фиг.4).

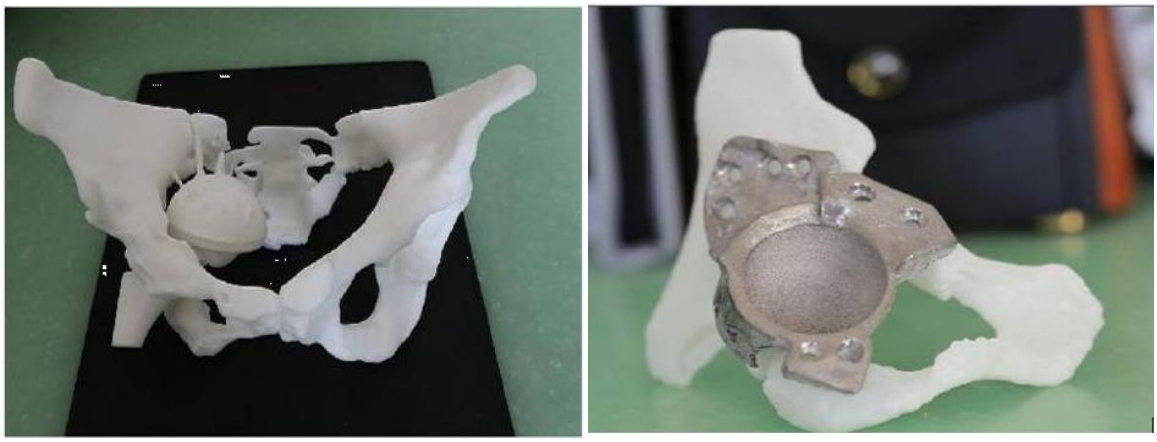


Фиг.4 Обработка на 3-Д принтиран модел (Hughes et al.)

В литературата се срещат редица единични случаи, при които са използвани техники за 3-д принтиране на пациент – специфични импланти(95). Никъде в подобни публикации не се срещат описани резултати в дългосрочен план, както и проучване на серии от подобни случаи. Малко са сериозните проучвания по този въпрос, които дават информация дали има наистина предимства и дали си заслужава скъпата цена от прилагането на подобни техники(85, 86, 107, 184).

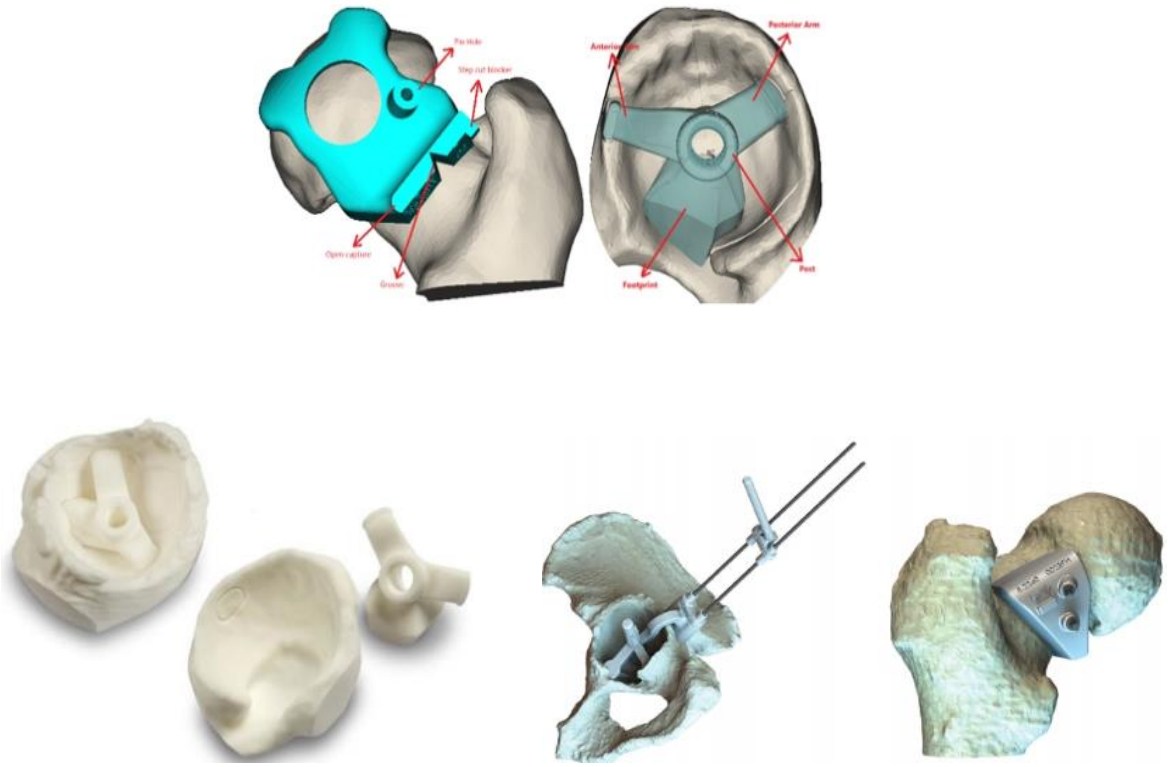
В една серия на Shashan Wang и съавт. включват 74 пациенти, при 57 от които е прилагана конвенционална техника, при останалите 17 е използвана техника за 3-д принтиране на модели и индивидуални импланти(фиг.5). Уастановяват се противоречиви резултати – при групата

с 3-д принтиране се наблюдава по-добър резултат по отношение на Harris - hip score, за съжаление, нивото на инфекции и костна загуба е по-голямо в сравнение с групата, при която са приложени конвенционалните методи(176).



Фиг. 5 Индивидуална ацетабуларна компонента (Wang S.)

Методите за 3-д принтиране намират приложение също и за създаване на пациент – специфични инструменти (PSI), които да се използват като своеобразна индивидуална навигация при конкретни пациенти с първично и коплексно ЕТБС. PSI датира от 1998 г., когато е приложена тази техника за навигиране при пласиране на педикуларни винтове в гръбначната хирургия. В последствие намира широко приложение и в реконструктивната хирургия на раменна, колянна и други стави (82). Приложението им, обаче, при ЕТБС, намира доста по-ограничени приложения. Въпреки това, в литературата се срещат автори, проучвали техниките за 3-д създаване на пациент – специфични инструментаци за определяне нивото на резекцията на бедрената шийка и за навигиране на римирането и правилното позициониране на ацетабуларната компонента (фиг. 6). Няколко публикации се срещат в литературата, представящи клинични случаи, използващи анатомичен модел в помощ при планиране на случаи с тазобедрена дисплазия, тазови и бедрени коригиращи остеотомии,както и патология в области на ортопедията извън тазобедрената става(196).



Фиг. 6 Пациент – специфична инструментация (Henckel, 2018).

Johann Henckel и съавтори през 2018 г. публикуват метаанализ от няколко проучвания в тази насока и заключват, че резултатите по отношение правилното ориентиране на ацетабуларната компонента са по-добри, отколкото тези, при които не се използват подобни инструментации(82).

От страна на пациента 3-д компютърните методи дават редица предимства. относно времетраенето на операцията, краткосрочните и дългорочните резултати(98). Касаейки се до методите на 3-д реконструкция и планиране, налични са единични клинични проучвания, които дават добри резултати при 5-годишно проследяване на 154 пациенти, при които е планирана ЕТБС със софтуери за 3-д плаиране. Още по-оскъдна информация имаме за методите на 3-д принтиране, използвани в тази насока. Поради тази причина тези методи представляват интерес за научно проучване(79,85, 95,107,184.

II.7 Други компютърни техники при ЕТБС – навигация и роботизирана хирургия

Методите за навигация при ендопротезиране на тазобедрената става биват:

-Конвенционална интраоперативна навигация

-КТ – навигационни системи

-Флуороскопски методи за навигация

Навигационните методи при ЕТБС имат за цел прецизиране при позициониране на компонентите на изкуствената става(51). Особено внимание се обръща на правилното позициониране на ацетабуларната компонента, която трябва да е в границите на т.нар. «безопасна зона» на Lewinnek, която е 40º± 10° инклинация, и 15° ± 10° антевертзия, като комбинираната антеверзия трябва да е в границите на 20 – 30 градуса. Ролята на навигацията е да се избегнат грешките в позиционирането на ацетабуларната компонента, като по този начин се редуцира ранната нестабилност и късната загуба на фиксация на протезата(123).

Системи за хирургическа навигация

Те предоставят на оператора в реално време необходимата информация по време на операцията, като не пречат на дейността на хирурга(57). Основните компоненти са 3D – позиционен сензор, компютър, монитор и периферни устройства. Системите използват оптичен или магнитен сензор (камера), озшползваща CCD-камера (Charged coupled device), свързана с DRF – рамка. Последнитесе прикрепят към съответните кости или хирургичен инструментариум. Информацията, получена по този начин, е изключително точна и бързо обработваема. Навигационните системи се делят на конвенционални (при което не се използват предварително направени рентгенографии или КТ) и образно-базирани (флуороскопска или КТ-базирана навигация.)

При конвенционалните навигационни системи не се използват радиологични образи. Навигацията дава представа в реално време за

центъра на ротацията, използвайки получената от сензора анатомична и кинематична информация, като показва и комбинираната антеверзия. Използва се и за определяне правлната посока и необходимата дълбочина на римериране. Няколко автори докладват за намаляването на малпозицията на имплантите при ЕТБС, използващи този метод. Нещо повече, рандомизирани проучвания сочат, че и имплантирането на ацетабуларната компонента е по-плътно в сравнение с ендопротезиране без използването на конвенционална навигация.

Точността на метода е в пряка зависимост от правилната позиция на пациента на операционната маса, правилното позициониране на CCD и DRF, както и влиянието на околните меки тъкани. Информацията за инклинацията на ацетабулума е по-точна при използването на СИАС в сравнение с тази, при която се използва пубисният туберкул като ориентир именно поради влиянието на подлежащите меки тъкани. Също така, за повишаване информативната точност, сензорите трябва да се имплантират колкото се може по-плътно, дори притискайки меките тъкани. Антеверзията обаче остава спорна при използването на този метод, като резултатите не се различават много от използването на конвенционални методи на ЕТБС. Според едно проучване на Chang (2017г.), в което са сравнени 100 пациенти с конвенционална техника на ЕТБС и 100, при които е използвана конвенционална навигация, в групата, при която е използвана навигация, ориентацията на ацетабуларната компонента е в границите на «безопасната зона».

КТ- базираната навигационна система е въведена от DiGioia и сътр., и Jaramaz и сътр., като в днешн овреме представлява златен стандарт в навигационните системи за ЕТБС(57). Тази система позволява планиране на позиционирането и имплантирането на компонентите в сагитална, аксиална и коронарна проекции, използвайки КТ-изображения, както и 3D – реконструкция на костите и имплантите. Тази предоперативна информация е база за симулация на очаквания обем движения, като регистрира движенията интраоперативно и ги съпоставя с предоперативното планиране (123

II.8 Обобщение

1.Компютърните техники, използвани в практиката за предоперативно планиране на ТБС, са добре проучеини при първична артропластика. Не така стои въпросът при случаите на ревизионно или комплексно ендопротезиране (45, 88, 139, 169).

2.Единични съобщения в литературата са представяне по отношение значението на предоперативното планиране при ревизионна тазобедрена артропластика. По отношение на 3-д принтирането в помощ на хирурга, са описвани предимно клинични случаи (22, 26, 82, 103, 176) .

3.Малкото литературни източници, коментиращи въпроса, го правят изключително актуален, поради това той е застъпен в този труд.

III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

III.1 ЦЕЛ

Изследване на приложимостта на техниките за компютърно-асистирано предоперативно планиране при комплексна и ревизионна тазобедрена артропластика и оценка на тяхната ефективност.

III.2 Задачи

1. Създаване на база данни с ревизионни и комплексни тазобедрени артропластики
2. Разработване на методика (протокол) за дигитално планиране на ревизионната тазобедрена артропластика
3. Изработване на 3-д компютърен модел на костната патология
4. Отчитане на резултатите след прилагане на методите
5. Сравняване на резултатите между 2-измерно и 3-измерно дигитално планиране на ревизионната тазобедрена артропластика
6. Отчитане на факторите, влияещи върху планирането

IV.МАТЕРИАЛИ И МЕТОДИ

IV.1 Клиничен контингент

В настоящото проучване са включени 104 случая на комплексно или ревизионно ендопротезиране на тазобедрената става при 101 пациенти. Средната възраст на пациентите е 66,07 г. (38-93 г.) Разпределението по пол е 63,46 % жени на 36,54 % мъже (табл.1).

	N	%
Мъже	38	36,54
Жени	66	64,46
Общо	104	100

Табл. 1 Разпределение по пол

Всички са оперирани от един хирург, като интервенцията е извършена в Клиника по Ортопедия и травматология на УМБАЛ „Ц. Йоанна – ИСУЛ”. Всички случаи са планирани чрез специализиран дигиален софтуер за предперативно планиране – MediCAD. При 25 от тях е проведена КТ с последващо 3-Д принтиране на анатомичен модел. Измерени са пре- и постоперативно стойностите на биомеханичните параметри – НЕДК, ЦР и ФО. Отчетени са предоперативно планирани и постоперативно импланитрани компоненти със съответните размери.

Разпределението на пациднтите по отношение на диагнозата (фиг.7) е:

59 случая (56,73%) - асептично разхлабване на компонентите на ендопротезата;

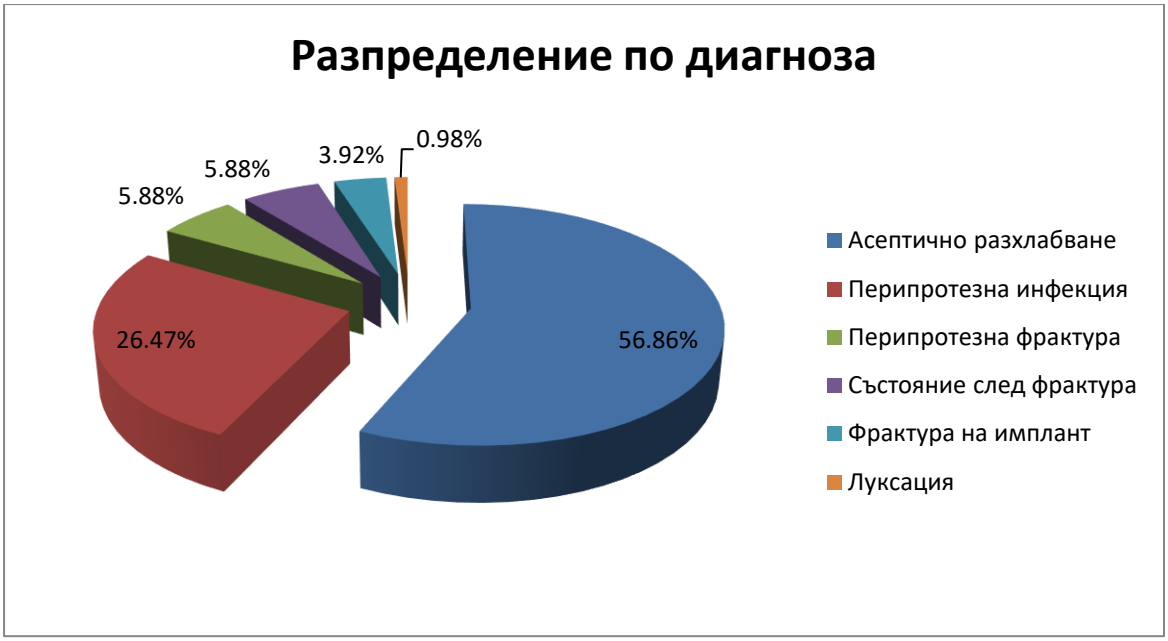
28 случая (26.92%) - перипротезна инфекция;

6 случая (5,76%) - перипротезна фрактура;

6 случая (5,76 %) - състояние след фрактура на фемур или ацетабулум;

4 случая (3,84 %) - фрактура на феморална компонента;

1 случай (0,96%) – луксация;



Фиг. 7Разпределение по диагноза

При всички е извършено ревизионно или комплексно първично ендопротезиране на тазобедената става. Най-честите причини за оперативно лечение в групата са перипротезни инфекции, асептично разхлабване на компонените на ендопротезата, състояния след фрактура на ацетабулум и фемур и наличие на остеосинтезен материал, перипротезни фрактури, фрактури на компоненти на ендопротезата, луксация.При всички пациенти е извършено предоперативно планиране на реконструкцията със специалиран софтуер за предоперативно планиране – MediCad, по извършени нативни обзорни тазови рентгенографии. При 20 пациенти се направи допълнително КТ на таза и приксималните части на бедрените кости, по които се изготви 3D анатомичен биомодел в реален размер.

В 78,84 % от случаите (82 случая) е планирана и извършена подмяната на двете компоненти – феморална и ацетабуларна. а при 14,42% (15 случая) е отстранена и подменена само феморалната компонента. При 6,73 % е извършена смяна само на ацетабуларната компонента (7 случая) (фиг.8)



Фиг. 8Разпределение по обем на реконструкция

По отношение на костна загуба в областта на ацетабулума, случаите могат да бъдат разпределени в следния видспоред класификацията на Paprosky:

В 19 случая (18,26 %) не се установява костна загуба;

В 8 случая (7,69 %) – I степен;

В 10 случая (9,61 %) – IIa степен;

В 10 случая (9,61 %) – IIb степен;

В 23 случая (22,11 %) – IIc степен;;

В 24 случая (23,07 %) – IIIa степен

В 10 случая (9,61 %) – IIIb степен;



Фиг. 11 Разпределение по степен на костна загуба при ацетабулума

По отношение на феморалната костна загуба, случаите могат да се разпределят в следния вид според класификацията на Paprosky:

В 9 случая (8,65 %) – не се установява костна загуба;

В 1 случай (0,96 %) – I степен;

В 36 случая (34,61 %) – II степен;

В 43 случая (41,34 %) – IIIa степен;

В 12 случая (11,53%) – IIIb степен;

В 3 случая (2,88 %) – IV степен;

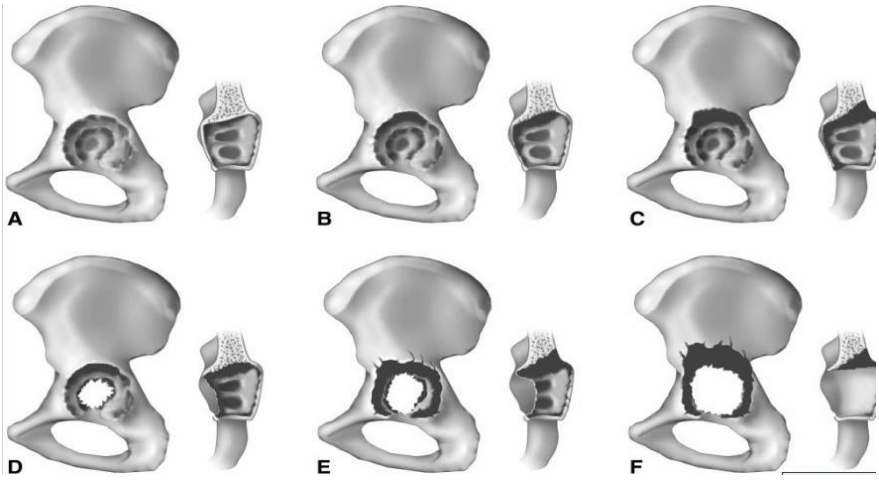


Фиг. 12Разпределение по степен на костна загуба при фемура

IV.2 Използвани класификации за оценка на костната загуба

Оценяваме степента на костна загуба при ацетабулума и фемура по класификацията на Paprosky. Тя има следният вид, представен графично и таблично.

За ацетабуларната костна загуба класификацията има следния вид (фиг.9, табл.2).

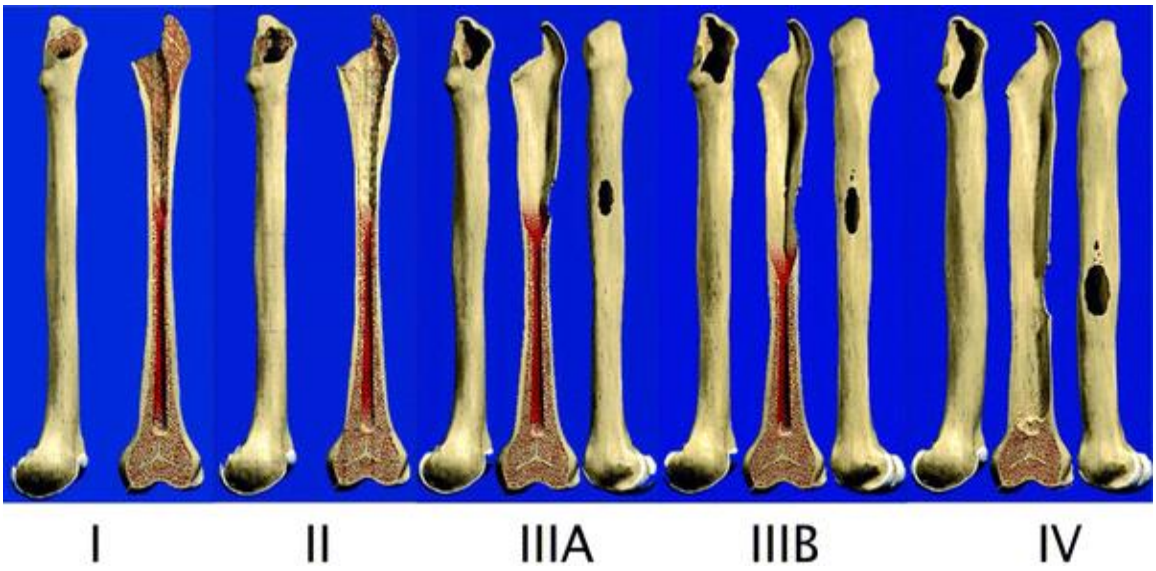


Фиг. 9 Класификация на Папроски за ацетабуларните костни дефекти; A-тип 1; B-тип 2-A; C-тип 2-B; D-тип 2-C; E-тип 3-A; F-тип 3-B; (Paprosky)

Тип	Кьолерова сълза (медиална стена)	Център на ротация (купол на ацетабулума	Кьолерова линия (предна колона)	Ишиум (задна колона)	Костна загуба (налична кост в ложето на ацетабулума
Тип1	Интактна	Без миграция	Интактна	Интактен	Лека (>50 % спонгиоза)
Тип 2-А	Интактна	Лека миграция <2 см горномедиално	Интактна	Интактен	Умерена (<50 % спонгиоза)
Тип 2-В	Интактна	Умерена миграция <2см горнолатерално	Интактна	Интакен	Умерена (<50 % спонгиоза)
Тип 2-С	Умерена остеолиза	Лека миграция < 2 см медиално	Прекъсната	Интактен	Умерена (<50 % спонгиоза)
Тип 3-А	Умерена остеолиза	Тежка миграция >2см горнолатерално	Интактна	Умерена остеолиза	Тежка (дефект от 10 до 14 ч., склеротична кост
Тип 3-В	Тежка остеолиза	Тежка миграция >2 см горномедиално	Прекъсната	Тежка остеолиза	Тежка (дефект от 9 до 5 ч., склеротична

Табл. 2 Класификация на ацетабуларната костна загуба по Paprosky

По отношение на феморалната костна загуба, класификацията на Paprosky изглежда по следният начин.



Фиг. 10Класификация на Папроски за феморални костни дефекти(Paprosky).

При нея тип 1 увредите са такива, при които има минимална костна загуба, предимно спонгиозна кост, в метафизата на фемура, като диафизата е интакнта. Тип 2 увредите се характеризират с масивна спонгиозна костна загуба в метафизата, включително под нивото на големия трохантер, като диафизата е интактна. Увредите от 3-ти тип се разделят на две подгрупи. И при двете има налична масивна спонгиознакостна загуба от метафизата със засягане и на диафизата, като при тип 3А са налични повече от 4 см. от диафизата за стебло с дистална фиксация, а при тип 3В – по-малко от 4 см. за дистална фиксация. При тип 4 цялата дължина на фемура е инсуфуцуентна за фуксация на феморална компонента.

IV.3 Дигитален метод за предоперативно планиране със специализиран софтуер

Дигиталния метод за предоперативно планиране, използващ специализирани софтуери (MediCAD, TraumaCAD и др.), дават изключително големи предимства пред хирурга. Работата с тях е изключително улеснена, предлагат по-голяма точност при измерванията,

разполагат с голям набор от импланти и съкращават драстично времето за планиране на една операция. Също така те дават възможност за подготовка на повече от една планировки при един и същи пациент. В това проучване е използвана програмата MediCAD. Рентгеновият образ се въвежда като jpg- формат, изведен директно от базата данни на съответното лечебно заведение, или чрез снимане с фотоапарат върху негативоскопа.

IV.3.1 Условия за предоперативната рентгенография

Използваме стандартна фасова рентгенография на таза и проксималната част на фемура. Необходимо е при случай на ревизионно ендопротезиране рентгенографията да обхваща цялата феморална компонента, включително здрава кост. При извършване на образното изследване, болният лежи върху рентгеновата маса, с двата долни крайника в около 15°. Маркерът за скалиране на образа се поставя в областта на аддукторната мускултура и ингвинатната гънка. При случаи на ревизионно ендорпротезиране за скалиращ обект се използват части от ендопротезата с познат на нас размер.

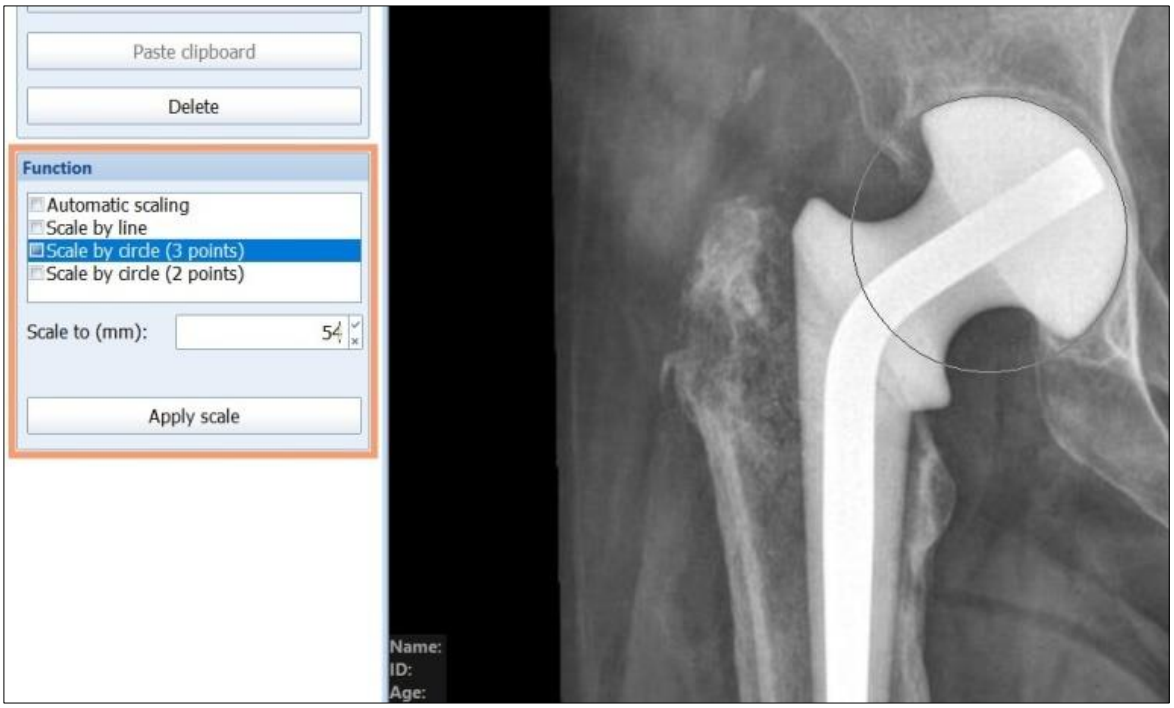
IV.3.2 Скалиране на образа

За скалирането на рентгеновата снимка използваме маркер с познат размер. При предоперативното планиране на първична артропластика използваме при извършването на рентгеновото изследване маркер (метален сферичен обект). Необходимо е да се постави на нивото на тазобедрената става за по-точно скалиране по описаните по-горе техники. При ревизионното ендопротезиране имаме наличен имплант – главата на ендопротезата или спейсъра,наличния остеосинтезен материал. Предимството е, че обекта, който използваме за скалиране, се намира в самата става, следователно скалирането е по-точно. За да успеем да извършим точно скалиране, е неоходимо да знаем точния размер глава на наличната ендопротеза, който бихме могли да открием в документацията на болния. Това се отдава лесно при пациентите, оперирани в нашата клиника. При пациенти, оперирани преди повече време, както и от друг хирургичен екип, невинаги можем да разберем точния размер бедрна глава. За да се справим с този проблем установихме математическа зависимост, която да даде информация за диаметъра на главата на еднопротезата. Тя е базирана на отношението на диаметъра на главата към

диаметъра на най-широката част на шийката на на ендопротезата. Обикновено конуса на феморалната компонента на ендопротезата е с р-ри 12/14 мм при повечето съвременни ендопротези. Някои дизайни са с различен размер на конуса, но познавайки различните типове лесно бихме могли да определим диаметъра на главата. Феморалните глави биват с р-ри 28, 32 и 36 мм. Ако разделим например диаметъра на глава с р-р 28 мм. на най-широката част на конуса на шийката (14 мм), се получава числото 2. При глава с р-ри 32 мм. се получава числото 2,28, а при глава с р-ри 36 мм. – 2,57. При нескалиран образ обикновено не измерваме точните размери на компонентите. Необходимо е само да разделим измерения диаметър на главата на диаметъра на най-широката част от конуса. Ако получим число ≈2, означава, че работим с глава 28 мм. Аналогично е и при другите размери. При случаите с антибиотичен спейсър, информация за размера на спейсъра получаваме от болничната отчетна документация.

IV.3.3. Етапи на дигиталното предоперативно планиране

След въвеждане на образа е необходимо извършването на скалирането му. Последното се явява автоматично като меню след въвеждане на образа. Имаме възможност да избираме между няколко възможности: 1. Автоматично скалиране (програмата разпознава сама сферичен обект, на който задаваме диаметъра; 2. Скалиране чрез линия (диаметър) – ръчно измерваме диаметъра на познат обект (наличие на ендопротеза или поставен за целта на планирането сферичен маркер); 3. Скалиране чрез двуточкова окръжност; 4. Скалиране чрез 3-точкова окръжност. Скалирането приравнява размера на образа към реалните размери.



Фиг. 13Скалиране на образа

След като се извърши скалиране на образа, се появява менюто за планиране случая. За улеснение на хирурга, то е разделено на отделни стъпки. По този начин винаги се спазва определен ред при извършване на планирането. Въпреки това, програмата предоставя възможността всяка стъпка при нужда, да се повтори, ако не сме сигурни в точността и прецизността на на изпълнението и.

Започва се със стъпката "cut femur". При нея бедрената кост се очертава по контура и, като се използват единични кликвания с левия бутон на мишката. Когато напълно очертаем фемура, завършваме стъпката с единично кликване с десния бутон на мишката. Така очертаният от нас проксимален фемур се превръща в отделен елемент от изображението, което позволява да се манипулира отделно и свободно.



Фиг. 14 Изрязване на фемура

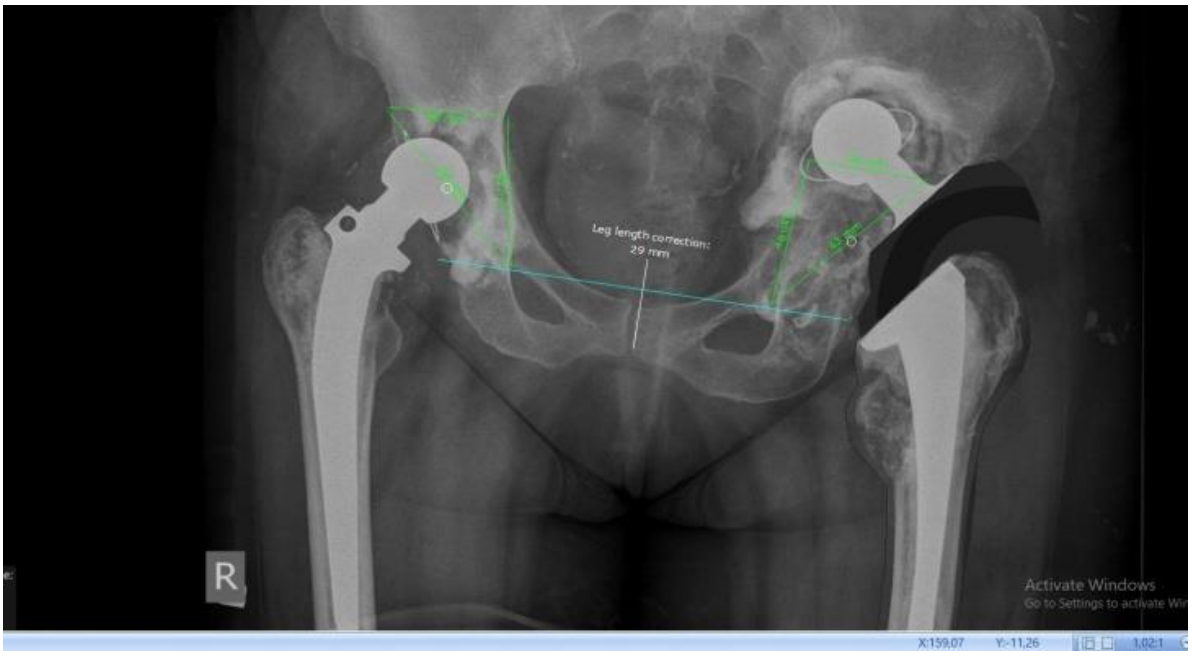
След изрязване на фемура определяме и коригираме разликата в дължината на крайниците. Избираме от менюто Leg-lenght correction,откъдето ни дава възможност да поставим референтна линия. Тя може да бъде върха на Кьолеровите сълзи, тубер осис иши и др. Маркираме с по едно кликване върху съответната точка двустранно и се образува референтата линия. След това автоматично се прехвърляме към посочване на референтни точки от двата фемура. Необходимо е по едно кликване върху избрана от нас точка от проксималния фемур (връх на голям трохантер, малък трохантер, др.). Започва се със кликване на страната, която е обект на планиране, след това на контралатералната. След като извършим тази стъпка, софтуерът автоматично изчислява разликатав дължината на крайниците и премества вече изрязаният фемур, като го изравнява с контралатералната страна (фиг.15).

Следващата стъпка е определяне центъра на ротация. Тук възможностите са няколко: 1. Чрез 3-точкова окръжност; 2. Чрез определяне на шийно – диафизарния ъгъл; 3. Свободно – чрез поставяне на точка в определен от хирурга център на ротация. При трудности с определянето на центъра на ротация на планираната от нас става, софтуерът дава възможност да определим центъра на ротация на контралатералната страна и да го прехвърлим огледално. Можем да

определим ротационния център и чрез триъгълника на Ранават (фиг16).



Фиг. 15 Корекция на разликата в дължината на крайника



Фиг. 16 Определяне на центъра на ротация, използвайки триъгълника на Ранават

Програмата дава възможност по вече поставения от нас център на ставата да коригираме абдукцията/аддукцията на изрязания фемур чрез инструмента „correct abduction/adduction”. Това дава представа за обема движения в ставата след корекцията, наличен ли е екстраартикуларен импинджмънт, а също така би улеснило последващото пласиране на феморалната компонента. Чрез този инструмент можем и да коригираме офсета на фемура, като това може да се осъществи след предварителни измервания, налични в менюто. Също така, функцията дава възможност за

корекция на абдукторна/аддукторна контрактура, което често води до неточности при измерването на НЕДК и ФО.



Фиг. 17Измерване на феморалния офсет



Фиг. 18 Корекция на феморалния офсет

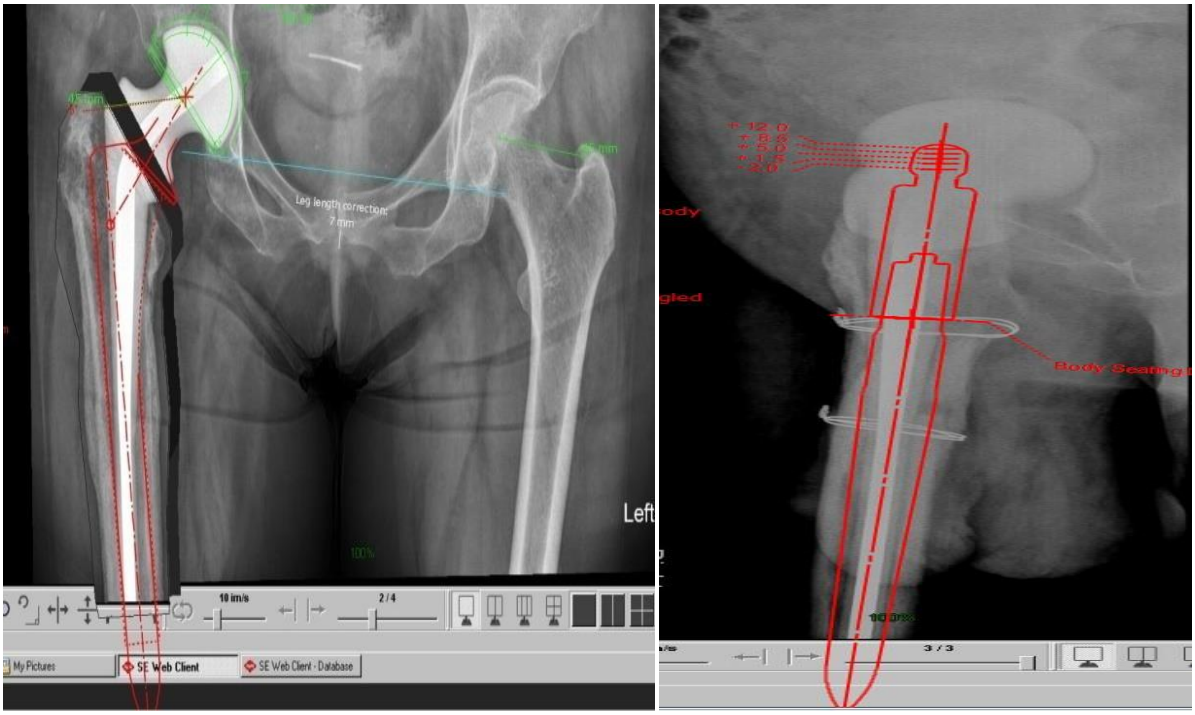
След приключване на този етап от планирането, следват стъпките за определяне на компонентите на ендопротезата. Избираме от менюто “Insert cup” за определяне на ацетабуларна компонета. Тук първо избираме лява или дясна страна и задаваме ъгъл на инклинация на капсулата. След това, от падащите менюта последователно избираме производител, модел на импланта, диаметър на артикулиращата повърхност и диаметър на капсулата. Програмата автоматично поставя капсулата във вече определения от нас център на ставата и в зададения инклинационен ъгъл. При необходимост, позицията може да се манипулира допълнително. Могат да се изпробват виртуално различни дизайни и размери компонети до постигане на оптималния вариянт за реконструкция на ставата (фиг.19).



Фиг. 19 Определяне на ацетабуларната компонента

Следва определянето на феморалната компонента от бутона „Insert stem”. Менюто е аналогично на това за ацетабуларната компонента. Отново избираме фирма – производител, дизайн и размери на импланта, дължината на шийката и размерите на конуса и. Тук също можем ръчно да коригираме позицията спрямо наличния рентгенов образ, анатомични особености и целите на реконструкцията.

В базата дани са налични разнообразни модели феморални компоненти на различни производители, като са редставени както моноблок, така и модулни стебла. При работа с модулни стебла е необходимо да се изпълни поне 2 пъти стъпката “insert stem”, тъй като проксималната и дисталната част се определят поотделно (фиг.20).



Фиг. 20 Определяне на феморалната компонента и дължината на шийката

Определянето на дизайна и размера на компонентите е улеснено поради автоматичното им ориентиране спрямо центъра на ротация на ставата, зададен от нас в първите стъпки. Допълнително можем да коригираме позицията както на ацетабуларната, така и на феморалната компоненти.

Базата данни за софтуера съдържа огромен брой видове дизайн на импланти и фирми производители. Налични са както компоненти с циментна, така и с безциментна фиксация; както компоненти за първично ендопротезиране, така и такива за ревизионно протезиране и туморни протези. Налице са и допълнителни елементи, като аугменти, винтове, плаки, антипротрузионни кейджове и др. Това дава възможност за изготвяне на различни алтернативи за предстоящата реконструкция, съобразено с наличните в даденото лечебно заведение импланти.

В менюто на програмата следват няколко стъпки за финални корекции и уточнения на предоперативния план. От бутона „Select necklenght”избираме подходящата дължина на шийката на главата от наличните за дадената ендопротеза. Чрез инструмента “resection” можем да прецизираме нивото на остеотомия на бедрената шийка. Аналогично на “correct abduction/adduction”, описано по-горе, с бутона “reposition stem” можем виртуално да тестваме движенията в зададения център на ротация, този път на фемура заедно с имплантираните компоненти.

Последната стъпка е измерването на параметрите на получения предоперативен план. Това се извършва с няколко инструмента, лежащи под заглавния бутон “measurements”. Чрез тях измерваме феморален и ацетабуларен офсет, шийно – диафизарен ъгъл, инклинационен ъгъл и други ъглови стойности, разлика в дължината на крайниците и др. Последните се представят на планировката като линейни и цифрови стойности.

Всички цифрови стойности, контури, референтни линии, компоненти на ендопротезата и др. могат да бъдат избирани в различни цветове и с различна дебелина на контура, което създава допълнителна прегледност и представителност на предоперативния план.

Всяка от посочените стъпки може да се прекрати и започне отначало, а може също да се повтори и насложи една върху друга по желание на хирурга.

При планирането е възможно да се добавят остеосинтезни материали и винтове, които се намират най-отдолу като инструментите „osteosynthesis” и “screws”. Последните, също като “insert cup” и “insert stem”, дават възможност за избор на фирма – производител, дизайн, размери и др. параметри на посочените остеосинтезни средства и винтове.

Наличнен е и бутон „planning information”, който добавя бланка в планировката, на която могат да се добавят данни за пциента, за хирурга, както и информация за избраните от нас компоненти на планировката. Последното е за прегледност на предоперативния план и за по-лесното съхраняване на информацията в база данни.

Изготвения предоперативен план отразяваме в табличен вариянт с цифрови стойности. Отчетения в крайните резултати предоперативен план отразява изпълнената техника и избран от хирурга дизайн на импланта.

IV.4 3-D принтиране

3-D принтирането, наречено първоначално „стереолитография", представлява метод, който пробразува CAD – файл в триизмерен образ чрез принтирща машина.CAD – файлът се преобразува в stl –файл, за да може да бъде принтиран. В него се съдържа информацията за размерите, формата, тектурата и плътността на обекта. За нашата цел CAD – файлът представлява компютър – томографски образ. Именно той подлежи на обработка и избрана от нас част от него се принтира.

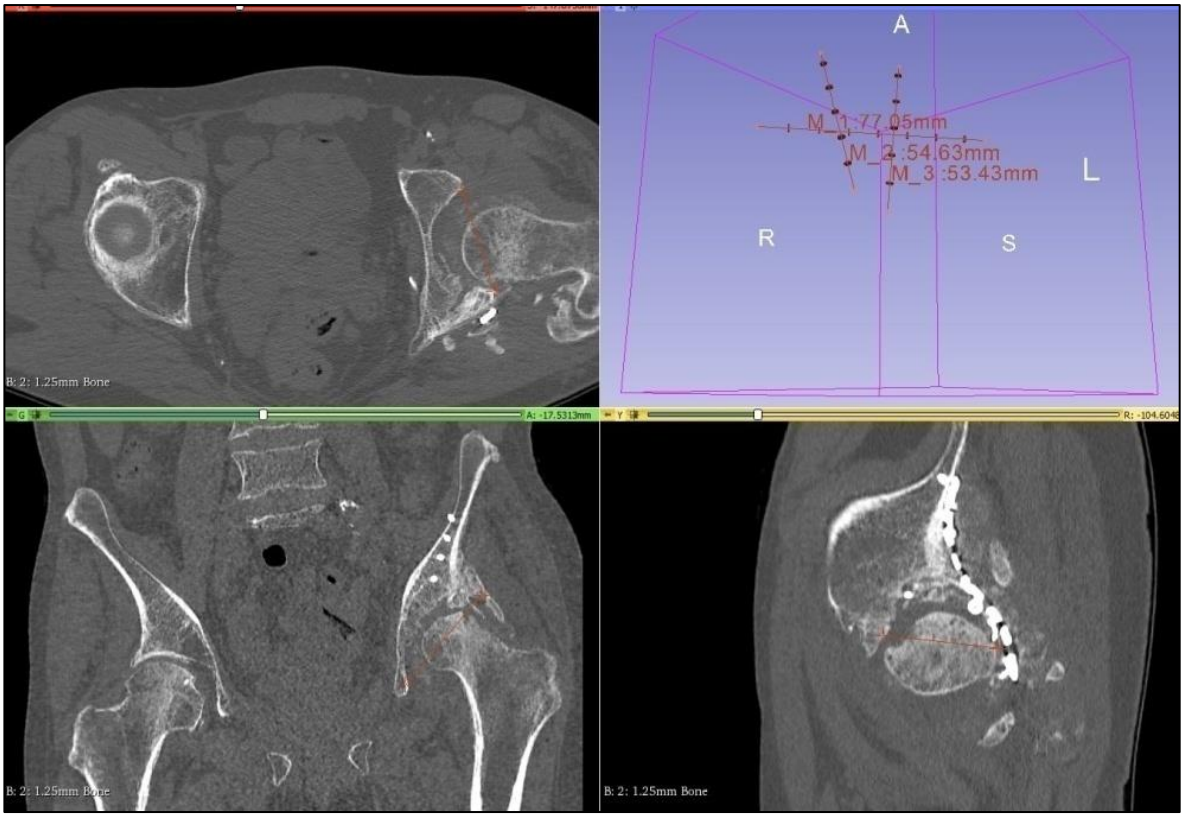
IV.4.1 Изисквания за компютърната томография

Необходимо е извършването на КТ на пациента. В случаите на ревизионно ендопротезиране, скенерът трябва да включява таза и фемура с цялата феморална компонента до видимо здрава кост. Дебелината на срезовете трябва да е под 1 мм, като оптимална стойност се препоръчва 0,52 мм. Работи се по протокол, целящ намаляване на артефактите от наличния имлант. При него на апарата се задават 120 KV и 20 mA. По този начин качеството на костта в образа се нарушава в по-малка степен от наличния метал. Неспазването на горепосочния протокол има като последици получаването на множество артефакти поради наличния метал.Те създават предпоставки за изготвяне на некачествен образ, от който е невъзможно изготвянето на биомодел, негоден за обработка. Неспазването на изискването за дебелина на срезовете, довежда до образ с изключително лоша разделителна способност.

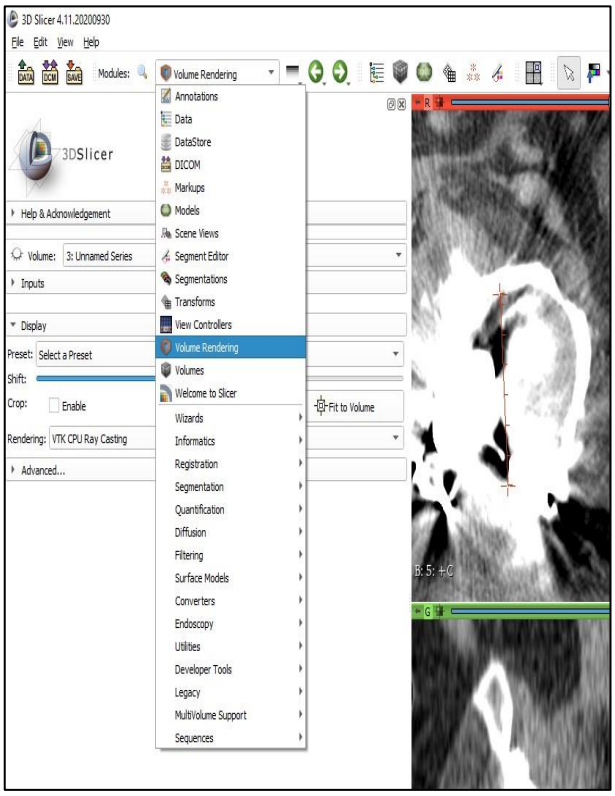
IV.4.2 Етапи на изготвяне на биомодела

Последва обработка на изображението, което става чрез IPS (Image Processing software). Използваме програмата 3-D slicer(4.11.20200930). В нея въвеждаме DICOM-файловете от компютър- томографията. Софтуерът обработва образа от компютър-томографското изследване, като представя обекта в сагитална, фронтална и трансверзална равнини.Програмата разполага с богато меню с редица инструменти и функции, подпомагащи изчистването на образа планирането на реконструкцията.

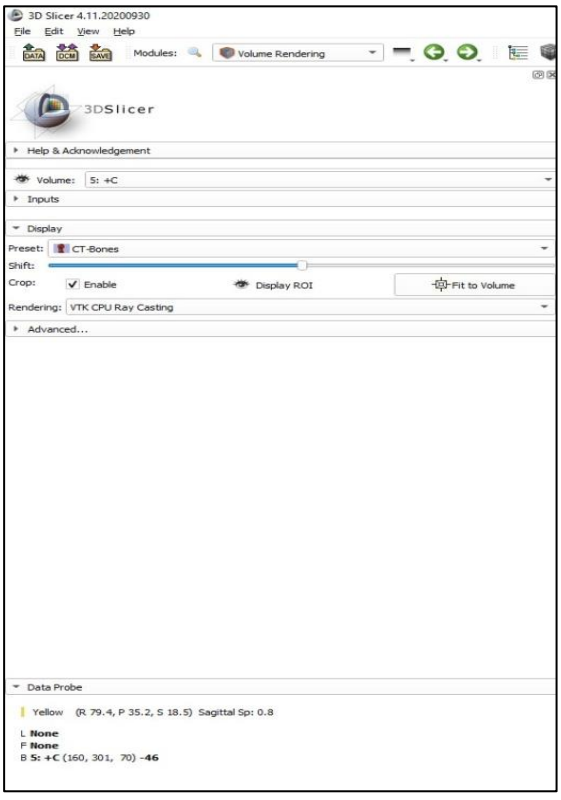
Още по срезовете в трите равнини извършваме измерване на ацетабулума, съответно на костната загуба. Това подпомага ориентацията на хирурга в конкретната патология (фиг.21).



Фиг. 21Измерване на ацетабуларния диаметър в трите равнини



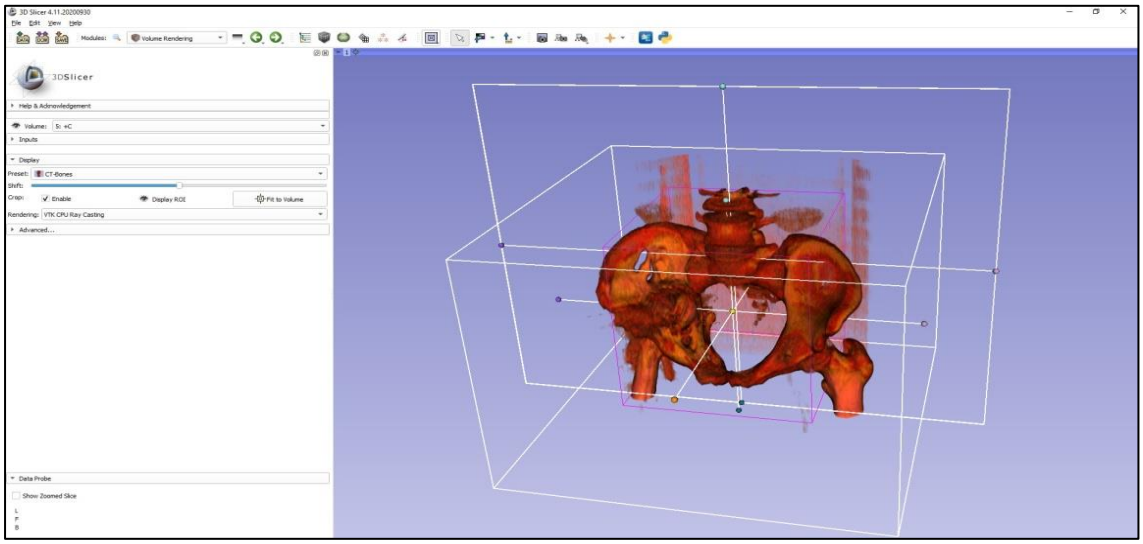
Фиг. 22 Основно падащо меню



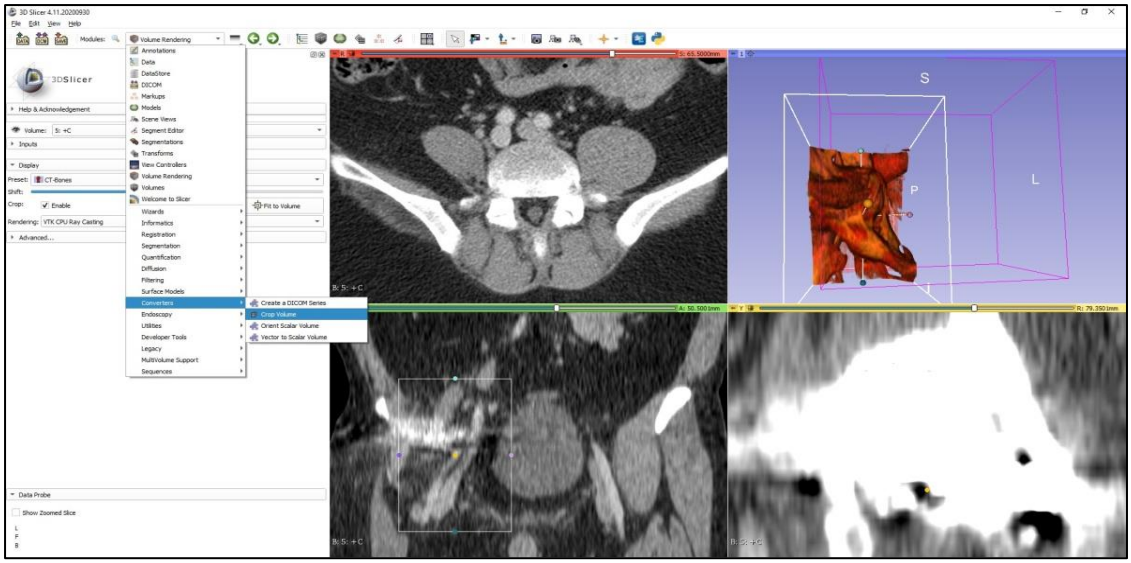
Фиг. 23 Настройки за “Volume Rendering”

След въвеждане на образа пристъпваме към обработката на желаната от нас структира за получаване на принтируем биомодел. За целта, от падащото меню избираме бутона "Volume rendering"(фиг.22-23).

Необходимо е задаването на някои параметри, за да се възпроизведе 3-д образ от скенеровите срезове. От падащото меню "Volume" избираме този скенеров образ, който е визуализиран в 3-те прозореца вдясно. От падащото меню „Preset" избираме "CT-bones". Трябва задължително да маркираме бутона "enable cropp", както и "Display ROI". От падащото меню "Rendering" избираме „VTK CPU Ray Casting". Когато сме избрали всички посочени, избираме бутона „Display", намиращ се при менюто „Volume". След извършване на описаните манипулации, в четвъртия прозорец вдясно се появява 3-д реконструиран скенеров образ на костните структури (фиг.24). Оттук можем, чрез манипулиране на координатната мрежа, да изрежем само обекта на интерес, т.е. съответната тазова половина. Всички излишни структури могат да бъдат отстранени. Когато сме приключили с изрязването, от основното падащо меню избираме "Converters – crop volume – apply". Така е изолирана само желаната от нас структура (фиг. 25).



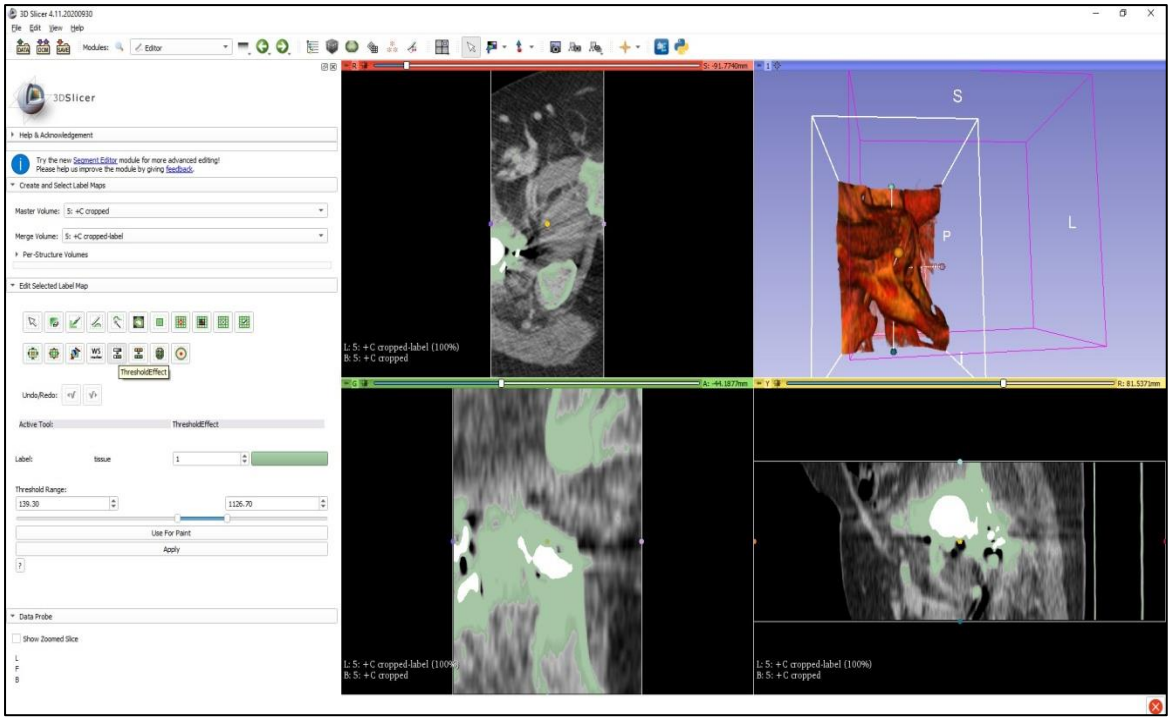
Фиг. 24 Генерирана 3-д реконструкция



Фиг. 25 Изрязване на обекта

Пристъпваме към допълнителната по-прецизна обработка. За целта от основното падащо меню избираме “Legacy – Editor”, като се появява нов прозорец с инструменти.

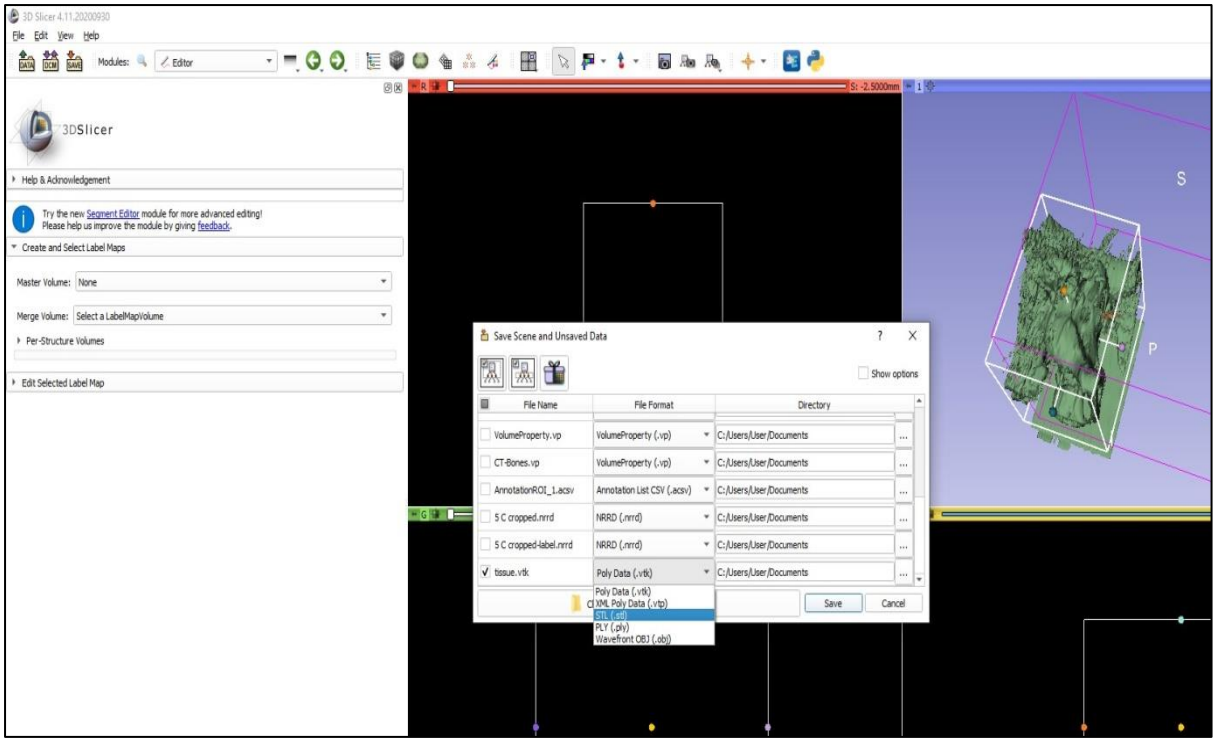
За да изолираме костните структури от околните тъкани, е необходимо да изберем от по-долните инструменти „threshold effect”(фиг.26). Чрез него се осъществява селекционирането на желаната от нас структура. За прецизиране на образа, използваме плъзгащите бутони по-долу. Чрез левия плъзгач разделяме костта от околните меки тъкани, а чрез десния коригираме констраста, като по този начин, при наличен имплант с висока рентгенова плътност, последния се изолира (отстранява) от модела. След приключване на операцията, е необходимо натискане на бутона “apply”.



Фиг. 26Threshhold effect

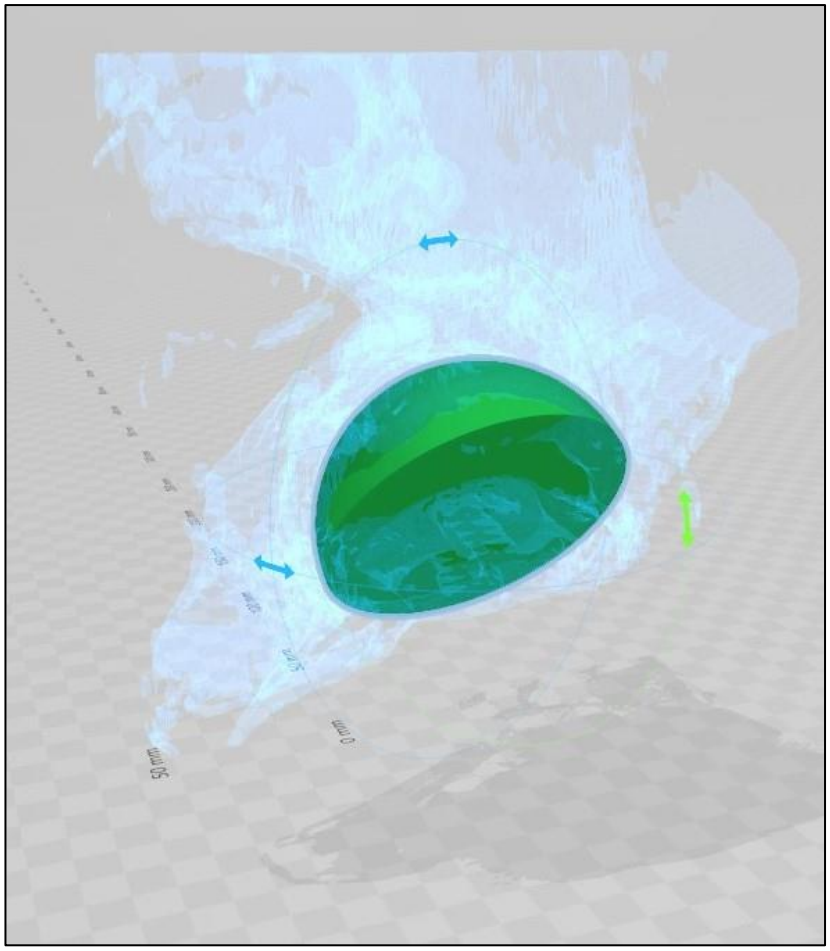
Когато сме селектирали костните структури в желаната разделителна способност, избираме бутона „Make Model Effect ", намиращ се 2 инструмента вдясно от "threshold effect". Това създава 3-д реконструкция на образа, който подлежи на 3-д принтиране.Важно е да се подчертае избора на бутона "Apply" при използването на всеки отделен инструмент.

След като сме създали модела, е необходимо да бъде записан в подходящ формат. Това се случва като изберем бутона "save", откъдето ни препраща в нов прозорец. Там избираме последния файл, а вдясно от него избираме формата на файла – STL (фиг.27).



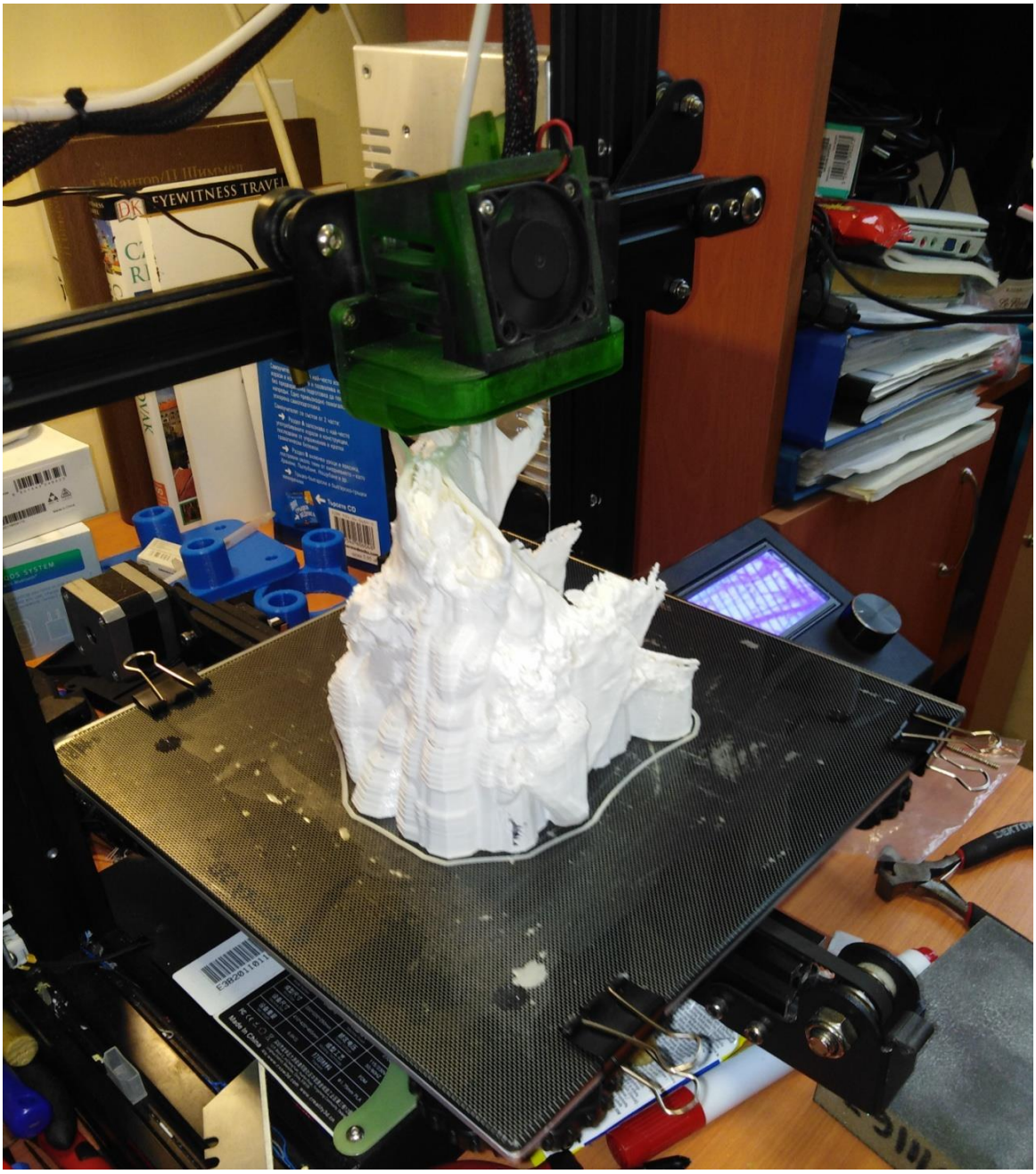
Фиг.27 Запис на модела в STL формат

Полученият образ се записва в stl- формат (STereoLytografy), подходящ за 3-д принтиране. Той може да бъде допълнително обработван чрез съответни компютърни програми. Чрез тях изрязваме всички налични излишни добавъчни елементи. Последният може да се използва и за виртуална оценка и изготвяне на предварителен план. След като отворим stl-файлът, разполагаме с допълнителни инструменти за работа. Можем допълнително да изрязваме сегменти, да коригираме изгледа (x-ray view, smoothening, shades и др.). Лесен начин за определяне големината на ацетабуларната компонента при добра фиксация и в максимално близка до анатомичнта позиция и ориентация, е чрез създаването на допълнителен обект – сфера. За да се определи по-прецизно фиксацията на компонентата можем да използваме X-ray – изглед на модела (фиг.28).



Фиг. 28Виртуален изглед на планирането на ацетабуларната компонента

STL-файлът се задава в принтер – машината. Ние използваме Formlabs 2 принтер, работещ с полимерни материали за принтиране. Необходимото време за принтиране еот 3 до 16 часа. Времетраенето на процеса зависи от стабилността на макета, подлежащ на принтиране. Често при този процес се получават физически грешки, налагащи стартиране на процеса отначало. За проверка принтабилността на биомодела и минимализиране риска от грешки, се използва допълнителна програма – Preform 3.22.1. Тази програма цели проверка на модела, който ще бъде принтиран. При нестабилни модели, софтуерът създава допълнителни „подпори", които подпомагат безопасния процес на 3-д принтиране (фиг.29).



Фиг. 29 3-Д принтер

Получава се биомодел в реални размери, визуализиращ анатомията и патологията на засегнатата костна структура, както и наличните импланти (фиг.30).



Фиг. 30 3-д принтиран биомодел

IV.4.3 Преоперативно планиране по 3-Д биомодел

Последва оценка и обработка на получения биомодел. Започваме с оценка на анатомиятата. Оценяваме степента на костната загуба по общоприетите в практиката класификации. След което се пристъпва към обработката на модела и планирането на реконструкцията. За тази цел използваме хирургичния инструментариум и пробни импланти, които влизат в употреба и при реалната операция. Обработваме ацетабулума с римери до съответния номер, при който се получава костна повърхност, подходяща за имплантация (фиг.31).

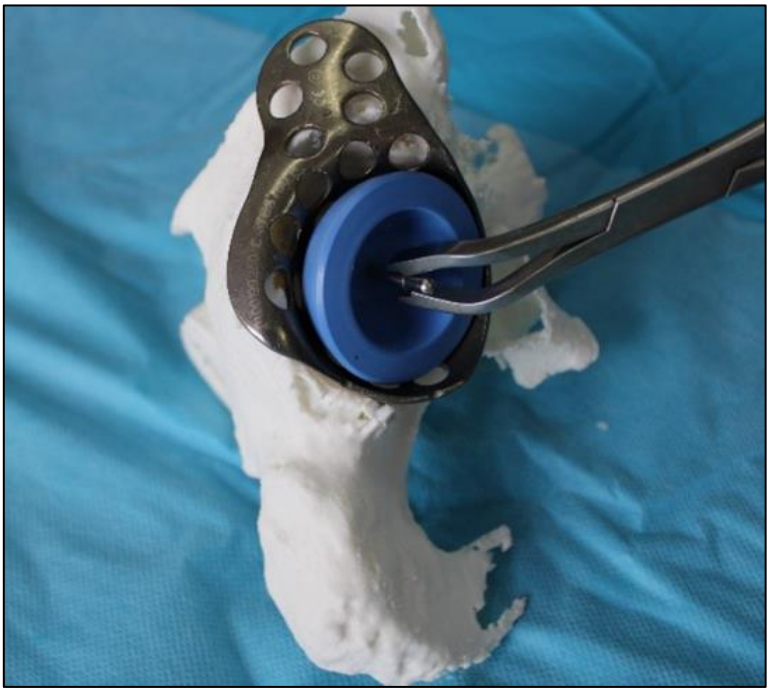


Фиг.31 Римиране на биомодела

Когато приключи римирането, налагаме пробни ацетабуларни компоненти. Подбираме размера, при който се получава добър прес-фит, палсиран в анатомичния център на ротация и възстановяващ максимално костната загуба. При масивна костна загуба (Paprosky III a, III b), определяме необходимостта от остеопластика, използването на аугменти, антипротрузионни кейджове или капсули с голям размер. Изготвят се минимум два предоперативни плана на реконструкцията (фиг. 32-33).

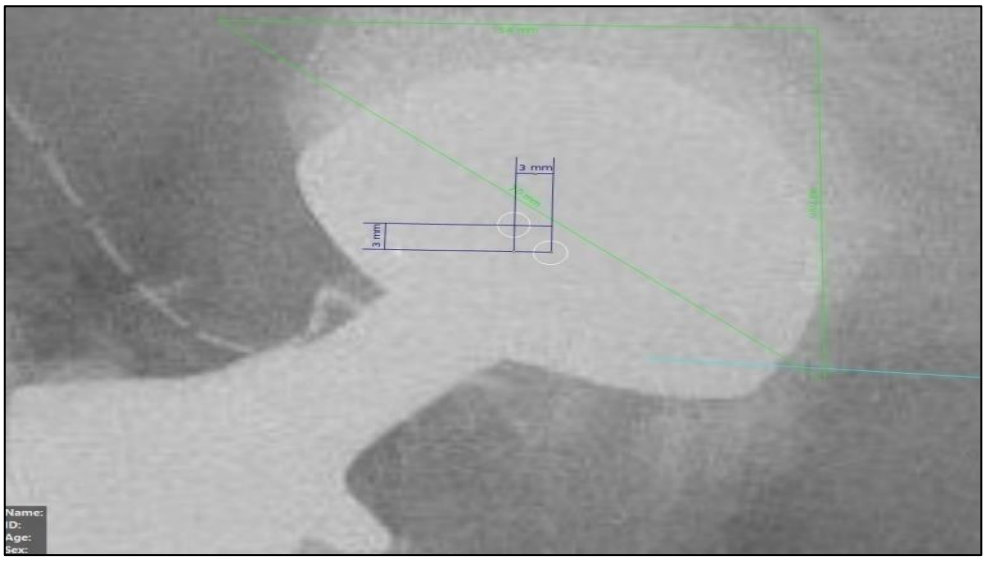


Фиг. 32 Изглед на план на ацетабуларната реконструкция с Press-fit капсула и аугмент



Фиг. 33 Изглед на план на ацетабуларната реконструкция с антипротрузионен кейдж

При изготвянето на предоперативния план се отчитат и биомеханичните показатели: център на ротация и феморален офсет. Определена е разликата в дължината на долните крайници, както и планираната корекция. На посотеративните рентгенографии се измерва разликата в дължината на крайниците и феморалния офсетпо техниката, описана по-горе. Отчита се и разликата в определения по посочените методи център на ротация на ставата и постоперативно постигнатия такъв(фиг 34). Разликата се отчита по хоризонтална и вертикална ос (Х и У). Стойностите се отчитат в милиметри (мм).



Фиг. 34Измерване на разликата в центъра на ротация в 2 равнини.

IV.5 Статистически методи

Получените стойности на предоперативните планове, както и предоперативно и постоперативно определените биомеханични показатели, обработваме в програмата Mycrosoft Office Excel 2007. За дескриптивно-статистическите методи изпозлваме същата програма. За извеждане на статистически зависимости обработваме данните с прогамата GraphPad Prism 8 и IBM SPSS Statistics 19.0.

При представяне на дескриптивно - статистическите резултати използваме общ брой (N), средна стойност, минимални и максимални стойности.

За извършване на аналитичната статистика използваме следните методи. Първо се определя разпределението на дадените променливи спрямо

популацията и спрямо групиращите променливи. За целта използваме метода на Kolmogorov – Smirnoff при брой случаи в извадката над 60 и Shapiro – Willik – при по-малък брой от 60.

При изследване на променливи, при които сравняваме средните стойности, използваме тест на Стюдънт, когато променливите имат нормално гаусово разпределение, и тест на Ман-Уитни – когато променливите са с различно от нормалното разпределение, оценено по горепосочените формули. Отчитаме резултатите чрез стойността на ***P***, която трябва да е <0,05, за да има статистически значима връзка.

При изследване на категорийни променливи, удачен е критерият Хи-квадрат и точният тест на Фишер. Отново се отчита стоността на ***P***.

За изследване на степен на зависимост използваме корелационен анализ. При анализ на количествени променливи използваме корелационният коефициент на Пърсън, а когато изследваме рангови промелниви, използваме коефициентът на Спиърман. Корелационният анализ, освен че дава информация дали има или няма статистически значима връзка (P-value), дава и степен на корелационна връзка, отразяваща силатана зависимост между двете променливи. Тя имачислов вид, вариращ между 0 и 1, като според него се разделя на отделни степени на корелационна зависимост.

V. РЕЗУЛТАТИ

Анализа на проучените показатели извършихме с програмата Prism GraphPad 8. и IBM SPSS Statistics. Статистическите зависимости могат да бъдат разделени най-общо на дескриптивни и аналитични. Изследваме следните зависимости: 1. Описателна статистика по отношение точност на планиране при двете техники. 2. Разлики между предоперативно и постоперативно измерени биомеханични параметри. 3. Сравнителен анализ по отношение точност на планиране при двете техники. 4. Влияние на 3-Д принтирането върху някои клинични показатели. 5. Изследване на факторите, влияещи върху планирането.

V.1 Дескриптивна статистика

V.1.1 Резултати по отношение точност на планиране на компонентите

Започваме анализа със съвпадението на планирани/имплантирани компоненти на ендопротезата, като сравняваме резултатите при дигитално 2-д планираните случаи с тези, при които е извършена 3-д симулация.

При планиране на ацетабуларната компонента получаваме следните резултати (табл. 3, фиг. 35). Категориите са: 0- точно съвпадение; 1- разлика в границите ±1 размер; 2- ± 2 размера; 3- ±3 размера; 4- ± 4 размера; 5- ±5 размера.

Съвпадение на ацетабуларна компонента	N	%
0	22	24.44444
1	39	43.33333
2	16	17.77778
3	8	8.888889
4	2	2.222222
5	3	3.333333

Табл. 3 Точност при планиране на ацетабуларната компонента.



Фиг. 35Хистограма, отразяваща точността при планиране на ацетабуларната компонента

По отношение на разликата на планирана/имплантирана феморална комонента получаваме следните резултати(табл. 4, фиг. 36). Тук категориите са: 0-точно съвпадение; 1- разлика в рамите на ± 1 размер; 2- ± 2 размера; 3- ±3 размера; 4- ± 4 размера.

Категория	N	%
0	26	26.80412
1	36	37.1134
2	29	29.89691
3	5	5.154639
4	1	1.030928

Таб. 4 Точност при планиране на феморалната компонента.



Фиг.36Хистограма, отразяваща точността при планиране нафеморалната компонента

При определяне дължината на шийката на бедрената глава получаваме следните стойности(табл. 5, фиг. 37), като категориите са: 0-точно съвпадение; 1- разлика в рамите на ± 1 размер; 2- ± 2 размера.

Категория	N	%
0	49	47.57282
1	48	46.60194
2	6	5.825243

Табл. 5 Точност при планиране на дължина на шийката.



Фиг. 37Хистограма, отразяваща точността при планиране на бедрената шийка.

За улеснение при анализа на данните съвпадението при планиране на феморалната и ацетабуларната компенента може да бъде сведено до две категории – добро и лошо планиране(табл.6). В категория „добро" планиране обединяваме случаите с точно планиране и тези в границите ±1 размер, както и случаите с разлика повече от ±2 размера. Тук получаваме следните резултати.

Точност	Ацетабулум N	Ацетабулум %	Femur N	Фемур %
0	62	68.88889	59	62.10526
1	28	31.11112	36	37.89474

Табл. 6Релативна точност на предоперативния план, при която категориите са: 0-точно планиране и в границите на ±1 размер; 1 – разминаване с размер от ±2 размера и повече.

В групата, използваща 3-д принтирани модели, сме отчели само точността при планиране на ацетабуларната компонента(табл.7). При нея отчитаме единствено точно съвпадение и разлика в рамките на ±1 размер.

Точност	N	%
0	15	60
1	10	40

Таб. 7Точност при планиране на ацетабуларната компонента в групата с извършено 3-D принтиране.

V.1.2. Резултати при биомеханичните параметри

Случаите, при които ацетабуларната костна загуба е IIc, IIIa или IIIb са 57 (54,80%). В тази група случаи сме планирали използване на антипротрузионни кейджове, танталови аугменти и мегакапсули, както и остеопластика. Пациентите, при които са планирани антипротрузионен кейдж/аугментация са 29 (50,87 %).

Тежка феморална костна загуба (IIIa, IV) се установява при 15 случая (14,28%). При всички от тях е счетена за необходима остеопластика. Постоперативно остеопластика на фемура е осъществена при 8 случая (53,33% от случаите с тежък феморален костен дефект).

Важно уточнение в групата с изготвянето на 3-Д модел, е отчитането на разлика в определената степен на костна загуба по Paprosky. От всички 25 случая, в 11 (44%) се установява разлика с мин. една степен, а при 4 (16 %) – с две степени. Резултатите са потвърдени инртаоперативно (табл. 8).

Case	Pap X-ray	Pap 3-D
1	I	IIa
2	IIIa	IIIa
3	IIc	IIc
4	IIb	IIc
5	IIc	IIIa
6	IIa	IIc
7	IIa	IIc
8	IIIa	IIIa
9	I	IIb
10	IIIc	IIIc
11	IIIa	IIIb
12	IIIa	IIIb
13	IIc	IIc
14	IIIa	IIIa
15	IIb	IIb
16	IIIa	IIIa
17	IIIa	IIIa
18	IIIa	IIIb
19	IIIa	IIIa
20	IIIb	IIIb
21	IIc	IIc
22	IIIb	IIIb
23	IIc	IIIa
24	IIIa	IIIa
25	II c	IIIb

Табл. 8Разлика в костната загуба при двете техники на изследване

По отношение на измерените постоперативно биомеханични параметри получаваме следните резултати. Средната стойност на постоперативната разлика в дължината на крайниците е 7,71 мм, по медианата е 6 мм (2-24 мм). При постоперативно измерения феморален офсет стойностите са 40,19мм средно, с медиана 41.00мм (20 – 53 мм)(табл.9).

Центъра на ротация се измерва в две равнини – хоризонтала (Х) и вертикала (У). Стойностите в двете направления е: 2,66мм - по оста Х (0-11мм); 3,17 мм по У (0-15 мм).

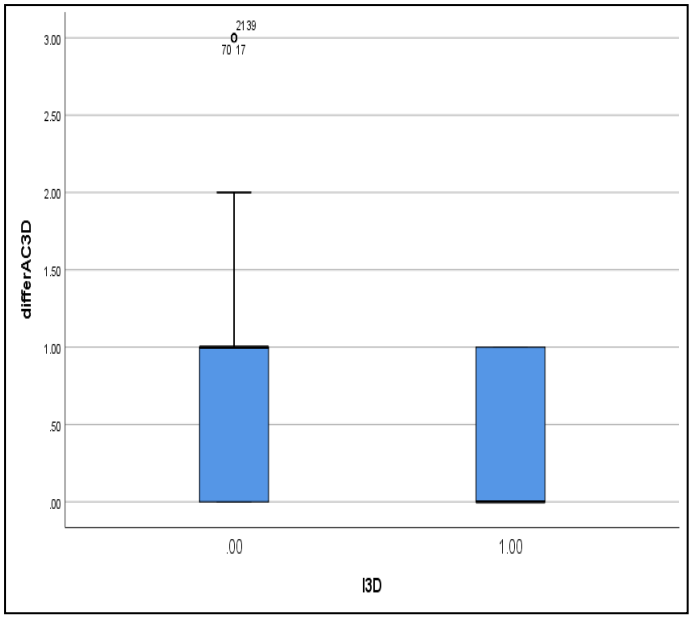
Категория	Offset postoperatively	LLD postoperatively	Difference COR X	Difference COR Y
Minimum	20.00	2.000	0.000	0.000
25% Percentile	38.00	5.000	1.000	1.000
Median	41.00	6.000	2.000	2.000
75% Percentile	44.00	10.00	4.000	4.750
Maximum	53.00	24.00	11.00	15.00
Range	33.00	22.00	11.00	15.00
Mean	40.19	7.712	2.663	3.173
Std. Deviation	5.873	4.656	2.313	2.948
Std. Error of Mean	0.5759	0.4566	0.2268	0.2890
Coefficient of variation	14.61%	60.38%	86.86%	92.89%

Табл. 9 Разпределение на постоперативно измерените биомеханични параметри.

V.2 Сравнителен анализ на резултатите при двете техники

V.2.1Надеждност на метода на 3-д принтиране по отношение точността напланирането на ацетабуларната компонента.

За целта използваме тест за независими извадки на Ман-Уитни след проверка на разпределението на двете променливи по метода на Kolmogorov – Smirnoff и Shapiro- Willi, която установява различно от нормално разпределение на променливите. Нулевата хипотеза е, че 3-д принтирането не влияе на точността при определяне на размера на ацетабуларната компонента (фиг. 38, табл. 10).



Фиг. 38 Влияние на 3-Д върху точността при планиране на ацетабуларна компонента

Ranks

	I3D	N	Mean Rank	Sum of Ranks
differAC3D	.00	65	50.38	3275.00
	1.00	25	32.80	820.00
	Total	90		

Test Statistics[a]

	differAC3D
Mann-Whitney U	495.000
Wilcoxon W	820.000
Z	-3.087
Asymp. Sig. (2-tailed)	.002
Exact Sig. (2-tailed)	.002
Exact Sig. (1-tailed)	.001
Point Probability	.000

Табл. 10. Влияние на 3-Д върху точността при планиране на ацетабуларна компонента

При стойности на P <0,05 отхвърляме нулевата хипотеза и приемаме алтернативната – 3-д планирането влияе върху точността на планиране на ацетабуларната компонента.

За по-голяма точност на изследването сме разделили планирането на ацетабуларната компонента на релативно добро и релативно лошо в две категории. Тук е приложим тестът на Хи-квадрат, който потвърждава, че 3-д принтирането на анатомични модели влияе върху точността на планиране (табл. 11).

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)	Point Probability
Pearson Chi-Square	6.200[a]	1	.013	.022	.014	
Continuity Correction[b]	5.009	1	.025			
Likelihood Ratio	5.970	1	.015	.022	.014	
Fisher's Exact Test				.022	.014	
Linear-by-Linear Association	6.131[c]	1	.013	.022	.014	.010
N of Valid Cases	90					

Табл. 11

V.2.2. Влияние на 3-д принтирането върху биомеханичните параметри.

По отношение разликата в планиран/постоперативен център на ротация използваме същия тест съответно за разлика в планиран/постоперативен център на ротация по хоризонтала (Х) и по вретикала (У).

Ranks	I3D	N	Mean Rank	Sum of Ranks
corX	.00	79	49.70	3926.00
	1.00	25	61.36	1534.00
	Total	104		

Test Statistics[a]

	corX
Mann-Whitney U	766.000
Wilcoxon W	3926.000
Z	-1.708
Asymp. Sig. (2-tailed)	.088
Exact Sig. (2-tailed)	.088
Exact Sig. (1-tailed)	.044
Point Probability	.000

Табл. 12- 13 Влияние на 3-Д върху разликата в центъра на ротация по хоризонтала

Ranks

	I3D	N	Mean Rank	Sum of Ranks
corY	.00	79	51.11	4038.00
	1.00	25	56.88	1422.00
	Total	104		

Test Statistics[a]

	corY
Mann-Whitney U	878.000
Wilcoxon W	4038.000
Z	-.843
Asymp. Sig. (2-tailed)	.399
Exact Sig. (2-tailed)	.403
Exact Sig. (1-tailed)	.201
Point Probability	.001

Табл. 14-15 . Влияние на 3-Д върху разликата в центъра на ротация по вертикала

Не се установява статистически значимо влияние по тези параметри, следователно 3-д принтирането не влияе съществено върху разликата в центъра на ротация (табл. 12-15).

Анализираме аналогично влиянието и върху разликата между планиран и постоперативно поучен феморален офсет. Използваме теста на Стюдънт, тъй като установяваме нормално разпределение на променливата разлика в офсет (табл. 16-17).

Group Statistics	3D	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
differOffset	1.00	25	3.1600	6.20269	1.24054
	.00	79	1.2278	7.34838	.82676

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
									95% Confidence Interval of the Difference	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
differOffset	Equal variances assumed	.367	.546	1.187	102	.238	1.93215	1.62822	-1.29742	5.16173
	Equal variances not assumed			1.296	47.190	.201	1.93215	1.49079	-1.06662	4.93092

Табл.16 - 17. Влияние на 3-Д върху разликата в разликата в планиран/постоперативен феморален офсет

Не се установява статистическа значимост по отношение на феморалния офсет и 3-д принтирането.

По отношение влиянието на 3-д принтирането върху постоперативната разлика в дължината на крайниците получаваме следната зависимост, изследвана с теста на Ман-Уитни, тъй като променливата разлика в дължината на крайниците постоперативно има разпределение, различно от нормалното (табл. 18-19).

Ranks	I3D	N	Mean Rank	Sum of Ranks
LLDpostop	.00	79	53.20	4203.00
	1.00	25	50.28	1257.00
	Total	104		

Test Statistics[a]

	LLDpostop
Mann-Whitney U	932.000
Wilcoxon W	1257.000
Z	-.424
Asymp. Sig. (2-tailed)	.672
Exact Sig. (2-tailed)	.675
Exact Sig. (1-tailed)	.338
Point Probability	.001

Табл. 18-19 Влияние на 3-Д върху разликата в постоперативната разика в дължината на крайниците.

Не се установява статистически значима разлика между двете променливи.

За да изследваме влияние върху планирането в разликата между дължината на долните крайници изследваме влиянието на 3-д върху разликата между планирана корекция и постоперативно отчетена дължина. Използваме теста на Ман-Уитни, тъй като разпределението на променливата по критерия 3-Д имаразпределение, различно от нормалното. Получаваме следните резултати (табл. 20-21).

Ranks	I3D	N	Mean Rank	Sum of Ranks
DifferLLD	.00	79	50.26	3970.50
	1.00	25	59.58	1489.50
	Total	104		

Test Statistics[a]

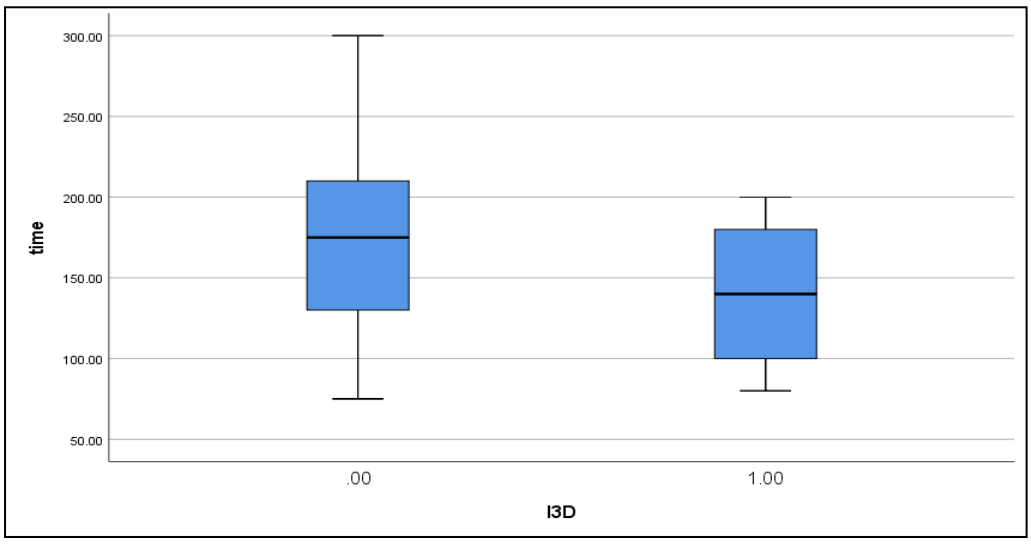
	DifferLLD
Mann-Whitney U	810.500
Wilcoxon W	3970.500
Z	-1.347
Asymp. Sig. (2-tailed)	.178
Exact Sig. (2-tailed)	.180
Exact Sig. (1-tailed)	.090
Point Probability	.001

Табл. 20-21 Влияние на 3-Д върху точността на планиране в НЕДК

Не се установява статистически значимо влияние между променливите.

V.2.3. 3-Д принитране и други показатели

По отношение влиянието на 3-д принтирането върху интраоперативното време получаваме следната зависимост, използвайки теста на Ман-Уитни, тъй като разпрделението по категория 3-Д на времето няма нормално разпределение (фиг. 39, табл. 22-23).



Фиг. 39 Влияние на 3-Д върху оперативното време.

Ranks	I3D	N	Mean Rank	Sum of Ranks
time	.00	79	56.47	4461.50
	1.00	25	39.94	998.50
	Total	104		

Test Statistics[a]

	time
Mann-Whitney U	673.500
Wilcoxon W	998.500
Z	-2.395
Asymp. Sig. (2-tailed)	.017
Exact Sig. (2-tailed)	.016
Exact Sig. (1-tailed)	.008
Point Probability	.000

Табл. 22 – 23 Влияние на 3-д върху оперативното време

Установява се статистически значима разлика между оперативното време при 3-д принтиране и 2-д планиране.

По отношение на кръвозагубата получаваме следните резултати, използвайки теста на Ман-Уитни, тъй като по този фактор установяваме различно от нормалното разпределение на променливите (табл. 24-25).

Ranks

	I3D	N	Mean Rank	Sum of Ranks
differHB	.00	79	50.26	3970.50
	1.00	25	59.58	1489.50
	Total	104		

Test Statistics[a]

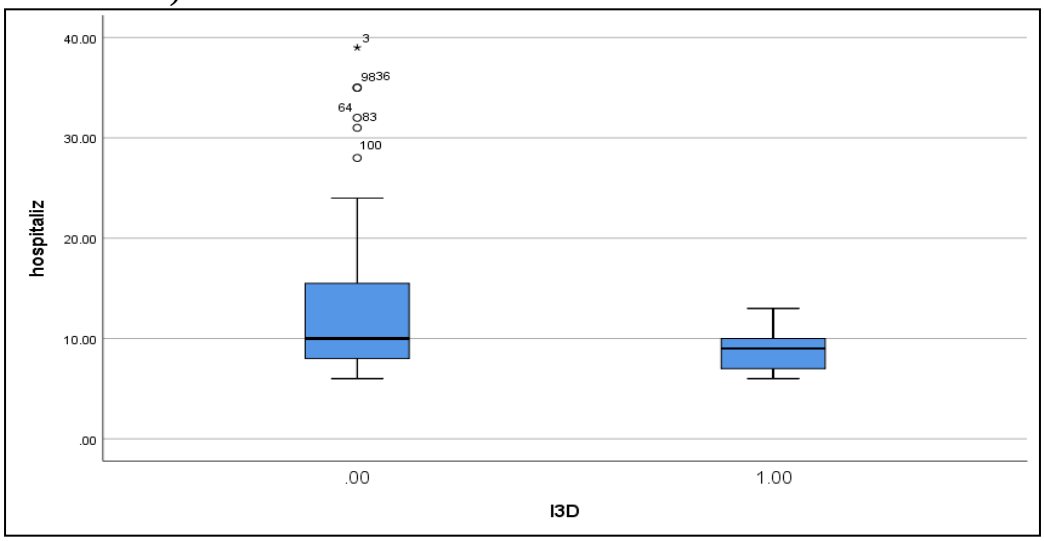
	differHB
Mann-Whitney U	810.500
Wilcoxon W	3970.500
Z	-1.347
Asymp. Sig. (2-tailed)	.178

a. Grouping Variable: I3D

Табл. 24-25 Елияние на 3-д върху кръвозагубата

Не се установява статистически значима разлика по отношение на влиянието на 3-д принтирането върху кръвозагубата.

По отношение на брой дни хоспитализация, изследваме влиянието на 3-Д симулацията спрямо конвенционалното дигитално планиране по Ман-Уитни, тъй като променливата няма нормално разпределение (фиг. 40, табл.26-27).



Фиг. 40 Влияние на 3-Д върху проежани дни

Ranks	I3D	N	Mean Rank	Sum of Ranks
hospitaliz	.00	79	55.90	4416.00
	1.00	25	41.76	1044.00
	Total	104		

Test Statistics[a]

	hospitaliz
Mann-Whitney U	719.000
Wilcoxon W	1044.000
Z	-2.052
Asymp. Sig. (2-tailed)	.040
Exact Sig. (2-tailed)	.040
Exact Sig. (1-tailed)	.020
Point Probability	.000

Табл. 26-27 Влияие на 3-д върхупролежани дни

Установява се статистически значима разлика по отношение на двете променливи, т.е. при случаите, при които е извършено 3-Д принтиране броят пролежани дни в болница е значително по-нисък.

По отношение на честотата на постоперативните луксации не установяваме статистически значима връзка между 3-D принтирането и лксациите по метода на кростабулация и критерият Хи-квадрат (табл. 28).

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)	Point Probability
Pearson Chi-Square	.301[a]	1	.583	.629	.445	
Continuity Correction[b]	.003	1	.955			
Likelihood Ratio	.281	1	.596	.629	.445	
Fisher's Exact Test				.629	.445	
Linear-by-Linear Association	.298[c]	1	.585	.629	.445	.297
N of Valid Cases	104					

Табл. 28 Влияние на 3-д върху честотата на постоперативните луксации

Връзка се установява при изследване на постоперативната стойност на феморалния офсет и честотата на луксаците (табл. 29).

Ranks	Luxa	N	Mean Rank	Sum of Ranks
offsetPostop	.00	98	54.05	5297.00
	1.00	6	27.17	163.00
	Total	104		

Test Statistics[a]

	offsetPostop
Mann-Whitney U	142.000
Wilcoxon W	163.000
Z	-2.125
Asymp. Sig. (2-tailed)	.034
Exact Sig. (2-tailed)	.031
Exact Sig. (1-tailed)	.016
Point Probability	.000

Табл. 29 Влияние на постоперативния офсет върху честотата на луксациите.

Установяваме слаба корелационна връзка между честотата на луксациите и разликата между планиран/постоперативно измерен офсет, като с нарастване на разликата нараства и честотата на луксация (табл. 30).

Correlations

			differOffset	Luxa
Spearman's rho	differOffset	Correlation Coefficient	1.000	.188
		Sig. (2-tailed)	.	.055
		N	104	104
	Luxa	Correlation Coefficient	.188	1.000
		Sig. (2-tailed)	.055	.
		N	104	104

Табл. 30 Влияние на точността на планирания ФО върху честотата на луксации

V.3 Фактори, влияещи върху планирането

Извеждаме някои фактори, които биха имали отношение към точността на предоперативното планиране.

Чрез корелационен коефициент на Спиърман изследваме влиянието на тежестта на костната загуба към точността на планирането на ацетабуларната компонента (табл. 31).

Correlations

			Папроски	Точност
Spearman's rho	papXray	Correlation Coefficient	1.000	-.076
		Sig. (2-tailed)	.	.476
		N	104	90
	differAC	Correlation Coefficient	-.076	1.000
		Sig. (2-tailed)	.476	.
		N	90	90

Табл. 31 Влияние на степента на костна загуба при ацетабулума върху точността при определяне на ацетабуларната компонента.

Стойността на корелационния коефициент клони към 0, затова може да се каже, че не се установява корелационна връзка между двете

променливи, следователно точността на планирането не зависи от степента на костните дефекти. Изследване на същите променливи чрез кростабулация и Chi-Square test доказват хипотезата, че няма статистическа зависимост между изследваните величини (табл. 32).

Chi-Square Tests

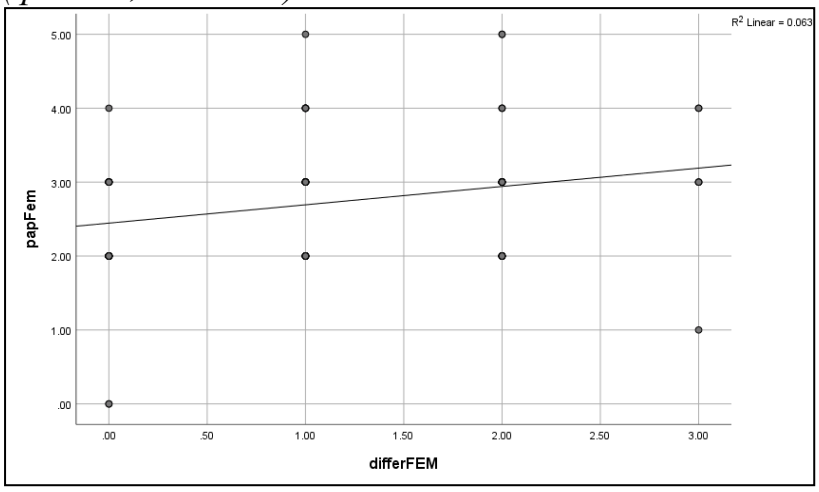
	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)	Point Probability
Pearson Chi-Square	21.818[a]	18	.240	.[b]		
Likelihood Ratio	22.783	18	.199	.356		
Fisher's Exact Test	20.159			.229		
Linear-by-Linear Association	.434[c]	1	.510	.527	.266	.020
N of Valid Cases	90					

Табл. 32 Влияние на степента на костна загуба при ацетабулума върху точността при определяне на ацетабуларната компонента.

Разглеждаме точният тест на Fisher, тъй като при кростабулацията се установява, че съществуват клетки, при които очакваните стойности са под 5.

Следователно може да се заключи, че тежестта на ацетабуларната костна загуба не влияе върху точността на планиране на размера на ацетабуларната компонента.

Същия анализ се използва и при влиянието на костната загуба при фемура и точността при планирането на феморалната компонента (фиг. 41, табл. 33).



Фиг. 41Влияние на феморалната костна загуба върху точността при определяне на феморална компонента

Correlations

			papFem	differFEM
Spearman's rho	papFem	Correlation Coefficient	1.000	.238*
		Sig. (2-tailed)	.	.019
		N	103	97
	differFEM	Correlation Coefficient	.238*	1.000
		Sig. (2-tailed)	.019	.
		N	97	97

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Табл. 33 Влияние на феморалната костна загуба върху точността при определяне на феморална компонента

При изследване влиянието на феморалната костна загуба върху точността при планирането на размера на феморалната компонента установяваме позитивна корелационна връзка.Това означава, че с нарастване на степента на костна загуба се увеличава неточността на предоперативния план.

По отношение влияние на тежестта на костната загуба при ацетабулума върху точността при планиране на дължинатана бедрената шийка получаваме следните резултати (табл. 34-35).

Correlations

			papXray	differCERV
Spearman's rho	papXray	Correlation Coefficient	1.000	-.046
		Sig. (2-tailed)	.	.646
		N	104	103
	differCERV	Correlation Coefficient	-.046	1.000
		Sig. (2-tailed)	.646	.
		N	103	103

Табл. 34степента на костна загуба при ацетабулума върху точността при определяне на дължината на шийката

Correlations

			differCERV	papFem
Spearman's rho	differCERV	Correlation Coefficient	1.000	-.039
		Sig. (2-tailed)	.	.695
		N	103	102
	papFem	Correlation Coefficient	-.039	1.000
		Sig. (2-tailed)	.695	.
		N	102	103

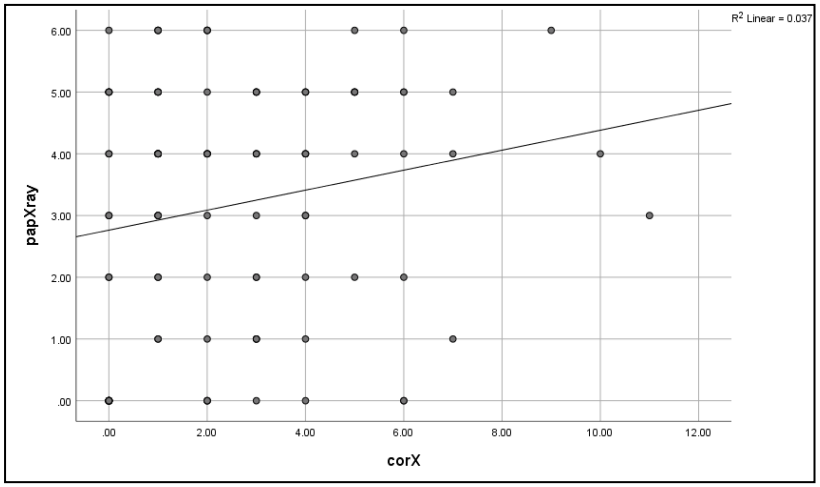
Табл. 35 Влияние на феморалната костна загуба при точносттана определяне на дължината на шийката

Не се установява статистически значима връзка между тежестта на костната загуба и точността при определяне дължината на бедрената шийка.

При изследване влиянието на тежестта на феморалната костна загуба по отношение точността при планирането на бедрената шийка също не се установява статистически значима връзка.

Анализ на влиянието на отделните фактори по отношение на планирани/постоперативно измерени биомеханични параметри.

Центъра на ротация е измерен в две равнини, затова провеждаме 2 теста за двете отделни променливи. По оста X и прилагаме корелационен анализ Пиърсън за влияние на костната загуба (фиг. 42, табл. 36).



Фиг. 42 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и разликата между планиран и постоперативно измерен център на ротация по вертикала (У).

Correlations

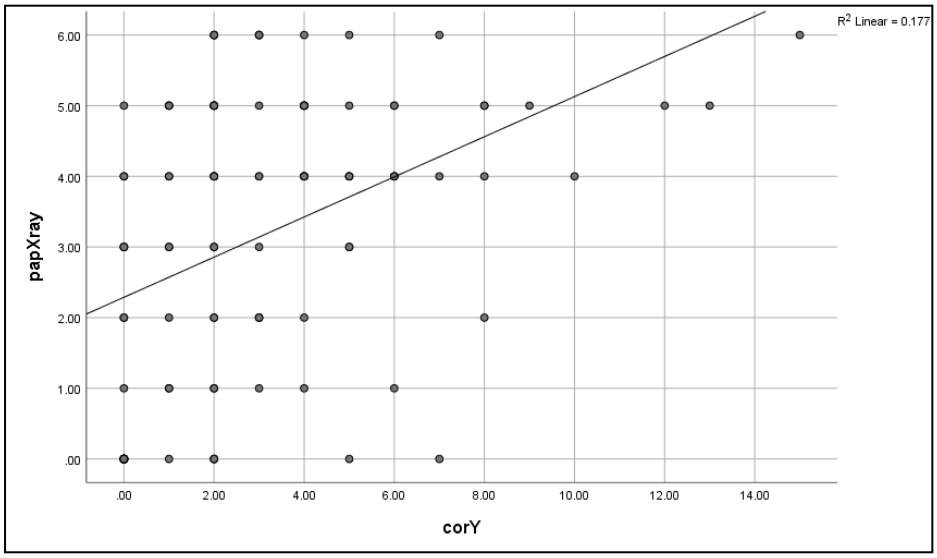
			papXray	corX
Spearman's rho	papXray	Correlation Coefficient	1.000	.209*
		Sig. (2-tailed)	.	.034
		N	104	104
	corX	Correlation Coefficient	.209*	1.000
		Sig. (2-tailed)	.034	.
		N	104	104

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Табл. 36 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и разликата между планиран и постоперативно измерен център на ротация по хоризонтала (Х).

Отчита се статистически значима позитивна корелационна връзка. При корелационния анализ се извежда и т.нар. степен на значимост, отбелязана със знака *. Корелационната връзка е слаба, но стойността на P е <0,05.Следователно може да се заключи, че фактора тежест на костната загуба влияе върху по-голямата неточност в постоперативно измерения център на ротация спрямо планирания.

При корелационен анализ на влияние на тежестта на костната загуба по Paprosky при отклонението на центъра на ротация по вертикалата – У получаваме следните резултати, отразени в таблицата (фиг. 43, табл. 37).



Фиг. 43 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и разликата между планиран и постоперативно измерен център на ротация по вертикала (У).

Correlations

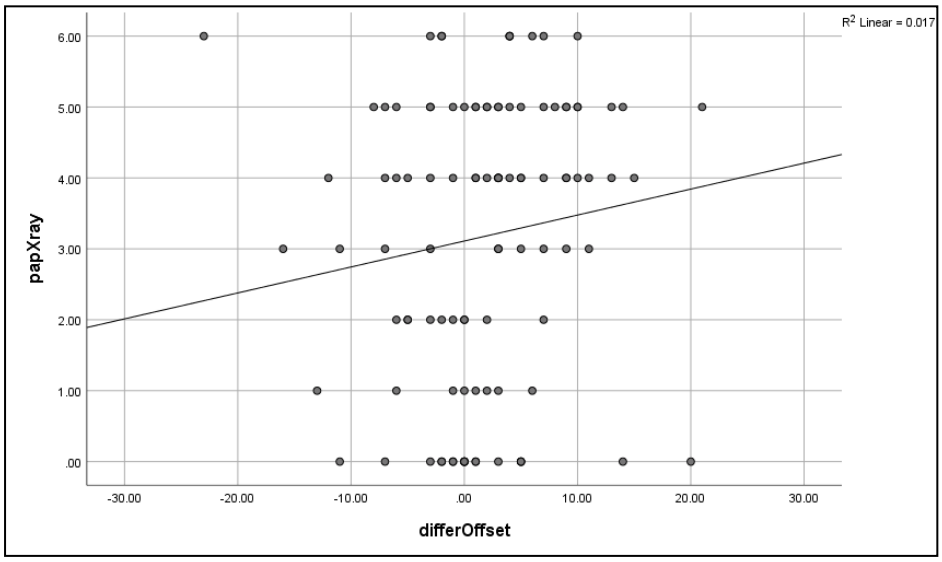
			papXray	corY
Spearman's rho	papXray	Correlation Coefficient	1.000	.459**
		Sig. (2-tailed)	.	.000
		N	104	104
	corY	Correlation Coefficient	.459**	1.000
		Sig. (2-tailed)	.000	.
		N	104	104

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Табл. 37 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и разликата между планиран и постоперативно измерен център на ротация по вертикала (У).

Тук наблюдаваме по-висока степен на корелация, спрямо изследването по оста X. Установява се статистически значима корелационна връзка, при която с нарастване на степента на костна загуба се увеличава неточността на постоперативно постигнатия център на ротация спрямо планирания.

При корелационен анализ по отношение влиянието на ацетабуларната костна загуба върху разликата между предоперативно планиран и постоперативно измерен феморален офсет получаваме следните резултати (фиг. 44, табл. 38).



Фиг. 44 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и разликата между предоперативно планиран и постоперативно измерен феморален офсет.

Correlations

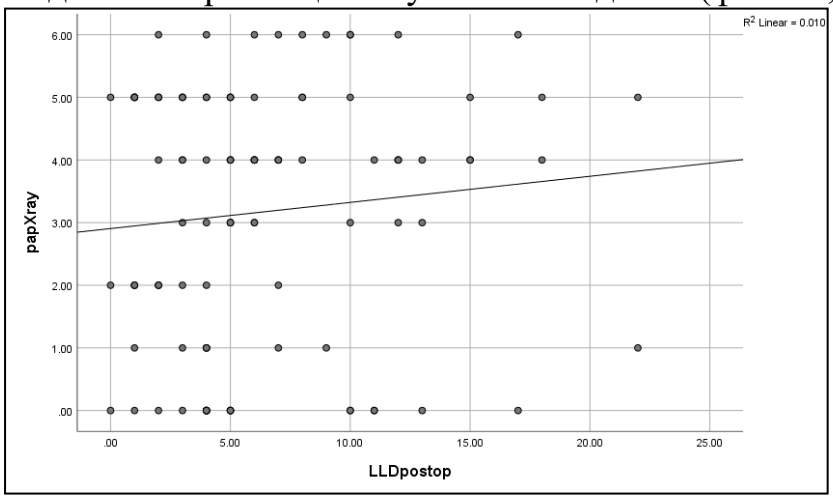
			papXray	differOffset
Spearman's rho	papXray	Correlation Coefficient	1.000	.193
		Sig. (2-tailed)	.	.050
		N	104	104
	differOffset	Correlation Coefficient	.193	1.000
		Sig. (2-tailed)	.050	.
		N	104	104

Табл. 38 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и разликата между предоперативно планиран и постоперативно измерен феморален офсет.

Установява се слаба позитивна корелационна връзка между двата показателя, което се тълкува по следният начин: при по-висока степен на

ацетабуларна костна загуба се установява по-голяма неточност по отношение на разликата между планирания и постоперативно измерения феморален офсет.

Изследването на същия фактор по отношение разликата в дължината на крайниците получаваме следното.
При изследване виянието на ацетабуларната костна загуба върху абсолютната стойност на постоперативно измерената разлика в дължина на долните крайници получаваме следното (фиг. 45, табл. 39).



Фиг. 45 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и постоперативно измерена НЕДК.

Correlations

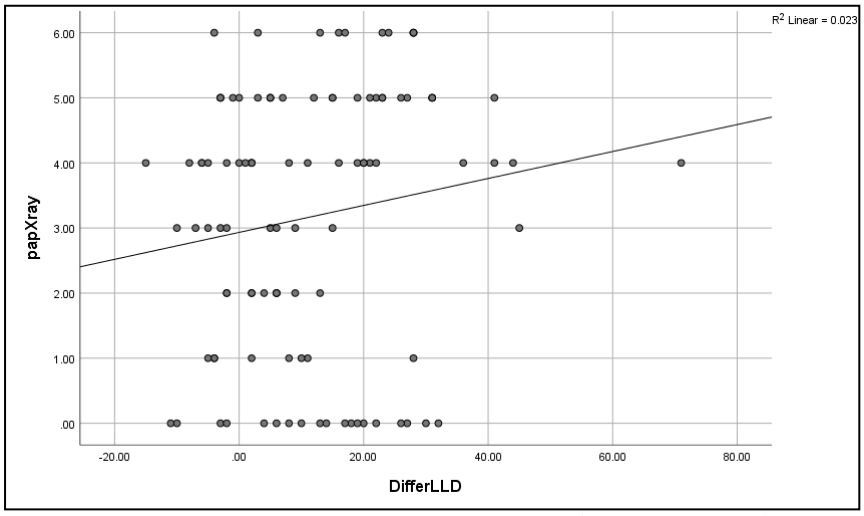
			papXray	LLDpostop
Spearman's rho	papXray	Correlation Coefficient	1.000	.097
		Sig. (2-tailed)	.	.328
		N	104	104
	LLDpostop	Correlation Coefficient	.097	1.000
		Sig. (2-tailed)	.328	.
		N	104	104

Табл. 39 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и постоперативно измерена НЕДК.

Установява се много слаба корелационна връзка между изследваните променливи. Това ще рече, че с нарастване на тежестта на ацетабуларната костна загуба нараства слабо и постоперативно измерената разлика в дължина на краниците.

Създаваме нова променлива, отразяваща планирането на корекцията в ралзиката между дължината на долните крайници, получена след

изваждане на постоперативната разлика от предоперативно планираната. При изследване влиянието наацетабуларната костна загуба получаваме следните резултати (фиг. 47, табл. 40).



Фиг. 46 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и разликата между предоперативно планирана и постоперативно измерена разлика в дължина на крайниците.

Correlations

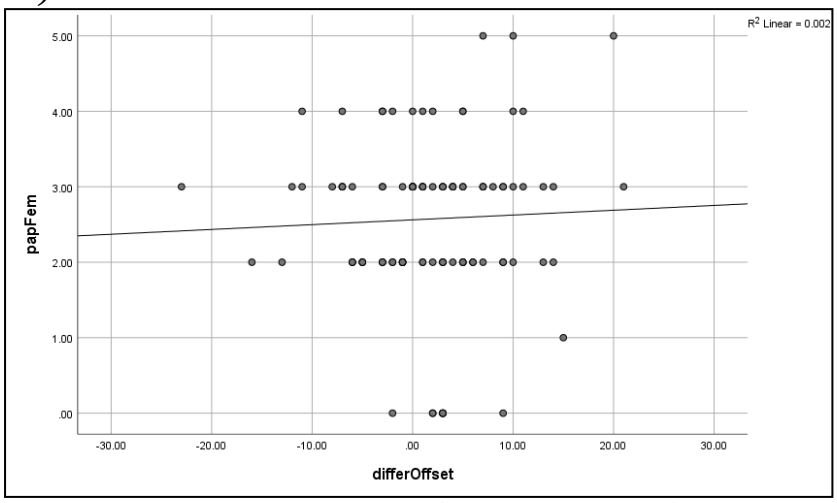
			papXray	DifferLLD
Spearman's rho	papXray	Correlation Coefficient	1.000	.178
		Sig. (2-tailed)	.	.070
		N	104	104
	DifferLLD	Correlation Coefficient	.178	1.000
		Sig. (2-tailed)	.070	.
		N	104	104

Табл. 40 Корелационен анализ за влияние на тежестта на ацетабуларна костна загуба и разликата между предоперативно планирана и постоперативно измерена разлика в дължина на крайниците.

Отово се наблюдава слаба позитивна корелационна връзка между двете тествани променливи. Това означава, че с нарастване тежестта на ацетабуларната костна загуба нараства и неточността при планирането на корекцията в разликата в дължината на двата долни крайника.

При изследване влиянието на феморалната костна загуба изключваме показателя център на ротация, тъй като няма отношение към планирането на последния. Затова се спираме само на влиянието на тази променлива по отношение на феморалния офсет и разликата в дължинатана краниците.

По отношение на разликата между планиран и постоперативно измерен феморален офсет получаваме следната корелация (фиг. 47, табл. 41).



Фиг. 47 Корелационен анализ за влиянието на феморалната костна загуба и разликата между планиран и постоперативно измерен ФО

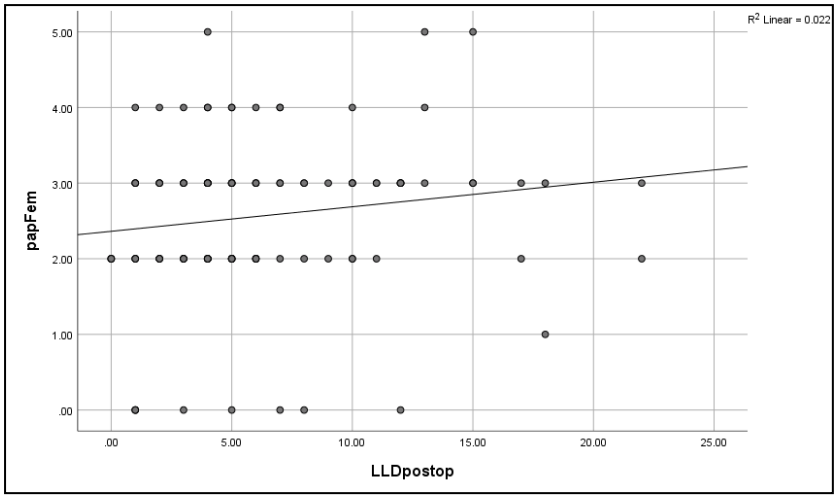
Correlations

			papFem	differOffset
Spearman's rho	papFem	Correlation Coefficient	1.000	.040
		Sig. (2-tailed)	.	.692
		N	103	103
	differOffset	Correlation Coefficient	.040	1.000
		Sig. (2-tailed)	.692	.
		N	103	104

Табл. 41 Корелационен анализ за влиянието на феморалната костна загуба и разликата между планиран и постоперативно измерен ФО

Получаваме изключително ниска степен на корелация, клоняща към 0, което означава, че няма статистически значима корелационна зависимост между изследваните променливи. Следователно феморалната костна загуба не влияе съществено върху разликата между планиран и постоперативно измерен феморален офсет.

Същият анализ използваме и при изследване зависимостта на постоперативно измерентата разлика в дължина на крайниците от степента на феморална костна загуба (фиг. 48, табл. 42).



Фиг. 48 Влияние на феморалната костна загуба при постоперативно измерена НЕДК

Correlations

			papFem	LLDpostop
Spearman's rho	papFem	Correlation Coefficient	1.000	.194*
		Sig. (2-tailed)	.	.050
		N	103	103
	LLDpostop	Correlation Coefficient	.194*	1.000
		Sig. (2-tailed)	.050	.
		N	103	104

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Табл. 42 Влияние на феморалната костна загуба при постоперативно измерена НЕДК

Установява се слаба степен на корелация при изследването на двете променливи, следователно нарастването на степента на феморална костна загуба влияе върху постоперативната разлика в дължината накраниците.

Измерена е разликата между предоперативно планираната и постоперативно измерената разлика в дължина на крайниците, отчитаща точността на предоперативния план, като въз основа на тази нова променлива изследваме горепосочената зависимост (табл. 43).

Correlations

			papFem	DifferLLD
Spearman's rho	papFem	Correlation Coefficient	1.000	-.017
		Sig. (2-tailed)	.	.865
		N	103	103
	DifferLLD	Correlation Coefficient	-.017	1.000
		Sig. (2-tailed)	.865	.
		N	103	104

Табл. 43Влияние на феморалната костна загуба при разликата между планирана и постоперативно измерена НЕДК

Установява се негативна коралация, при която корелационният коефициент клони към 0, следователно може да се заключи, че феморалната костна загуба не влияе върху планирането на корекцията в разликата в дължините на крайниците. Т.е. тежестта на феморална костна загуба влияе положително върху абсолютната стойност в постоперативната разлика в дължината на крайниците, но не и върху точността на нейното планиране.

V.4. Обобщение на резултатите

Статистически значима връзка установяваме по отношение на:

- точността на планиране на АК при 3-Д и дигитална техника;
- по отношение на оперативно време и болничен престой – предимство на техниката на 3-Д принитране;
- влияние на планиран/постоперативно измерен офсет и честота на луксации;
- влияние на феморална костна загуба по отношение точността на планиране на ФК;
- наличие на корелация по отношение на ацетабуларна костна загуба и точност на планиране на ЦР, ФО и НЕДК;
- корелация между феморална костна загуба и постоперативно измерена НЕДК;

Слаба или липсваща статистически значима връзка:

- влияние на 3-Д върху точността при планирането на биомеханичните параметри;
- влияние 3-Д по отношение на кръвозагубата;
- влияние на ацетабуларната костна загуба върху точността при планиране на АК и дължина на бедрената шийка;
- влияние на феморалната костна загуба по отношение точността на планиране на ФО и НЕДК;

VI. ДИСКУСИЯ

VI.1 По отношение извършването на образните изследвания

Както вече бе упоменато, комплексното и ревизионното ендопротезиране на тазобедрената става е дискутабилен въпрос и предизвикателство пред всеки хирург(93). Нуждата от възстановяване на безболезнените движения и подобряване качеството на живот, са свързани с редица препятствия(114). Проблемите, свързани с биомеханиката на ставата – център на ротация, феморален офсет, възстановяване разликата в дължината на крайника, са не само част от задачите, но са и допълнително комплицирани от редица фактори(45). Костната загуба е налице както в областта на ацетабулума, така и на фемура(40). Това прави възстановяването на биомеханиката и мекотъканния баланс многократно по-сложни за решаване, тъй като стои въпроса по отношение определяне дизайна и фиксацията на компонентите, необходимост от костно заместване. Трябва да се подчертае, че неизбежен проблем е и отстраняването на компонентите на наличната ендопротеза. В съображение влиза необходимостта от остеотомия на големия трохантер (коса, разширена)(94,113,144,156,186). Оперативния достъп също трябва да се дискутира, тъй като е чест рисков фактор за усложнения(120). Повишен е и риска от усложнения – хирургична инфекция, луксация на ставата, БТЕ, декомпенсиране на придружаващо(и) заболявания.

Доброто предоперативно планиране на реконструкцията и на лечебния план като цяло е ключово при тези случаи(32). Необходим е мениджмънт на необходимите ресурси и добра логистика. Оценката на всеки случай подпомага планирането на необходимия инструментариум и импланти. Необходима е богата гама от средства по време на самата операция. При ацетабуларната реконструкция, за възстановяване цетъра на ротация се използват често „джъмбо”-размер капсули, полулунни и подпорни аугменти, антипротрузионни кейджове, остеосинтезни средства, костни заместители(36, 48,54,106, 118). При феморалната ревизия се използват монобкок и модулни стебла както с нормален, така и с латерализиран офсет(108,170,197). Във всеки момент от оперативната намеса стратегията може да бъде променена. Кръвния ресурс, фармакологичните агенти, възможностите за добра рехабилитация и постоперативни грижи също са

важни(173). Не трябва да се забравя и високата цена на тази процедура и последиците от усложненията след нея(117).

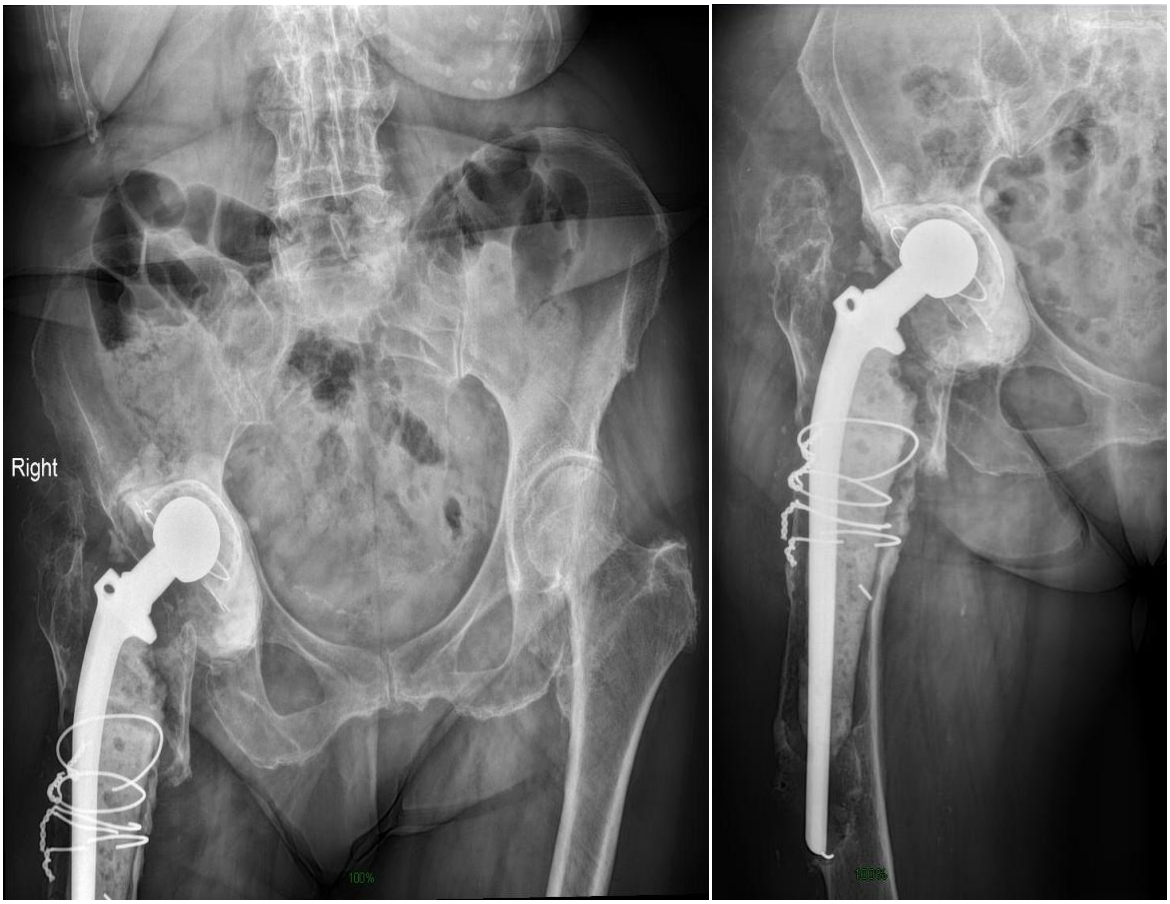
От казаното дотук става ясно, че е необходим добър предоперативен план и допускане на повече интраоперативни стратегии(139). За да може да се осъществи тази задача е необходима прецизна диагностика, позволяваща адекватна оценка на патологията и даваща възможност за последваща обработка. Компютърните техники предоставят отлична възможност за изпълнението на тази задача(98,164,167,183).

Фундамент в това отношение е доброто предоперативно рентгеново изследване. Минимумът изисквания е рентгенография в поне две проекции. Обикновено това са обзорната графия на таза с двете тазобедрени стави, както и профил на ставата, подлежаща на ендопротезиране. Задължително условие за фасовата проекция, е пациента да е легнал по гръб на рентгеновата маса, с долни крайници в около 5° вътрешна ротация. Двете тазобедрени стави трябва да са визуализирани добре, като същевременно е желателно да са видими феморалните компоненти в цяла дължина (фиг. 49).



Фиг. 49 Стандартна фасова рентгенография на таз с наличие на ондопротези двустранно

Когато не е възможно извършването на ренгениграфия на таза и феморалните компоненти в цял размер, необходима е допълнителна фасова рентгенография на съответния фемур (фиг. 50). Това е необходимо за точното определяне на костния дефект и неговото класифициране по общоприетите класификации, за оценка на типа и размера на наличното феморално стебло, наличие на костен цимент, определяне на дизайна и фиксацията на ревизионните компоненти, необходимостта от котен алографт. Също така трябва да се има предвид извършването на остеотомия, която е в серията е планирана при 62 случая (59,61 %) и приложена при 59 (56,73%).



Фиг. 50Необходимост от допълнителна рентгенография на фемур

Важността на правилно извършените рентенографии се определя и от необходимостта за акуратна оценка на биомеханичните параметри. Често, обаче, рентгеновото изследване е компроментирано в по-малка или по-голяма степен от увреденото общо състояние на болните, на които предстои комплексна или ревизионна тазобедрена артропластика. При тези пациенти позиционирането върху рентгеновата маса е затруднено. От особено значение е таза да е разположен хоризонтално, а двата долни крайника да са леко ротирани вътрешно (с допрени палци на стъпалото и раздалечени пети). Така ориентировъчните репери са симетрични двустранно и се отчитат лесно на рентгенографията. Показател за добрата рентгенография е симетричността на двата foramen obturatum (фиг. 51). При тежки случаи обаче е невъзможно постигането на това условие. Флексионна, аддукционна, външно/вътрешно ротаторна контрактура, тежко скъсяване на крайника, отклонения на таза и деформации в надлежащия гръбнак, са фактори, които нарушават качеството на образа. Това неизменно се отразява и на възможността за изготвяне на точен предоперативен план, както и за измерване на биомеханичните параметри на ставата(180).



Фиг. 51Рентгенография с недобро позициониране на рентгеновата маса. Несиметричност на двата обтураторни отвора.

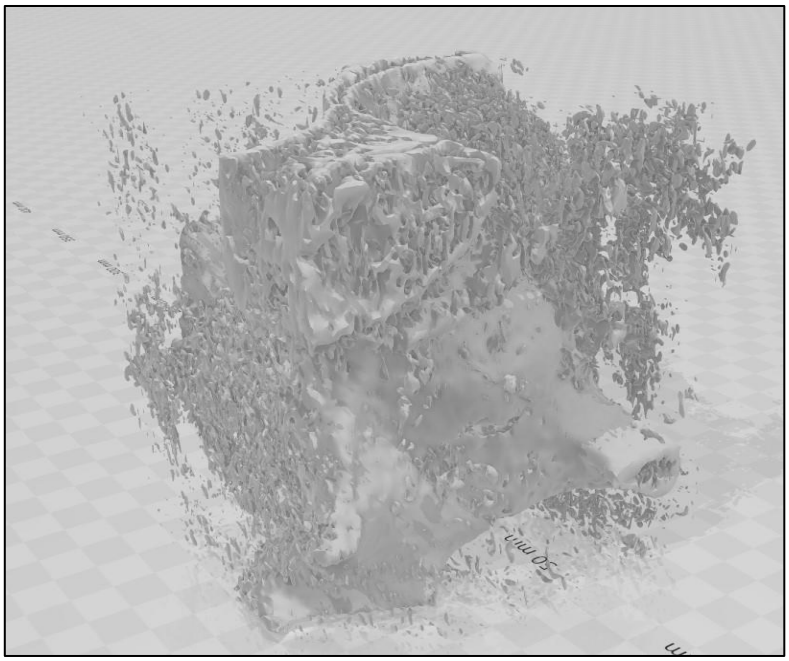
Дори и при правилно извършени рентгенографии не винаги е възможна точна класификация на костната загуба, особено в областта на ацетабулума. Въпреки фасовата и профилната графия, често трудно забележими остават остеолизата на предната, задната и медиалната ацетабуларни стени. Очевидно е, че при трудните за диагностика и лечение случаи на тежка остеолиза е необходимо допълнително образно изследване. Тук метод на избор е компютърната томография на таза. Тя дава многократно по-добра и ясна представа за ацетабуларните костни дефекти. От настоящето проучване се вижда, че често има несъответствие в рентгенографската класификация на ацетабуларната костна загуба и тази, определена чрез КТ и 3-Д симулация. Последващо създаване на 3-Д принтиран анатомичен модел е възможно чрез използване на скенеровия образ.

VI.2 По отношение спазването на протокола за КТ

За извършване на планиране на реконструкцията по анатомичен модел в реален размер, е необходимо спазване на редица условия, започващи от извършване на компютър- томографското изследване(31). Стандартния протокол за тазова КТ е . При ревизионните случаи имаме налична ендопротеза. Металната и структура дава множество артефакти. Ние следваме протокола на A. Blum с цел намаляване на артефактите, предизвикани от наличния метален имплант(38). При него, за извършване на КТ на таз с налична ендопротеза, е необходима редукция на напрежението, подавано в рентгеновата тръба за един оборот, до 120 KV, а ампераж да е в границите 100-200 mAs. Взема се предвид стандартния протокол за извършване на томография на таза, която е . Друг важен момент е дебелината на сканираните срезове(142). За получаване на добър 3-D модел е необходима редукция на дебелината на срезовете, за предпочитане е дебелина от 0,52 мм.

В нашия опит срещаме случаи, при които, поради наличните артефакти вследствие пренебрегване на оптималния протокол, се натъкваме на находка, влошаваща многократно качеството на получения 3-D модел. Обработката на подобен модел до получаване на принтабилен обект, изисква много повече време. Още при първоначалното разделяне на костната структура от околните тъкани, е затруднено. Артефактите от наличния метал са с дори по-висока плътност от костната. Дават дифузни засенчвания около зоната на изследване (фиг. 52). Ако чрез Threshold-

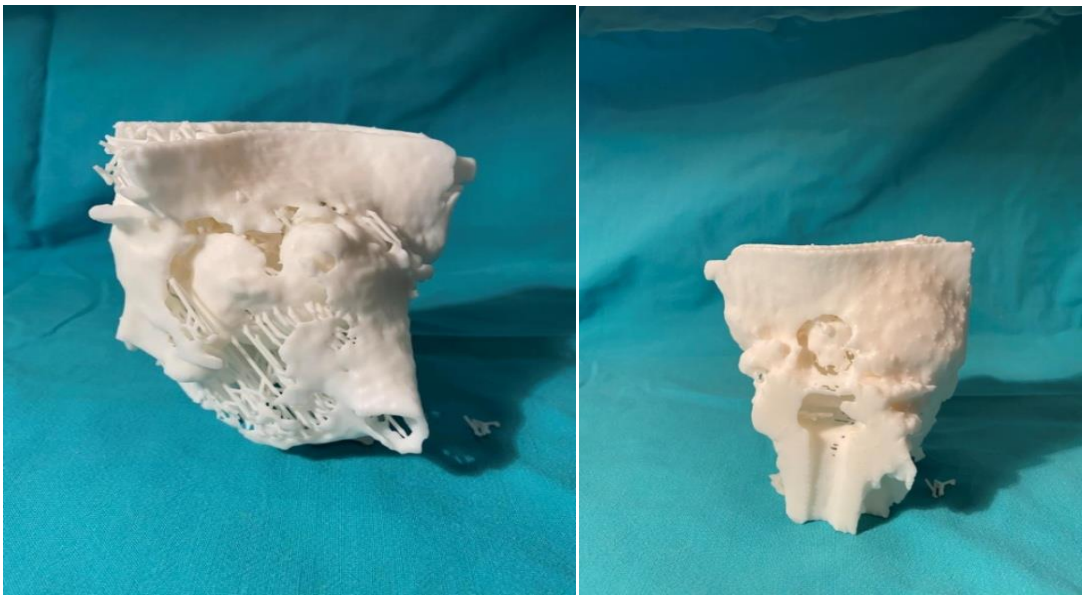
ефекта се опитаме да отстраним или редуцираме артефактната сянка, се нарушава костната структура, като могат да се формират „лъжливи” дефекти.



Фиг.52 Артефакти при неспазване на протокола за редукция на артефактите при КТ

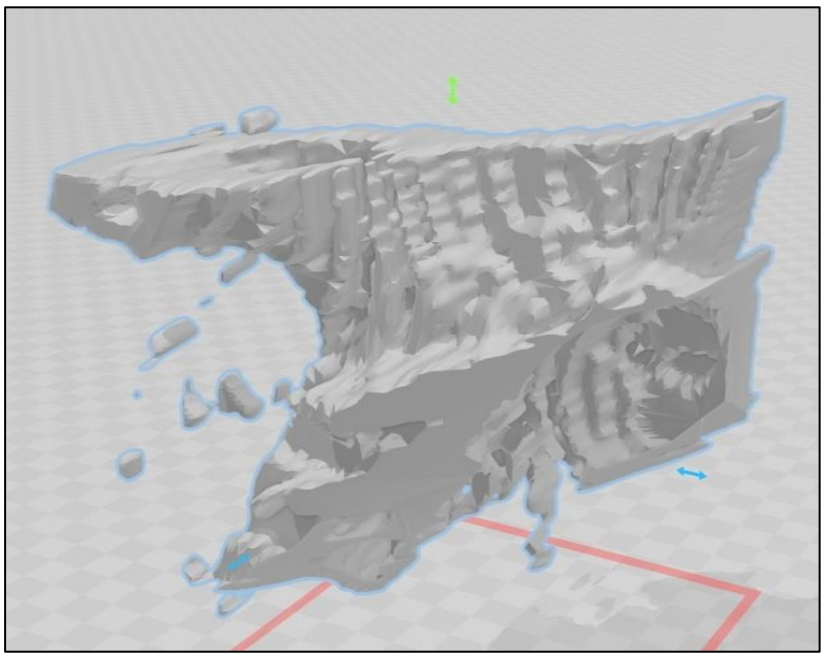
В този случай, ако успеем да запазим добра костна структура, е необходима изключително прецизна и трудоемка обработка на stl.- файла. Всеки допълнителен „шум” в образа би се отразил върху процеса на принтиране. Важно е да се упомене, че за да бъдат принтирани нестабилните от механична гледна точка участъци, е необходимо принтиране на т.нар. „съпорти”. Последното може да се разгледа като скелето при изграждането на една сграда например. „Съпортите” са също обект, който се принитира от материал. Колкото повече „Съпорти” са определени от съответните програми за 3-D принтиране, толкова повече се увеличава времето за отпечатване на модела. Тези добавъчни структури трябва да бъдат ръчно премахнати от макета, което допълнително усложнява процеса и изисква време, като не на последно място съществува опасност от увреждане на модела. Понякога дори 3-D принтера дава грешки при подобен тип некачествени образи, което налага започване на процеса отначало. Подобен модел на практика е негоден за обработка, особено като се има предвид факта, че материала, от който са

изготвени анатомичните модели, е с различни механични качества от костната структура (фиг. 53).



Фиг. 53Негоден за обработка биомодел поради наличие на артефакти от наличния имплант

При пренебрегване изискването за дебелината на срезовете, получаваме образ с изключително лоша разделителна способност. Тези модели също не подлежат на обработка, тъй като се променят в изключителна степен възможностите за адекватна оценка на качеството на костта, както и определяне размера и начина на фиксация на компонентите. Посоченото е видно от фигурата по долу (фиг. 54).



Фиг.54 Неспазване на оптимума за дебелина на среза

VI. 3 Дискусия на постоперативните резултати

Дискутирайки определянето на размера на компонентите, трябва да отбележим, че редица автори в своите трудове не разделят точно определените размери от тези в границите ±1 размер(14,39). Това се приема от повечето автори за добро планиране. Затова и нашите резултати, за улеснение при сравняването, ще бъдат сумирани процентите на точно съвпадналите и в границите на ± 1 размер. За точност на планираните размери на компонентите се говори предимно в литературните съобщения за проблема при първично ендопротезиране. В 1 публикация намираме конкретни проценти (104). Отчетени са стойности за точно съвпадение при 85 % от феморални компоненти и 78% при ацетабуларните. Трябва да се отбележи, че в конкретното проучване не е отчетена костната загуба в областта на ацетабулума и фемура. Друг недостатък е неотчитането на резултатите по отношение точно планиране и вариация в границите на ±1, ±2 и ± повече размери, което ние намираме за съществено.

В представената серия случаите на точно и в границата на ±1 размер за ацетабуларна компонента са 61 (67,77%) от планираните ацетабуларни ревизии. Стойносттае по-ниска от посочената в серията на Clauser, но отново трябва да се подчертае липсата на данни по отношение разпределението на костните дефекти в изследваната извадка. Ние откриваме 57 случая (54,69 %) с костна загуба IIc, IIIa или IIIb по Paprosky.

Спрямо планирането при първичното ендопротезиране наблюдаваните стойности, отразяващи точността на планиране при ацетабулума, се различават значително, като резултатите са далеч по-незадоволителни(104,178,191). Разбира се, това се отдава на факта, че при първичната артропластика не е наличен проблема с костната загуба. Избора на имлант и фиксация се свежда в границите циментна/безциментна фиксация, а размераа капсулите варира в много по-малки граници.

По отношение на феморална компонента наблюдаваните от нас резултати са сходни. 62 случая (63,91%) са точни или в рамките на ±1 размер. Отново се отчита разликата с представените от Clauser случаи и неточността е по-голяма, но не трябва да се пропуска факта, че костната загуба в тяхната извадка не е отчетена. При по-лекостепенни костни

дефекти точността респективно е по-голяма. Сравнени с резултатите при планирането на първично ендопротезиране, отново получаваме доста по-ниски стойности (104,178,191). И тук е уместно да се подчертае степента на феморална костна загуба и установената от изследването в серията крелационна връзка, според която с нарастване на степента на костна загуба при фемура нараства и неточността на прдоперативния план. Трябва да отбележим, че в серията са представени не малко случаи с тежка феморална костна загуба.

Планиране на дължината на бедрената шийка не е извършвана в сериите, проучващи предоперативното планиране при ревизионни случаи. Намират се достатъчно данни в съобщенията при първично ендопротезиране. Бихме могли да сравняваме резултатите спрямо изследвания при планиранена случаи с първична тазобедрена артропластика. В нашата серия определяме релативна точност при определяне на бедрената шийка при 94,17 % от случаите, като точно са планирани 47,57% от случаите, а 46,60 % са в рамките ±1 размер. Резултатите корелират с представените в литературата при първично ендопротезиране на тазобедрената става.

От биомеханична гледна точка, представените от нас резултати корелират с представените в повечето научни съобщение.

По отношение на центъра на ротация на ставата установяваме средна разлика по хоризонталата от 2,66 мм (0-11мм), докато по вертикалата тя е 3,17мм (0-15мм). Прави впечатление, че тя е леко по-отчетлива по вертикалата. Тук има ясна корелация между степента на ацетабуларната коснта загуба и неточността на постоперативния център на ротация спрямо предоперативно определения. Според нея с нарастване на ацетабуларната костна загуба нараства и несъответствието, като по-изразена е тази корелация по вертикалната ос. Наблюдава се тенденция за проксимализиране на анатомичния център при по-тежките случаи. В литературата е описана и подобна зависимост при използване на джъмбо-размер капсули, както и овоидни компоненти(118,198). При тяхната употреба центъра на ставата е проксимализиран, като с нарастване на размера на капсулата, нараства и проксимализацията на анатомичния център с 0,72 мм. В серията използваме метода на Ранават за определяне на ротационния център, тъй като в повечето случаи е невъзможно

определянето му по други техники заради тежките изменения в нормалнатаанатомия на ацетабулума(174).

При феморалния офсет получаваме средна стойност от 40,19 мм (20 – 53мм). Трябва да се отчете и влиянието на позицията, при която е извършена постоперативната рентгенография, което води също до несъответствие между реалния и измерения(71).Независимо от това, в серията средната стойност на феморалният офсет корелира с посочените средни стойности в литературата(60). Офсетът е важен за възстановяване на мекотъканния баланс на ставата и за осигуряване на необходимото абдукторно рамо, както и за глагка походка и намаляване на болката(64,99,116). Смята се като важен фактор при луксация. В нашата серия сме наблюдавали 6 случая на луксация (5,71%), като не се установява корелация между разликата в офсета и случаите на луксация.Спрямо литературните данни, според които честотата на луксациите след ревизионно ендопротезиране надминава 20 %, приемаме, че нашите резултати са отлични.

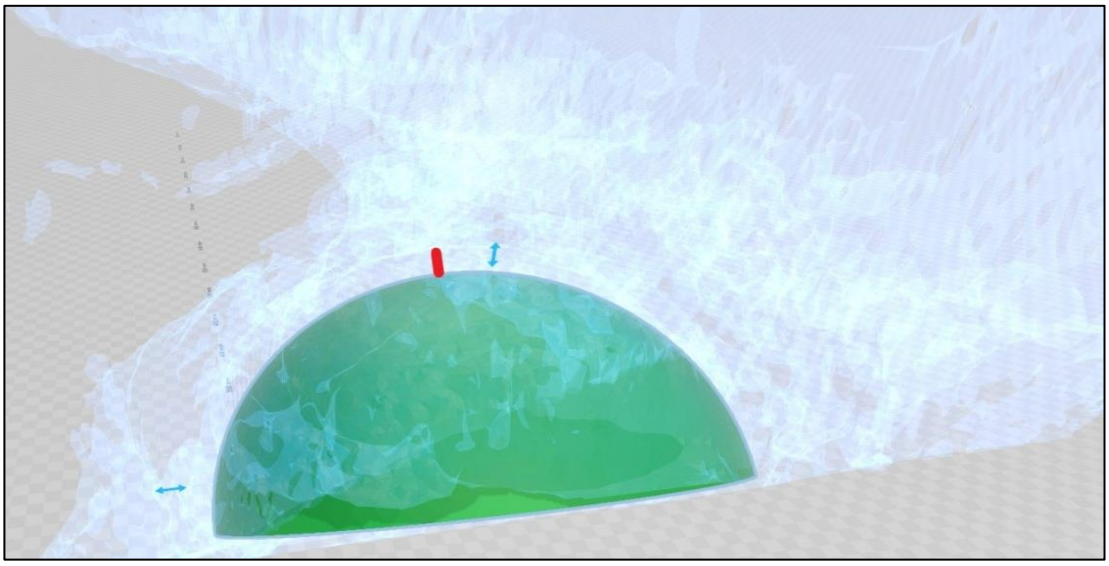
По отношение на корекция в разликата на дължината на крайниците в нашата серия средната стойност в постоперативната разлиа в дължините е 7,71 мм (2-24 мм), като това са отлични резултати. Сравнени със серията на Klauser (2001г.) резултатите са по-добри, като в неговата серия средната стойност в постоперативната разлика в дължините е 10 мм. Определено значение за постоперативното несъответствие в дължините е факторът ацетабуларна коста загуба, аналогично на описаната зависимост при разликта в центъра на ротация. Установена е слаба корелационна връзка, според която с повишаване степента на костна загуба, нараства и постоперативното несъответствие в дължината на долните краници. За възстановяването на проблема се прибягва в болшинството от случаите до използването на модулни стебла(197).

VI. 4 Предимства и недостатъци на двете техники

Тук е мястото да се отчете предимството на 3-Д принтирането като възможност за прецизно определяне на размера и фиксацията на компонентите на ендопротезата. В нашата серия са изследвани 25 случая, при които е извършен този метод, като всички са с добро планиране (15 случая са с точно съвпадение между планиран и имплантиран ацетабулум,

а при 10 – в границите ±1 размер). Спрямо представените в литературата проучвания по въпроса намираме корелация на получените резултати. С голяма прецизност може да се планира необходимостта от допълнителен танталов аугмент или използването на антипротрузионен кейдж.

Друго предимство на техниката, е че още при обработката на образа могат да се изготвят предварителни планове на предстоящата реконструкция. Използвайки софтуера 3D Sliceri по точно приложението за предпечатната моделация на модела, може да се извърши предварителна оценка на състоянието. Създавайки виртуални обекти в желани от нас размери помага точният предоперативен план. При избор на инструмента x-ray view и налагайки предварително изготвени хемисфери с познат размер, можем да определим с голяма прецизност подходящия размер капсула и да оценим нейната фиксация. В представената фигура илюстрираме казаното, като представяме случай, при който използваният размер капсула показва незадоволителна фиксация, което налага използването на капсула със следващия по големинаразмер за постигане на добър прес-фит (фиг. 55). Това трудно би се отчело, използвайки единствено двуимерно предоперативно планиране, което говори в полза на техниката за 3-Д симулация.

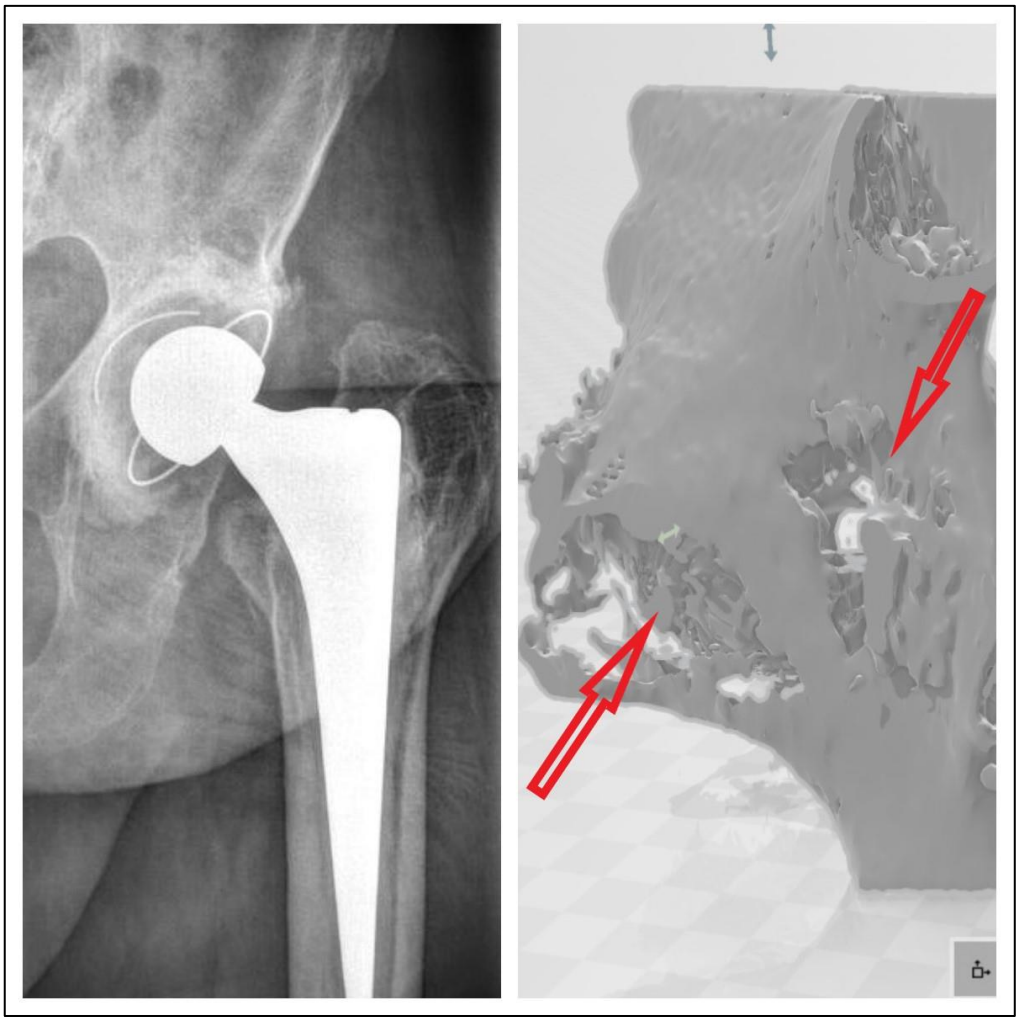


Фиг. 55 Незадоволителна фиксация, налагаща използването на по-голям размер капсула.

Обработвайки модела и създавайки виртуална симулация, можем да симулираме предварително и необходимостта от допълнителна аугментация. Трябва да се има предвид необходимостта от импакционна остеопластика при ацетабуларните дефекти, когато това е възможно(37).

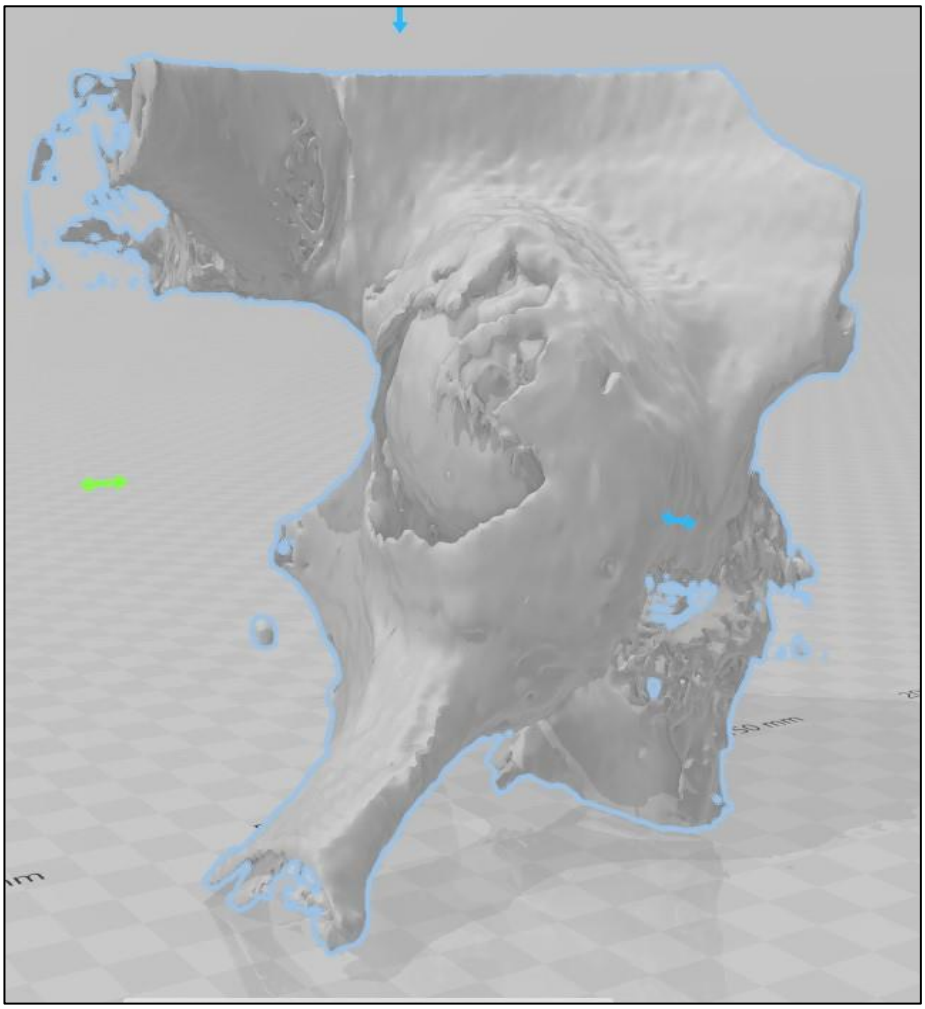
.

Уместно е да се подчертае една съществена разлика между техниките на дву- и триизмерното планиране. Спрямо представените от нас резултати, се вижда голям процент, в който се установява разлика в оценката на костната загуба при ацетабулума – 44 % от случаите, в които е извършено 3-Д принтиране спрямо определената по конвенционална рентгенография(161). Както беше посочено, фасовата и профилната рентгенографи не дават достатъчно добра представа за реалната костна загуба, особено по отношение на прдна и задна стени на ацетабулума, често и в областта на ацетабуларното дъно (128). Наличния костен цимент също дава понякога подвеждаща информация. Принтирането на анатомични модели дава много точна представа за реалното състояние на костта. Следната фигура дава нагледна представа в това отношение, илюстрирайки предимствата на тази техника (фиг. 56).



Фиг. 56 Централи дефекти, които се визуализират едва след изготвяне на 3-д реконструкция.

От друга страна, тежките костни дефекти са многократно по- добре визуализирани при 3-Д реконструкцията (фиг. 57)(159). Така се създава много по-добра представа за реалното състояние при конкретния случай(134).



Фиг. 57 Тежък централен дефект на ацетабулума.

При тежките костни дефекти прибягваме към планиране на случая чрез използването на танталов аугмент (фиг. 58) или антипротрузионен кейдж (20).



Фиг. 58 Клиничен случай, налагащ използването на аугментация

Материалите за изготвяне на моделите са с различни механични качества от нативната кост, което, разбира се, неминуемоно води до разлики в тактилния усет и ex-vivo обработката на макета. Това от своя страна води до някои несъвършенства на метода. При симулацията на ацетабуларната реконструкция прави впечатление, че се фиксира добре имплант, при който последния ример е със същия размер. За получаване на прес-фит на практика, по-специално при използваните от нас ендопротези, е необходима имплантация на капсула с 2 мм. (1 размер) по-голяма от последния ример. Това несъответствие се обяснява именно с разликата на полиетиленовите материали и нативната кост. Полимера, използван от 3-д принтерите, е със значително по-малка пластичност от костната структура. Той е и значително по-твърд, което го прави доста по-

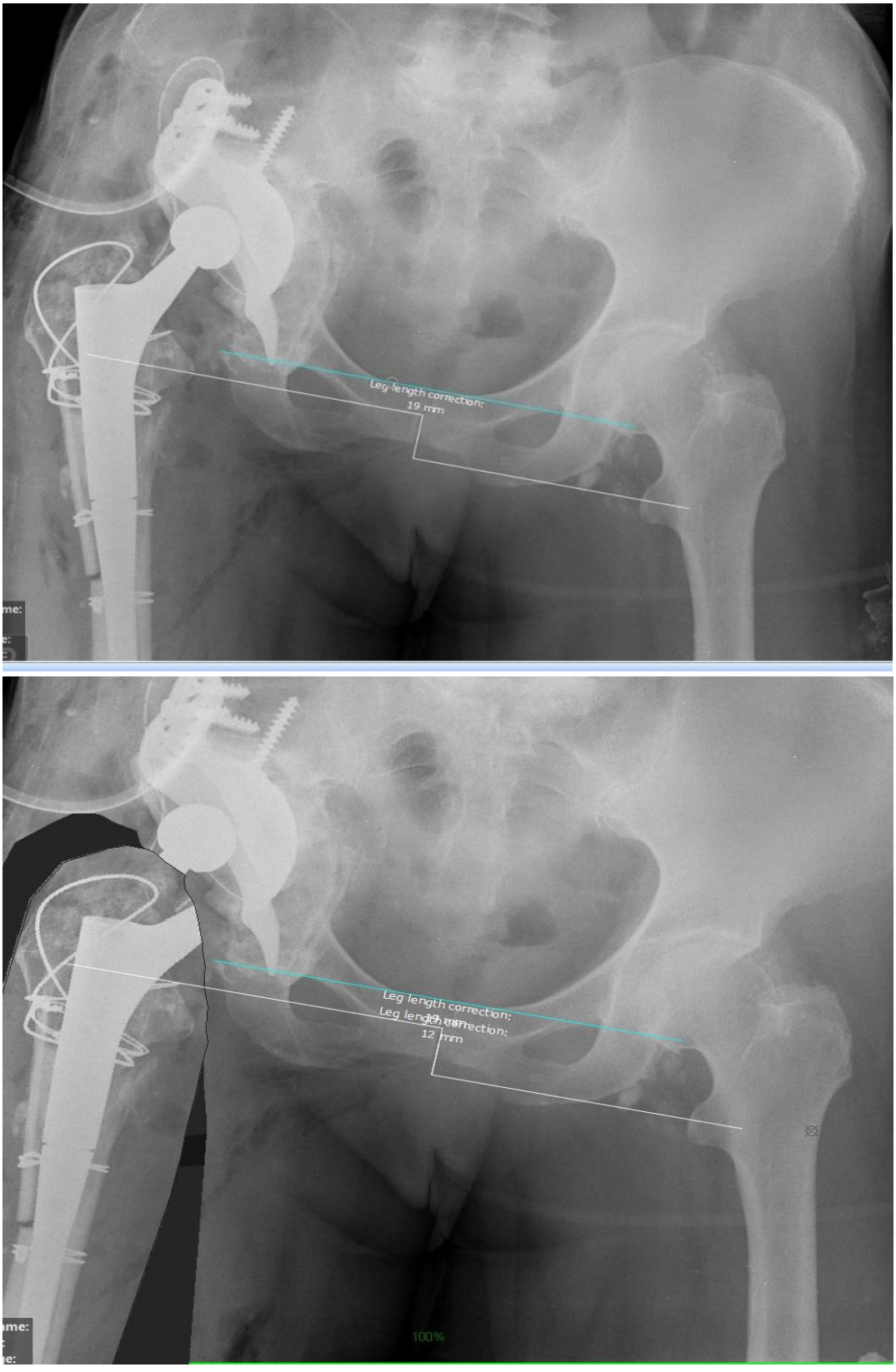
труден за обработка с римерите. Несъмнено трябва да се отчитат фактори от образните изследвания, даващи информация за състоянието и плътността на костта, в противен случай лесно бихме се подвели.

Уместно е да се подчертае една съществена разлика между техниките на дву- и триизмерното планиране. Спрямо представените от нас резултати, се вижда голям процент, в който се установява разлика в оценката на костната загуба при ацетабулума – 44 % от случаите, в които е извършено 3-Д принтиране. Както беше посочено, фасовата и профилната рентгенографи не дават достатъчно добра представа за реалната костна загуба, особено по отношение на предна и задна стени на ацетабулума, често и в областта на ацетабуларното дъно. Наличния костен цимент също дава понякога подвеждаща информация. Принтирането на анатомични модели дава много точна представа за реалното състояние на костта. Следната фигура дава нагледна представа в това отношение, илюстрирайки предимствата на тази техника.

Друг важен аспект при упоменатата техника е, че е време-консумиращ процес. Необходимо е извършването на КТ, последваща обработка на образа, принтиране на модела и изготвяне на предоперативен план. Необходимото време за спазване на указанията за правилно изпълнение на техниката, е м-у 4 и 8 дни.

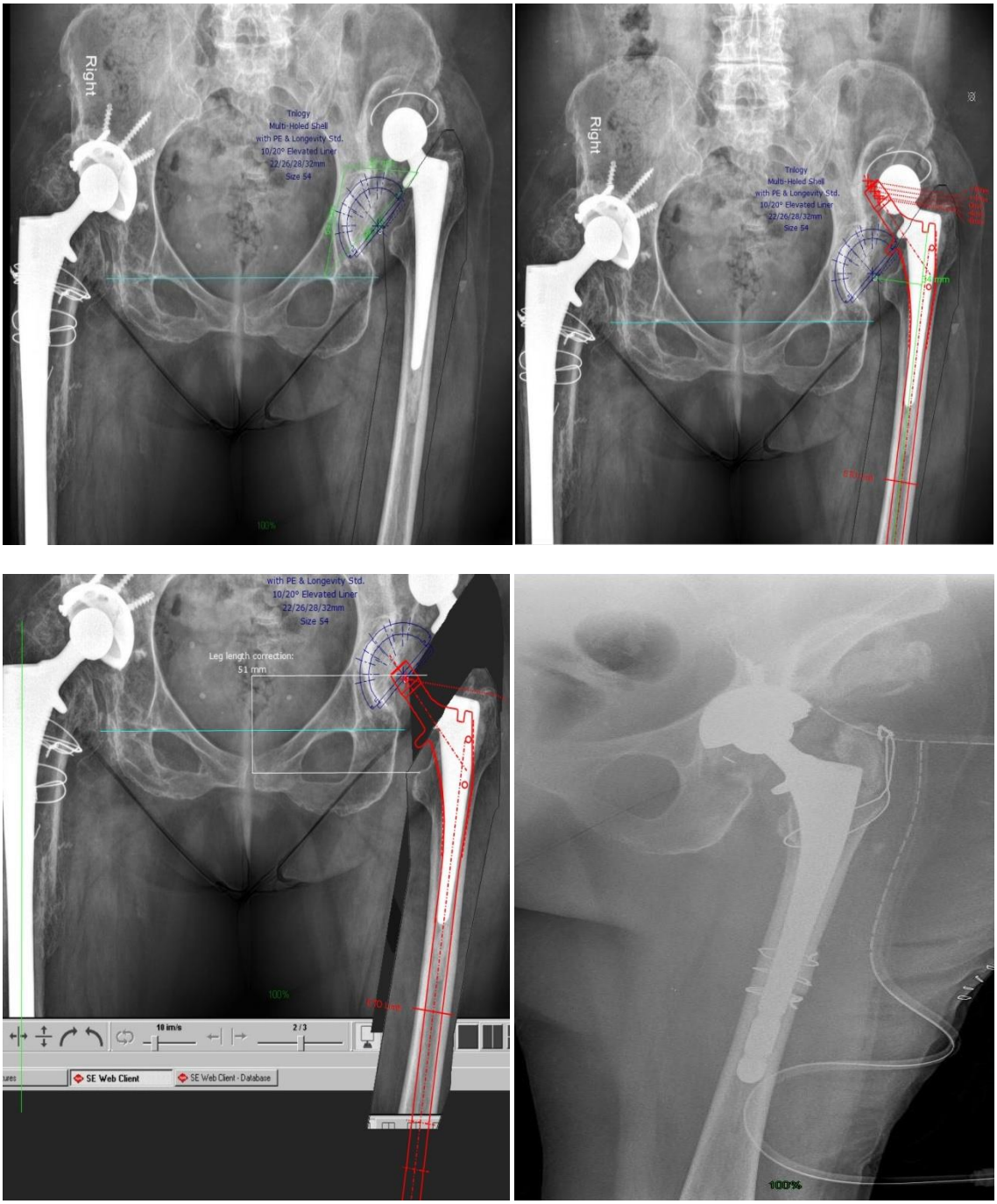
Техниката, използвана от нас, не разгръща пълният обхват от възможности на 3-Д принтирането, приложено към тазобедената артропластика. Приложеният метод е стъпка към изготвянето и усъвършенстването на пациент-специфичната инструментация.

Не трябва да се пропуска и фактът, че разлика в измерената дължина на крайниците, независимо пре- или постоперативно, може да бъде допълнително засилена от налична абдукторна/аддукторна контрактура(150). В различните позиции малкият трохантер стои на различно ниво спрямо неутралната позиция. Тук място намира инструмента „correct abduction/adduction”, чрез който това може да бъде коригирано(фиг.59).



Фиг. 59 Аддукторна контрактура и същата след корекция. Отчитат се 7 мм разлика

Интересни по отношение планиране на реконструкцията, са случаите, при които имаме двустранно засягане и двата крайника са скъсени. При ревизионното ендопротезиране обект на интерес е едната става при един етап. Двустранна едноетапна реконструкция е на практика противопоказана. При изготвянето на плана в тези случаи се променя редът на стъпките. Обикновено първо коригираме разликата в дължините, след което ротационен център и феморален офсет. Тук обаче предпочитаме следната стратегия. Започваме с определяне на анатомичния център на ставата по метода на Ранават. След това пристъпване към планиране на ацетабуларната реконструкция, което зависи от степента на костна загуба. Цели се здрава фиксация с максимално близък ротационен център до определения. Последва определяне на вида и фиксацията на феморалната компонента, като извършваме преди това операциите „cut femur" и при необходимост "correct abduction/adduction". Тук също спазваме общоприетите принципи за фиксация на феморалното стебло на мин. 4 см. дистално в здрава кост. Преценява се необходимостта от остеотомия и костен графт. След като и това е изпълнено, от менюто използваме инструмента „reposition stem", като съвпадаме оста на шийката с ротационния център. Определяме и размера на шийката при задоволителен феморален офсет, влизащ в средно-статистическите граници (около 39 мм, Lecerf et al). Чак на този етап определяме корекцията в НЕДК. Тук говорим не за изравняване, а за коригиране, т.е. има се предвид релативно удължаване спрямо контралатералната страна, като очакваме корекция на втори етап при другия крайник (фиг. 60).



Фиг. 60 Обратен ред в стъпките на предоперативното планиране.

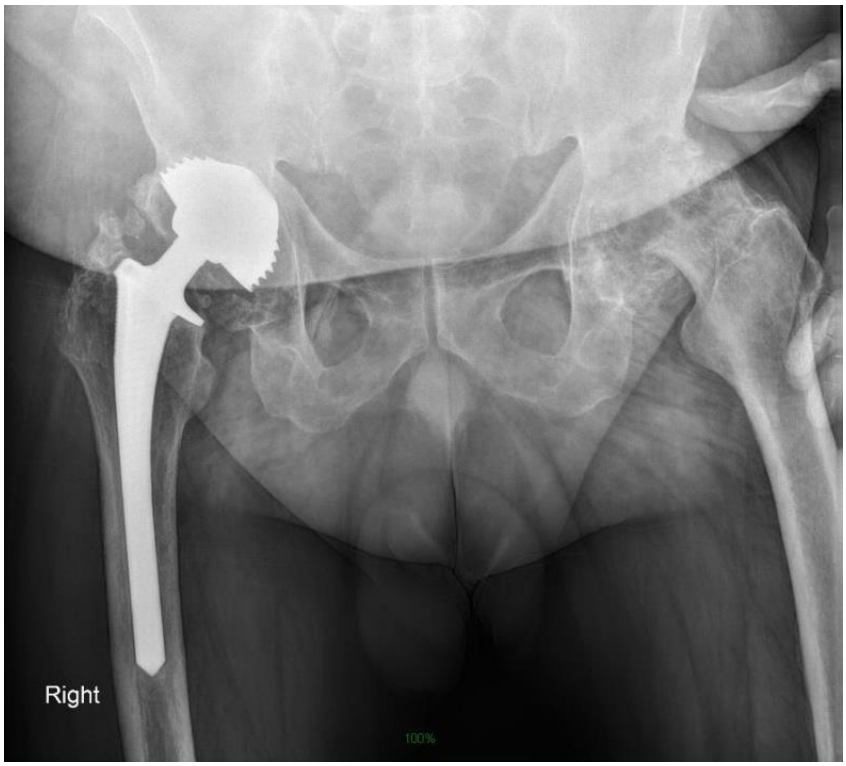
VI.5 Особености на предоперативното планиране при различни случаи

VI.5 1 Особености при асептично разхлабване на компонентите

Различните причини, водещи до ревизионна тазобедрена артропластика респективно имат своите особености. Представени са няколко клинични случая, при които добре се онагледяват спецификите при отделните етапи при изготвянето на предоперативния план.

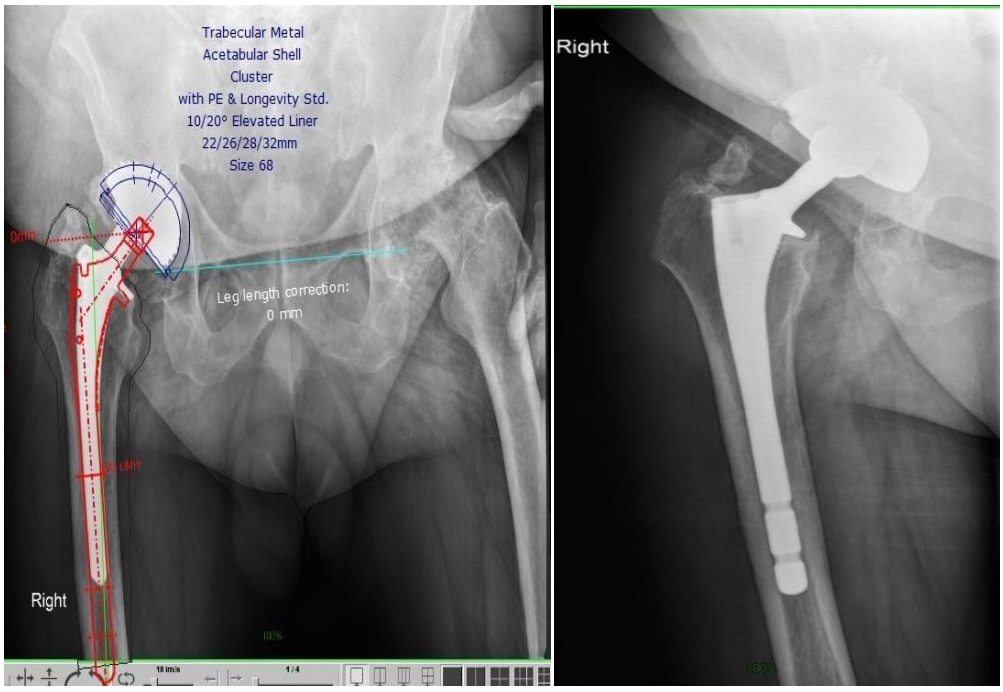
Най- честата причина за ревизионна тазобедрена хирургия е асептичното разхлабване. От представената литература това личи добре(171,180). Нашата серия следва тази тенденция. Костната загуба варира при отделните случаи в големи граници. Ще обърнем внимание при случаи с лекостепенни и тежкостепенни костни дефекти.

Клиничен случай при мъж на 62г., със състояние след ендопротезиране на дясна ТБС, с асептично разхлабване на последната. Наблюдава се умерено изразена остеолиза както в областта на ацетабулума, така и във фемура. Костната загуба може да се класифицира по Paprosky съответно за ацетабулум IIb - тип, а за фемур – II- тип (фиг. 61).



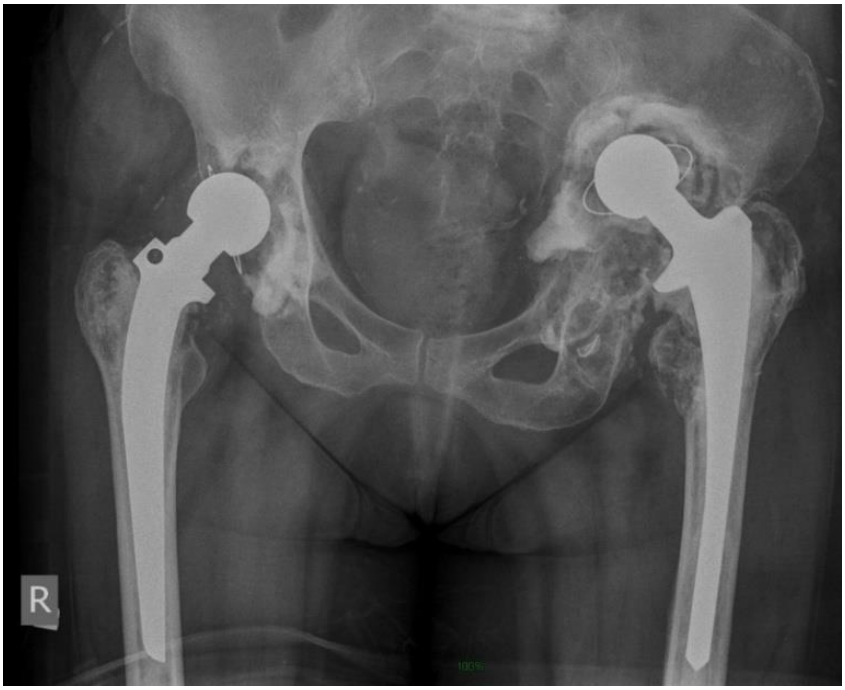
Фиг. 61 Предоперативна рентгенография

Изготвен е предоперативен план, при който се определиха размери на ацетабуларната компонента 68 с механична фиксация, моноблок-феморално стебло с р-ри 12/200 с механична фиксация. Определи се глава с дъжина на шийката – средна (+0). Остеотомия се взема в съображение при интраоперативни трудности при екстракцията на феморалната компонента. Не се вземат прдвид костни алографтове, тъй като не се установява тежка костна загуба (фиг. 62).

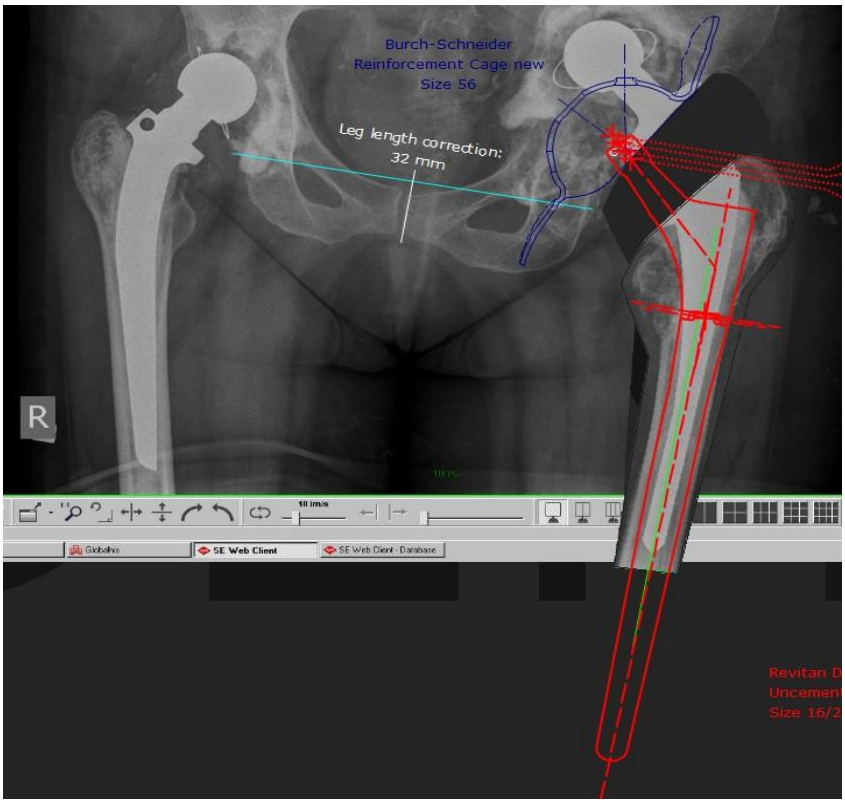


Фиг. 62 Предоперативен план и постоперативна рентгенография.

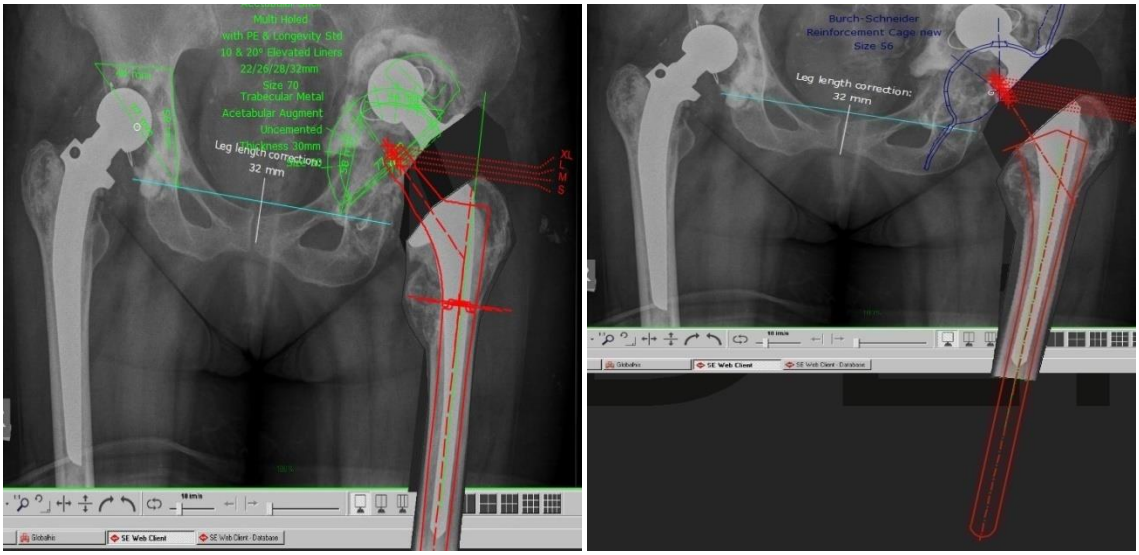
Клиничен случай при жена на 61 г., със състояние след ендопротезиране на двете тазобедрени стави, с асептично разхлабване на лява ТБС. Установяваме тежка остеолиза на ацетабулума, с костен дефект, класифициран по Paprosky IIIb, с миграция на ацетабуларната компонента. По отношение на фемура наблюдаваме умерено изразена остеолиза, класифицирана по Paprosky II – IIIa. Извършено е дигитално преоперативно планиране, като са изготвени мин. 2 плана за отделните компоненти (фиг. 63-65). Взема се предвид справяне на проблема с костна загуба при добра реконструкция на биомеханичните параметри(138,174). Планира се и извършването на разширена трохантерна остеотомия на фемура за по-добра видимост и улесняване на процеса на екстракция на наличния имплант. Също така, поради масивната костна загуба, в съображение се взе необходимостта от остеопластика на ацетабулума.



Фиг. 63 Предоперативна рентгенография. Тежък ацетабуларен костен дефект.

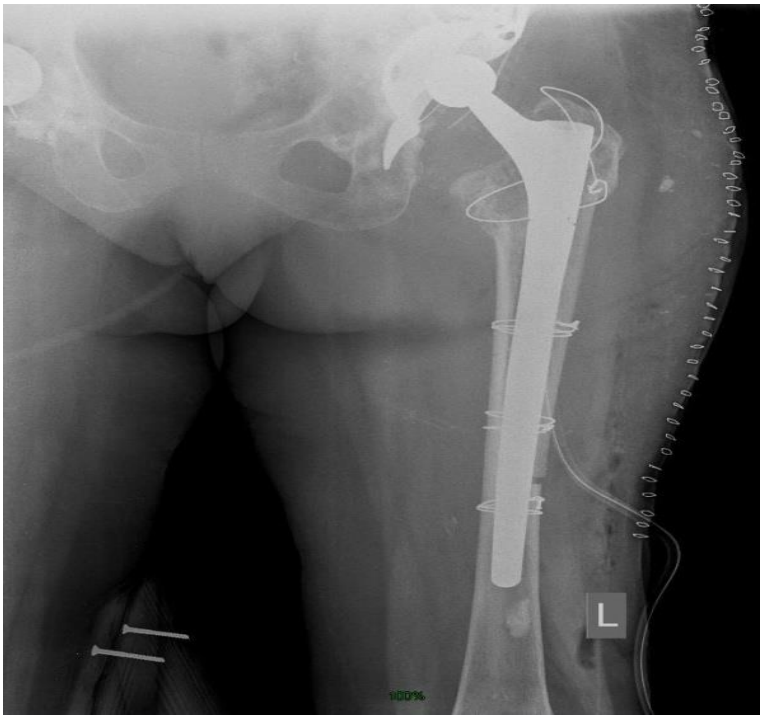


Фиг. 64 Предоперативен план.



Фиг. 65 Алтернативни планировки, използващи джъмбо-капсула (вар. 1) и моноблок-стебло (вар. 2).

Интраоперативно е изпълнен плана на реконструкцията, използващ антипротрузионен кейдж тип Bürch – Schneider с р-ри 56и циментно-фиксирана капсула към него за ацетабулум(125). При фемура се използва конично модулно стебо Revitan с р-ри 200/65/16. Използвана е глава с диаметър 28 мм и средна шийка(фиг. 66). Този случай илюстрира нагледно необходимостта от повече от една стратегии, следователно повече от един предоперативен план. Допълнителните планове включват използване на моноблок-стебло, хемосферична капсула с допълнителен аугмент.

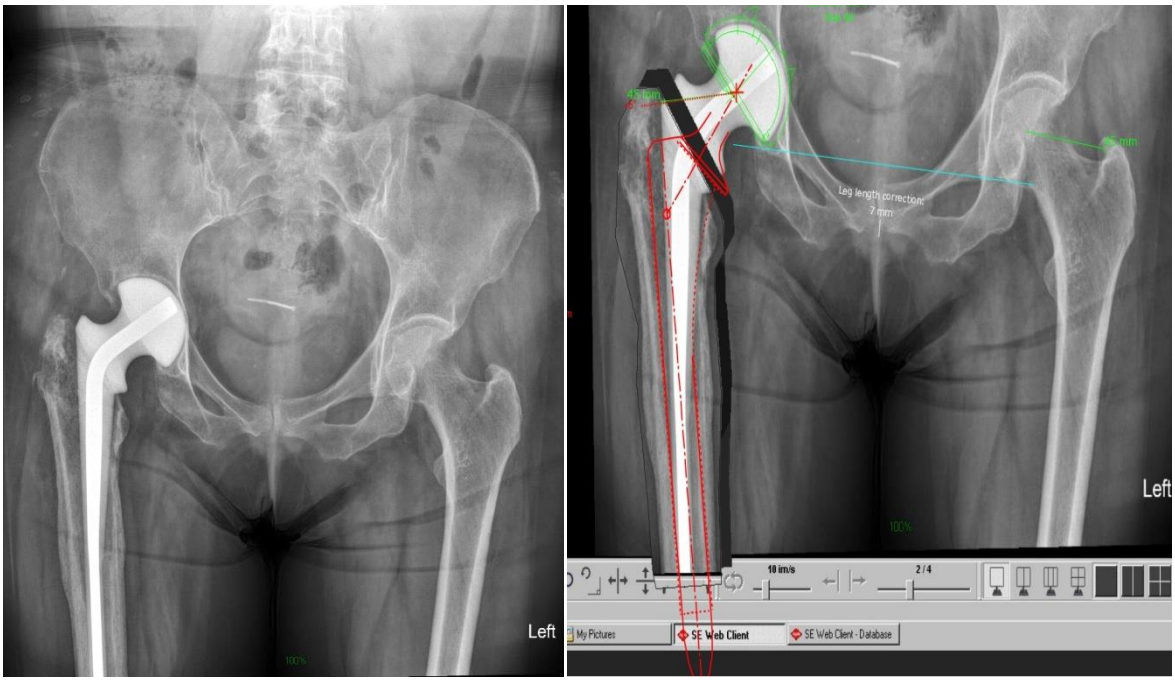


Фиг. 66 Постоперативна рентгенография

VI. 5.2 Особености при перипротезна инфекция

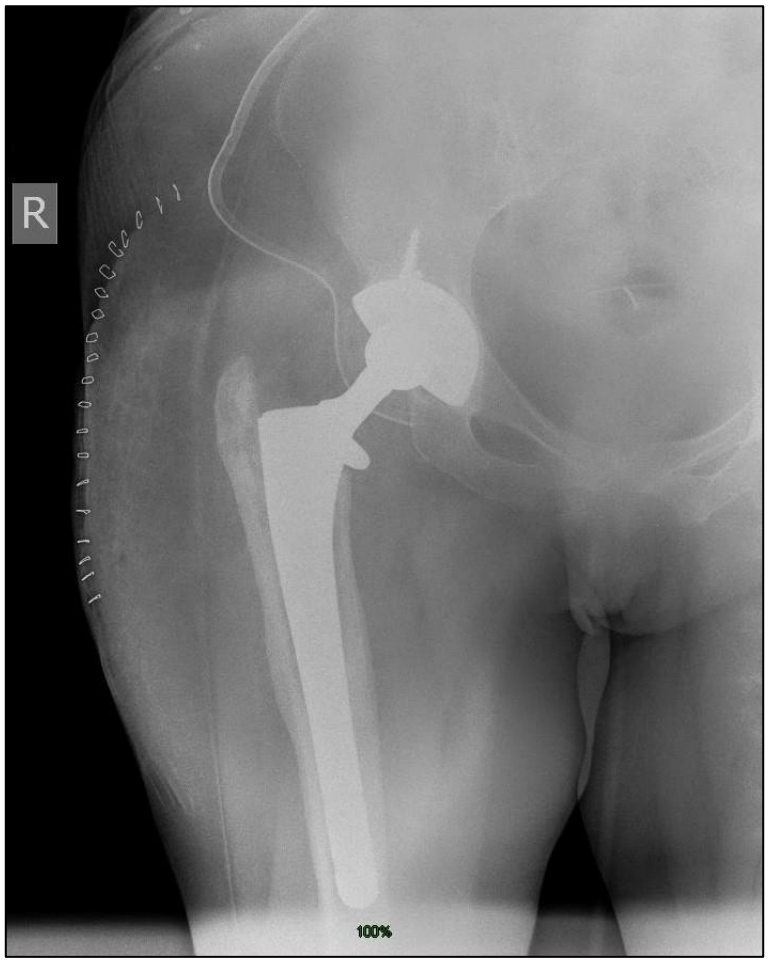
При случаите с перипротезна инфекция ситуацията е по-различна поради няколко причини. Обикновено те се лекуват с двуетапна ревизия, като при първия етап се отстраняват наличните компоненти, извършва се щателен дебридман и обилен лаваж, като се имплантира антибиотичен спейсър(77). На втори етап, при убедитени клинични, лабораторни и микробиологични данни за ерадикация на причинителя, се пристъпва към окончателната реконструкция. Функцията на антибиотичния спейсър от една страна е антисептична, но от друга предпазва от сериозно и трайно нарушаване на мекотъканния баланс и биомеханикатана ставата. Обикновено още при първия етап се извършва и разширена трохантерна остеотомия с цел добър костен лаваж и лесно и безпрепятствено отстраняване на предходната ендопротеза и съответната циментна мантия, ако такава е налична. Поради тази причина често при планиране на реконструкцията след лечение с антибиотичен спейсър не планираме извършване на разширена трохантерна остеотомия.

Етапите при предоперативното планиране на случаи с двуетапна ревизия по повод ППИ са същите като посочените по-горе. Скалирането на образа се опрделя по диаметъра на главата на спейсъра. Това се отдава лесно, тъй като обекта е с по-голям диаметър.



Фиг. 67 Предоперативна рентгенография и предоперативен план при случай на двуетапна ревизия с антибиотичен спейсър.

Наблюдаваме умрена остеолиза в областта както на ацетабулума, така и на фемура, класифицирани съответо по Папроски IIa и II. Не се установява тежко скъсяване на крайника. В конкретния случай е планирана ацетабуларна капсула с мех. фиксация и диаметър 60 мм, феморално стебло с дистална прес-фит фиксация с р-ри 200/16, а дължинта на бедрената шийка се определи като средна (фиг. 67). Предоперативния план е спазен точно по отношение на ацетабуларната компонента, а по отношение на феморалната компонента и бедрената шийка е в границите на 1 р-р (фиг. 68).



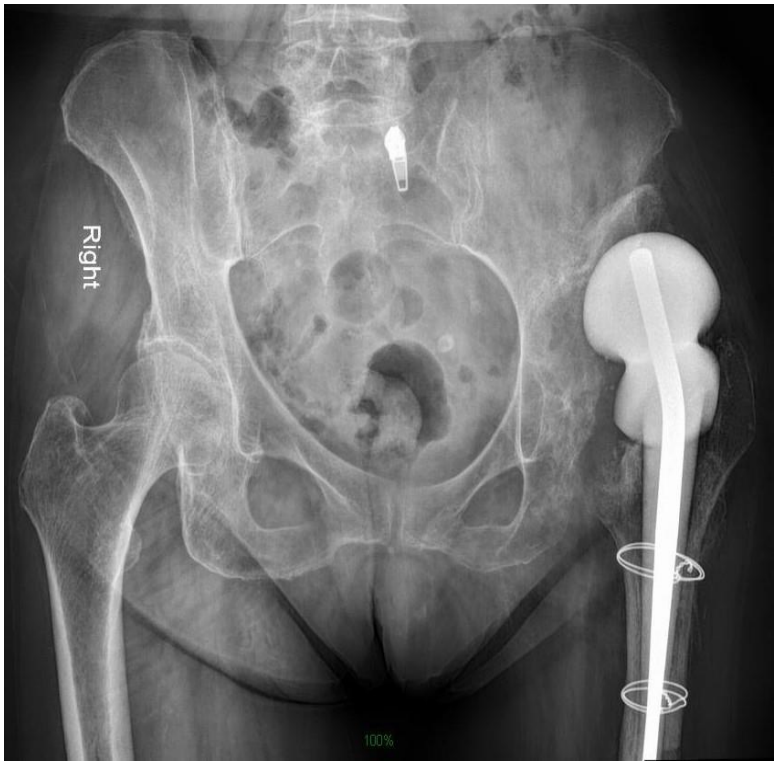
Фиг. 68 Постоперативна рентгеография

Аналогично на случаите с асептично разхлабване, при ППИ също се наблюдава тежка остеолиза с масивна костна загуба в областта на ацетабулума и фемура. В литературата се упоменава, че костна загуба в ранния период след първично ендопротезиране, е по-скоро вследствие на инфекция. Случаите с тежка остеолиза се третират по абсолютно същия начин, както описаните по-горе при асептично разхлабване. В

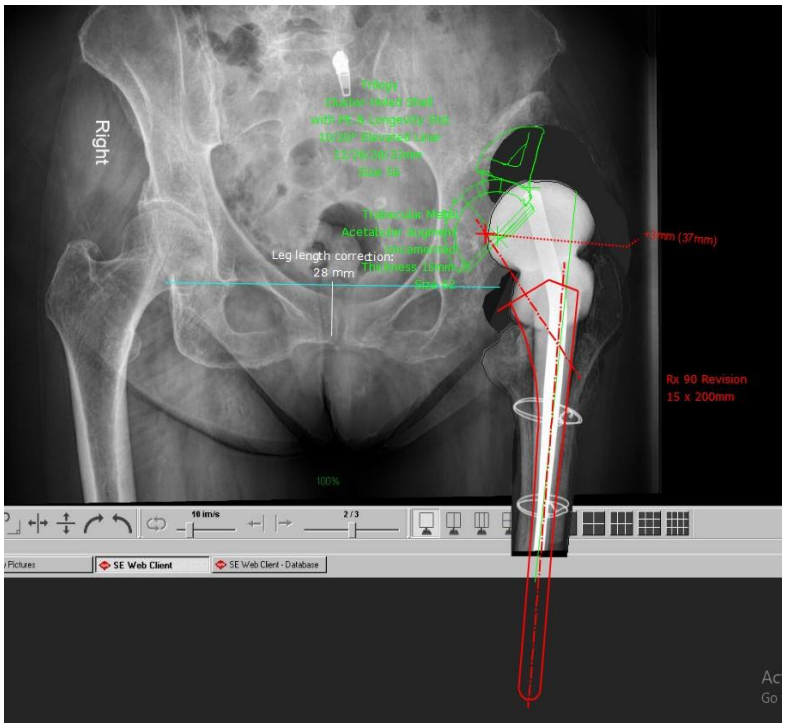
съображение при ацетабуларната реконструкция влиза използването на аугменти, капсули с голям размер, както и антипротрузионно кейджове.

В следващия клиничен случай представяме ацетабуларен костен дефект, класифициран като IIIa по Paprosky (175). Фоморалната костна загуба не е толкова изразена и би могла да се определи като II степен (фиг. 69). Тук предоперативно се планира използването на полулунен аугмент за възстановяването центъра на ротация, тъй като е наличен тежък дефект в областта на горната ацетабуларна стена с проксимална миграция (сублуксация на спейсъра)(фиг. 70).

Интраоперативно имплантираните ацетабуларни компоненти се разминават с 1 размер от планираните такива (фиг.71). При този тип тежки дефекти е изключително трудна точната преценка на размера на имплантите. Интраоперативно се срещат също редица трудности.



Фиг. 69 Предоперативна рентгенография. Сериозна костна загуба в областта на горна ацетабуларна стена.



Фиг. 70 Предоперативен план, използващ полулунен аугмент за реконструкцията на ацетабуларния костен дефект и възстановяване на анатомичния център.



Фиг. 71 Постоперативна рентгенография

Ясно се вижда, че техниката за двуизмерно предоперативно планиране не е достатъчно точна при случаите с тежка котна загуба. Разбира се, тя също помага на хирурга, като подобрява разбирането и оценката на всеки един случай, но несъмнено по-добра информация в това отношение предоставя техниката на 3-Д планиране върху модел в реален размер.

VI.5.3 Особеости при перипротезна фрактура

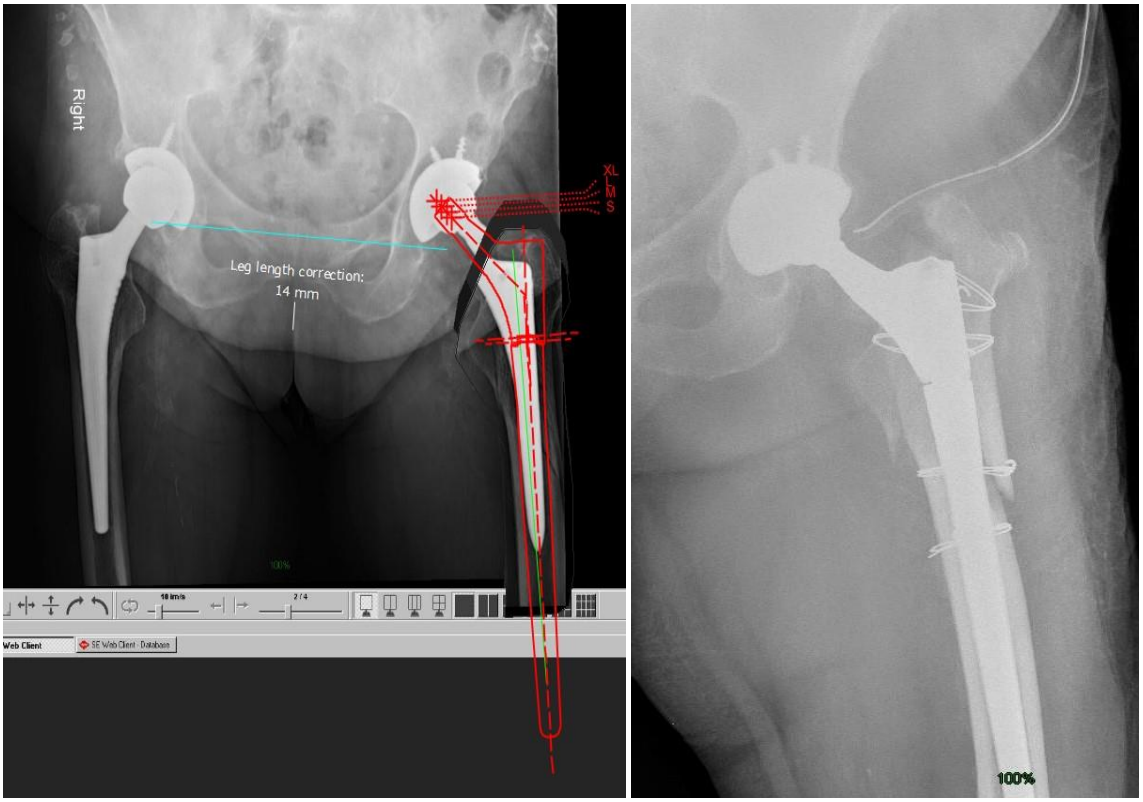
Перипротезната фрактура на ацетабулума или фемура са сериозни състояния, изискващи специфичен подход при всеки отделен пациент. По-често се засяга фемура, отколкото ацетабулума. Биват различни типове според общоприетата Ванкувърска класифкация. Интерес представляват фрактурите от група В, при които се наблюдава разхлабване на феморалнатакомпонента с или без потъване на стеблото. При най-тежките случаи (В-3) липсва костен субстрат в областта на феморалната компонента, което ги прави истинско предизвикателство за хирурга, а резултатите – не особено задоволителни. Повишен е и риска от постоперативни усложнения. В много от случаите в съображение влиза зползването на алоостеопластика за справяне с проблема на костната загуба. Ще онагледим проблема с клинични случаи, при които сме използвали различни техники за справяне със тази сложна задача.

В първия случай представяме 78 г. жена след ендопротезиране на дясна тазобедренастава с механчно стебло с проксимална фиксация тип Versys (Zimmer, Biomet). На диагностичната рентгенография се утановява перипротезна фрактура на бедрото, класифицирана по Ванкувър като В-2 (фиг.72). Костната загуба може да се определи по Paprosky като II тип. Наблюдава се разхлабване на феморалната компонента, което се проявява рентгенографски с умерео скъсяване на крайника от 15 мм, отчетено на предоперативната рентгенография. При предоперативното планиране се определи използване на модулно конично стебло„Revitan” (Zimmer, Biomet) с р-ри 200/65/16 мм. Спазваме принципа да имаме дистална фиксация на феморалната компонента, която да е минимум 4 см. дистално от увредата. Не планираме допълнителна остеотомия.



Фиг. 72 Предоперативна рентгенография. Наблюдава се многофрагментна фрактура тип B-2 по Ванкувър.

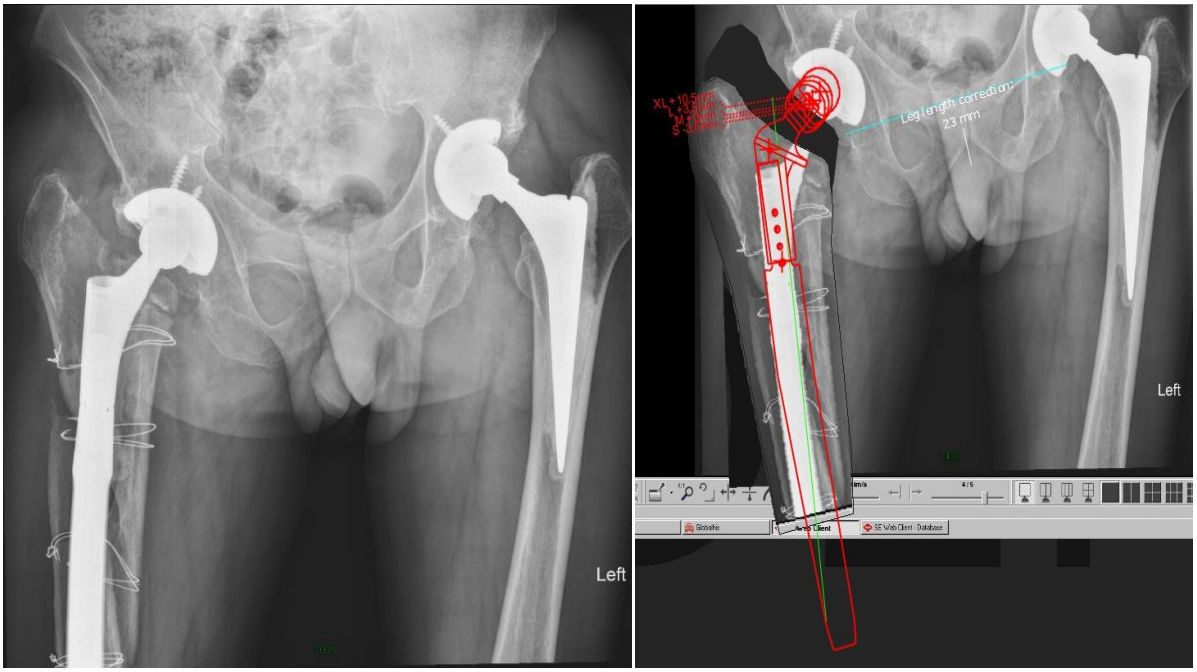
Планраме реконструкцията, вземайки предвид използването на стебло с дистална фиксация, като предпочитаме конично модулно стебло „Revitan" (Zimmer, Biomet). Спазва се принципа феморалната компонента да е фиксирана на протежение мин. 4 см. под нивото на увредата в здрава кост (фиг. 73).



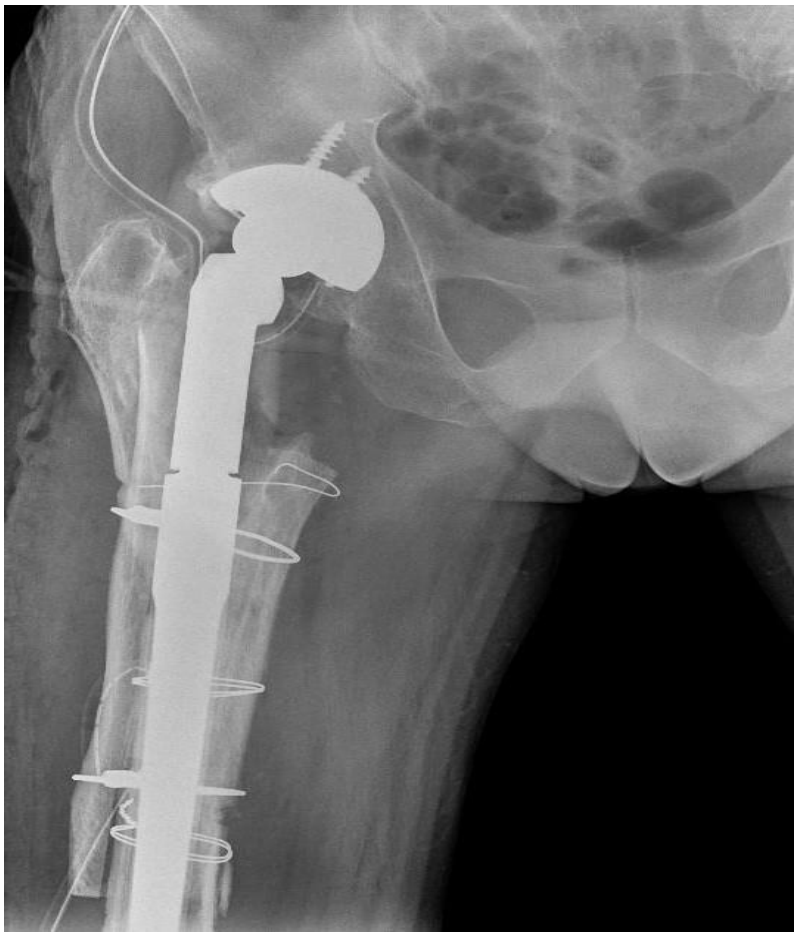
Фиг. 73 Предоперативен план и постоперативна рентгенография.

Предоперативният план е спазен, като влиза в графата „добро планиране”. Отчитаме разлика в границите на 1 р-р по отношение на проксималния модул от феморалната компонента.

Далеч по-комплексен за решаване въпрос е перипротезна фрактура тип B-3 по Ванкувър, където, наред с разхлабването и миграцията накомпонентата, срещаме проблема с липса на костен субстрат. За илюстрация представяме следният клиничен случай на мъж на 57 г. с перипротезна фрактура на десен фемур, класифицирана като B-3 тип по Ванкувър. Тук наблюдаваме тежка липса на костен субстрат за фиксация на компонентите. Феморалната коста загуба може да бъде определена като тип IIIb-IV по Paprosky. При изготвянето на предоперативния план в съображение влиза използването на мега-протеза за справяне с проблема на феморална костна загуба, както и феморален алографт от трупен донор (фиг. 74-75) (28).



Фиг. 74 Предоперативна рентгенография и предоперативен план, включващ използване на мегапротеза.



Фиг. 75 Постоперативна рентгенография. Използван е костен алографт.

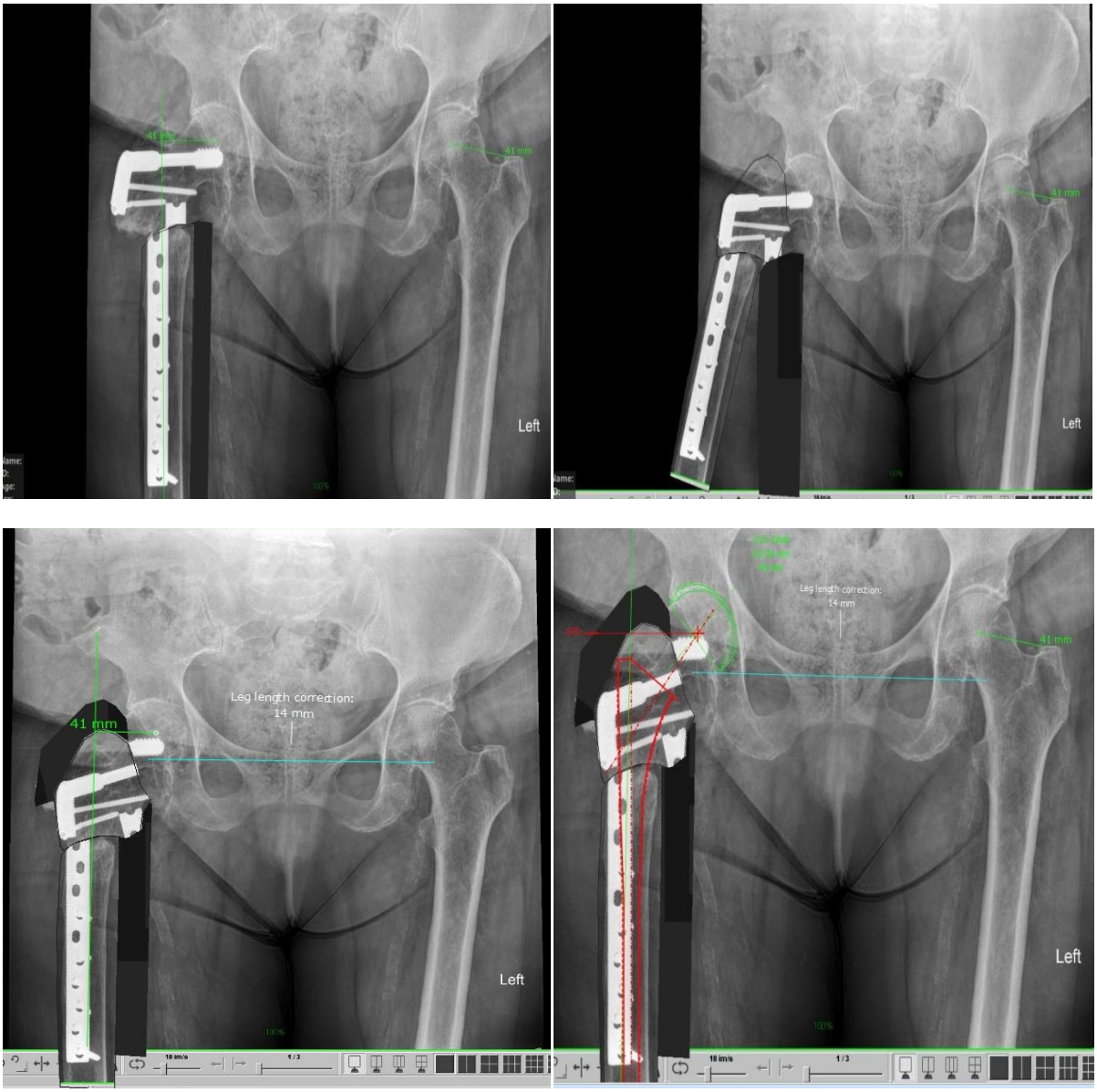
VI.5.4 Особености при неуспешна остеосинтеза

Следният интересен клиничен случай представя нагледно възможностите за добра прдоперативна оценка на специализираните софтуери за дигитално планиране. Жена на 67 г., със субтрохантрна фрактурана десен фемур, оперирана четирикратно, без успех. Наблюдава се разпад на остеосинтезата (фиг. 76). Пациентката е допълнително компроментирана, тъй като десният долен краник е с хемиплегия поради прекаран исхемичен мозъчен инсулт.



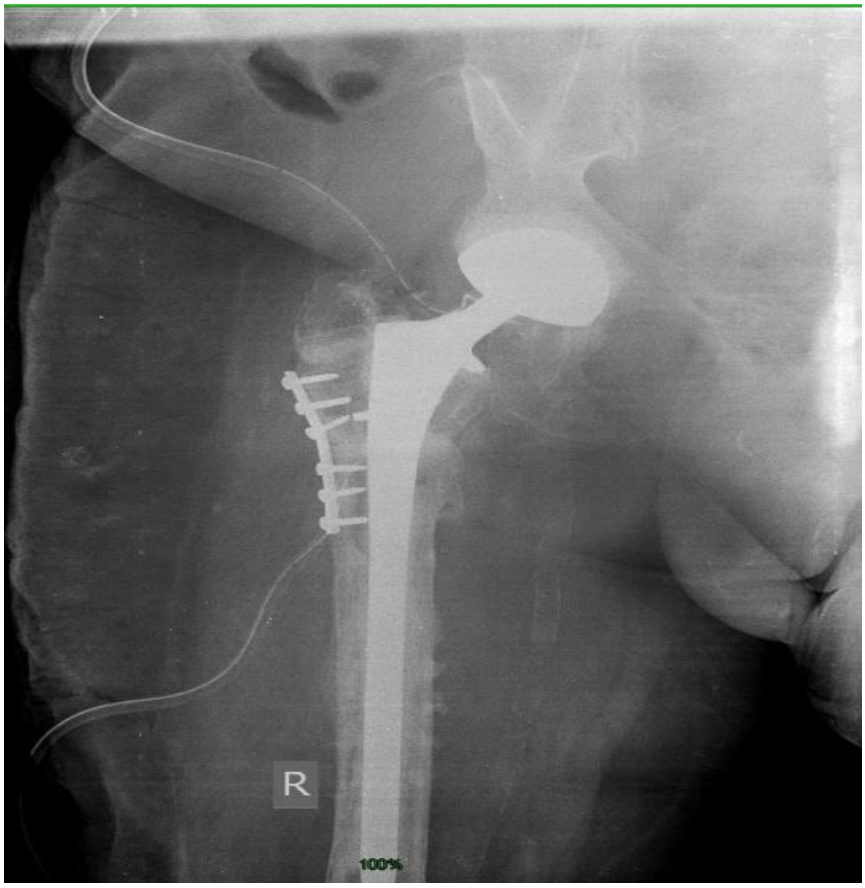
Фиг. 76 Предоперативна рентгенография.

При този случай се онагледяват богатите възможности на софтуера за обработка на образа, което позволява прецизно планиране. Както се вижда, налична е дислокация на фрагментите. За точна оценка по отношение корекцията в биомеханичните параметри и избора на имплант с подходящ размер, е необходима корекция в образа. С наличните инструменти “cut femur” и “correct abduction/adduction, извършихме поетапно изрязване на фрагментите на фрактурата и тяхната репозиция. Това дава п-добра представа за наличния костен субстрат и възмоцностите за справяне с проблема (фиг. 77).



Фиг. 77 Етапи на обработка на фемура и изготвяне на предоперативен план.

При планирането се определи използване намоноблок феморална компонента с р-ри 12/250 с циментна фиксация. По отношение на ацетабулума се планира капсула с циментна фиксация с диаметър 48 мм. Определи се дължина на бедрената шийка – М. Поради ипсилатералната хемиплегия се взе решение за двойно-мобилна глава поради повишения риск от луксации (фиг. 78).



Фиг. 78 Постоперативна рентгенография

VII.ИЗВОДИ

След проведения анализ на резултатите от проведените изследвания, направихме следните иводи.

1. Предоперативното планиране при комплексни и ревизионни случаи на тазобердрено ендопротезиране е ключов етап от лечението при тези пациенти. Поради тежките компликации, целта е прецизно анализиране на конретната патология и изготвяне на индивидуална стратегия.

2. Използването на специализиран софтуер е лесен и бърз метод за оценка на състоянието и изготвяне на план за реконструкцията. Техниката е приложима в ежедневната практика.

3. 3-D принтирането е приложимо при случаи с тежка костна загуба. Тежката костна загуба прави тези случаи трудно за реконструкция при стабилна фиксация на имплантите, поради това е необходимо изключително прецизно планиране.

4. Техниките позволяват изготвянето на повече от един план за реконструкция, които да включват всички възможни промени в хода на оперативната интервенция. Това позволява отлична логистика и добър мениджмънт на ресурсите, необходими за лечението (инструментариум, импланти, медикаменти, персонал).

5. Методите дават възможност за обучение на по-неопитни хирурзи и специализиращи лекари. Целта на това е „виртуална среща” на бъдещите специалисти с конкретната високо-специфична патология.

На базата на тези изводи считаме, че целта на дисертационния труд е изпълнена.

VII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Не случайно ревизионното ендопротезиране е смятано от повечето автори в литературата за една от най-сложните хирургични интервенции в съвременната ортопедия и травматология. Интраоперативните проблеми и високата честота на постоперативни компликации правят проблема сериозно предизвикателство пред хорурга, който ще извърши операцията. От изложеното става ясно, че е необходим богат арсенал от инструментариум и импланти. Необходим е добър мениджмънт на всички необходими ресурси.

Неотлъчна част от задачата е изготвяне на ефективен предоперативен план. Неговата задача е да даде по-богата информация на оператора, който трябва да е добре запознат с конкретната патология. В съображение трябва да влязат всички възможни интра- и постоперативни проблеми, като трябва да съществува „авариен изход" при всяка една ситуация.

Съвременните компютърни технологии дават възможност за подобряванве качеството на работа при случаите с комплексно и ревизионно ендопротезиране на тазоберената става. Предоперативното планиране със специализирани софтуери при тези случаи е един лесен, достъпен и функционален метод, който подобрява анализа на всеки конкретен случай. Позволява планиране на повече от една стратегии. Богатата база данни, с която разполага, дава възможност да се планират импланти, които много рядко се използват в масовата практика, но биха били от изключителна необходимост при някои конкретни случаи. Инструментите, с които се манипулира, са пригодени за ортопедичната практика и целят спестяване на време и усилия при измерването на биомеханичните параметри и определяне размера, фиксацията и ориентацията на компонентите. Използването и би могло да бъде рутинно във всеки център, в който се извършва комплексна и ревизионна тазобедрена артропластика.

Изключителния напредък на интерактивните технологии дава възможност за прилагането на 3-D принтерите в реконструктивната хирургия на тазобедрената става. Принтирането на анатомични модели в реален размер е техника на планиране от ново поколение. Тя дава

възможност изключително прецизно анализиране на конкретния случай и изготвяне на индивидуален лечебен план. За съжаление, при нея има редица недостатъци, като необходимост от допълнителни образни изследвания, респективно по-голямо лъчево натоварване, нужда от повече и по-високоспециализиран медицински и немедицински персонал, специфична апаратура и материали. Това прави техниката време-консумираща и по-скъпа. Въпреки това, тя дава предимства при някои особени случаи, както и при обучението на специализиращи лекари, но към момента трудно би се внедрила в масовата практика. С развитието на компютърните технологии смятаме, че напред във времето теникатa би могла да бъде наложена като рутинна.

VIII. Литература

1. Антонов Б. Хирургично лечение на перипротезната костна загуба при ревизионно ендопротезиране на тазобедрената става, дисертация „Доктор”, София, 2015 г.

2. Василев Т, Стоянов В. Диагностични и етиологични проблеми на асептичното разхлабване н тоталната тазобедрена ендопротеза. Ортоп Травм 1988; 25(1):3-9.

3. Вълешков Й. Медиална протрузионна техника за ендопротезна реконструкция на ацетабулума при вродено тазобедрено заболяване при възрастни. Дисертация „Доктор”, плевен, 2015г.

4. Ганчев М. Проблеми и приноси в ендопротезното заместване на тазобедрената става при 222 болни. Дисертация „Доктор на медицинските науги”, София, 1982.

5. Герчев Ал. Научно-приложима разработка върху ендопротезирането на тазобедрената става с комплектна двуполюсна ендопротеза „Етропал”. Дисертация „Доктор на медицинските науки”, София, 1978.

6. Денев Д. Усложнения след ендопротезиране на тазобедрената става с циментно и безциментно закрепване на ендопротеза “Етропал – ДМП”. Ортоп травматол 1990; 27:117-19.

7. Джеров Д, Стоянова С. По повод на някои късно проявили се усложнения след тотално ендопротезиране на тазобедрената става. Ортоп травматол 1984; 21:189-91.

8. Джеров Д. Приноси в хирургичната техника при атипично тотално ендопротезиране на тазобедрената става. Дисертация „Доктор на медицинските науки”, София, 1985.

9. Кинов П. Асептично разхлабване на тазобедрената артропластика. Дисертация „Доктор”, София, 2007

10. Кинов П. Ревизионно ендопротезиране на тазобедрената става. Дисертация „Доктор на медицинските науки”, София, 2013

11. Кинов П, Цачев Н. Счупване и други механични повреди на ендопротезата, Артропластика на тазобедрената става, Януари, 2016 г., стр. 450 – 456,

12. Кожухаров К. Първично ендопротезиране при неблагоприятни счупвания на тазобедрената става у възрастни. Дисертация „Доктор на медицинските науки”, София, 1985.

13. Танчев П. Ортопедия и травматология. М. Георгиев, В. Митев. История на медицинските науки в България. София, Проф. Марин Дринов, 2013:359-390.

14. Танчев П. Предоперативно планиране при първично ендопротезиране на тазобедрената става. Дисертация „Доктор”, София, 2015

15. Танчев ПП, Кинов П, Букарев Д, Тивчев П. Предоперативно планиране при първично ендопротезиране на тазобедрената става. Ортоп Травм 2009;46(4): 169-177

16. Танчев ПП, Кинов П. Предоперативно планиране на тазобедрената артропластика. Ортоп Травм 2009; 46(1):37-49.

17. Тивчев Н. Предоперативно планиране. П. Тивчев, П. Кинов. Артропластика на тазобедрената става. София, БГ Книга, 2014:207-217.

18. Тивчев Н. Предоперативно планиране. П. Тивчев, П. Кинов. Артропластика на тазобедрената става. София, БГ Книга, 2014:207-217.

19. Холевич Я. Двуполюсна алопластика на тазобедрената става. Ортоп Травм 1971;8:214.

20. Abdel M, Wyles C, Viste A et al. Extended trochanteric oteotomy in revision total hip arthroplasty: contemporary outcomes of 612 hips. J Bone Joint Surg Am. 2021; 103(2): 162-173.
21. Abraham WD, Dimon JH Leg length discrepancy in total hip arthroplasty. Orthop Clin North Am 1992; 23(2): 201-209.
22. Andrew H. Et al. 3D Printing Aids Acetabular Reconstruction in Complex Revision Hip Arthroplasty, Advances in Orthopedics, 2017.
23. Antolic V, Iglic A, Herman S et al. The required resultant abductor force and the available resultant abductor force after operative changes in hip geometry. Acta Orthop Belg 1994; 60: 374-377.
24. Aulakh TS, Jayasekera N, Kuiper J, Richardson JB. Longterm clinical outcomes following the use of synthetic hydroxyapatite and bone graft in impaction in revision hip arthroplasty. *Biomaterials* 2009; 30: 1732-38.
25. Azar F, Beaty J, Canale S, Arthroplasty of the hip In: Campbell's operative orthophaedics. Elsevier 2017; 13: 167-313.
26. Bagaria V, Chaudhary H. A paradigm shift in surgical planning and simulation using 3D graphy: experience of first 50 surgeries done using 3D-printed biomodels. Injury 2017; 48(11): 2501-2508.
27. Barmeir E, Dubowitz B, Roffman M. Computed tomography in the assessmentand planning of complicated hip replacement. Acta Orthop Scand 1982; 53: 597-604
28. Barrack R, Preoperative planning for revision total hip arthroplasty. Clin Orthop Rel Res 2004; 420: 32-38.
29. Barros A, Barbosa V, Costa L, Guedes E, Vassalo C. Recovery of the hip rotation center with tantalum in revision arthroplasty. Rev Bras Ortop 2019; 54:471-476.
30. Bayley JC, Christie MJ, Ewald FC, Kelley K. Long-term results of total hip arthroplasty in protrusion acetabuli. J Arthroplasty 1987; 2(4): 275-279
31. Berman A, Salter T, Koenig T. Revision total hip replacement without trochanteric osteotomy. Orthopedics. 1987; 10(5): 755-65.
32. Berry DJ. Identification and management of pelvic discontinuity. *Orthopedics* 2001; 24:881.
33. Bertram T, Diercks RL, van Ooijen PM, Horn JR (2005) Comparison of analog and digital preoperative planning in total and knee arthroplasties. A prospective study of 173 hips and 65 total knees. Acta Orthop 76:78
34. Beswick A, Blom AW. Bone graft substitutes in hip revision surgery: A comprehensive overview. *Injury* 2011 (42) S40-S46.
35. Bjarnason J, Reikeras O. Changes of center of rotation and femoral offset in total hip arthroplasty. Ann Transl Med. 2015; 3(22): 355.
36. Bjørdal F, Børgul K. The role of femoral offset and abductor lever arm in total hip arthroplasty. J Orthopaedics and traumatoloy. 2015; 16, 325-330.
37. Blom AW, Wylde V, Livesey C, Whitehouse MR, Eastaugh-Waring S, Bannister GC, Learmonth ID. Impaction bone grafting of the acetabulum at hip revision using a mix of

bone chips and a biphasic porous ceramic bone graft substitute. Good outcome in 43 patients followed for a mean of 2 years. Acta Orthopaedica 2009; 80 (2): 150-54.
38. Blum A, Meyer J, Raymond A, Louis M, Bakour O, Kechidi R, Chanson A, Gondim – Teixeira P. CT of hip prosthesis: new techniques and new paradigms. Journal de Radiologie Diagnostique et interventionelle. 2016; 97(3): 256-264.
39. Boisgard S, Descamps S, Bouillet B. Complex primary total hip arthroplasty, Orthopaedics and Thraumatology: Surgery and research 2013; 99 (2): 34 – S45.
40. Bombaci H, Simsek B, Soyarslan M, Yildirim M. Determination of the hip rotation centre from landmarks in pelvic radiograph. Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica, 2017; 51: 470-473.
41. Bonno J, McCharty J, Thornhill T, Bierbaum B, Turner R. Revision total hip artrhoplasty. Springer – Verlag New York ,1998
42. Bono J. Digital Templating in Total Hip Arthroplasty, The Journal of Bone & Joint Surgery. 2004; 86 (2) : 118-122.
43. Carrera L, Haddad S, Minguell J, Amat C, Corona P.S. Mid-term outcomes and complications with cementless distal locking hip revision stem with hydroxyapatite coating for proximal bone defects and fractures,J Arthroplasty. 2015; 30 (6): 1035-39.
44. Cassidy K, Noticewala M, Macaulay W et al. Effect of femoral offset on pain and function after total hip arthroplasty. The J of Arthroplasty. 2012 (10): 1863-1869.
45. Chang J, S. Kim, Bhardwaj A et al. The evolution of computer-assisted total hip arthroplastyand relevant applications. Hip and Pelvis, 2017; 29(1): 1-14.
46. Charnley J. Fracture of femoral prostheses in total hip replacement. A clinical study. *Clin Orthop*. 1975; 111:105–120.
47. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Berlin, Heidelberg New York, Springer Verlag, 1979;37:182-186,246
48. Choplin R, Heneley C, Edds E. et al. Total hip arthroplasty in patients with bone deficiency of the acetabulum. RadioGraphics. 2008; 28(3).
49. Clohisy JC, Calvert G, Tull F, McDonald D, Maloney WJ. Reasons for revision hip surgery: a retrospective review. Clin Orthop Relat Res. 2004; 429:188–92.
50. Collis D. Femoral stem failure in total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1977; 59: 1033–1041.
51. Cooper H, Della-Valle C. The two-stage standard in revision total hip replacement. The Bone and Joint Journal, 2013;95-B:84-7.
52. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg Am. 1979;61:15–23
53. D'Antonio JA. Periprosthetic bone loss of the acetabulum. Classification and management. Orthop Clin North Am 1992; 23:279.
54. Dardenne G, Dib Z, Poirier N, et al.What is the best hip center location method to compute HKA angle in computer-assistedorthopedic surgery? In silico and in vitro comparison of four methods.Orthop Traumatol Surg Res. 2019 ;105(1):55-61.
55. Dastane M, Dorr LD, Tarwalla R et al. Hip offset in total hip arthroplasty:quantitive measurement with navigation. Clin Orthop relat res 2011; 469: 429.

56. Davila JA, Kransdorf MJ, Duffy GP. Surgical planning of total hip arthroplasty: accuracy of computer-assisted EndoMap software in predicting component size. Skeletal Radiol 2006; 13:566.
57. De Clerico M, Bordini B, Stea S, Viceconti M, Toni A. Relationship between biometric characteristics and stem size of uncemented hip prostheses. Artif Organs, 31 (6) (2007): 480
58. Deirmengian G, Zmistowski B, O'Neil J, Hozack W. Management of Acetabular Bone Loss in Revision Total Hip Arthroplasty, The Journal of Bone & Joint Surgery: 2011; 93 (19) : 1842-1852 .
59. Della Valle AG, Padget DE, Salvati EA. Preoperative planning for primary total hip arthrolasty. J Am Acad Orthop Surg 2005;13L 455-462.
60. Della Valle C, PaproskyW. Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007): 2004; 420: 55-62.
61. DiGioia AM, Plakseychuk AY, Levison TJ, Jaramaz B. Mini-incision technique for total hip arthroplasty with navigation. J Arthroplasty. 2003;18(2):123-8.
62. Dou Y., Zhou Y., Tang Q., Yang D., Liu J. Leg-length discrepancy after revision hip arthroplasty: are modular stems superior? J Arthroplasty 2013; 28(4): 676-9.
63. Dunn H.K., Hess W.E., Total hip reconstruction in chronically dislocated hips, J. Bone and Joint Surgery Am. 1976; 58(6):838-45
64. Edeen J et al. Clinical significance of leg length inequality after total hip arthroplasty. Am J Orthop. 1995; 24: 347.
65. Eftekhar NS. Principles of total hip arthroplasty. The C. V. Mosby Company, 1978;10: 280-312.
66. Eggli S, Pisan M, Muller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br. 1998; 80: 382.
67. Fessy MH, N'Diaye A, Carret JP, et al. Locating the center of rotation of the hip.Surg Radiol Anat. 1999;21(4):247-250.
68. Franken M, Grimm B, Heyligers I. A comparison of four systems for calibration when templating for total hip replacement with digital radiography. J Bone Jt Surg - Ser B. 2010.
69. Friberg O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. Spine 1983; 8(6): 643-651.
70. Gamble P, de Beer J, Petruccelli D, Winemaker M. The accuracy of digital templating in uncemented total hip arthroplasty.J Arthroplasty. 2010; 25(4):529-32.
71. García – Rey E, Fernández – Fernández R, Durán D, Madero R. Reconstruction of the rotation center of the hip after oblong cups in revision total hip artrhoplasty. J Orthop Trauma, 2013; 14: 39-49.
72. Gehrke T., Zahar A., Kendoff D. One-stage exchange: it all began here. Bone Joint J 2013; 95-B: 77-83.
73. Graham SM, Leonidou A, Aslam-Pervez N, Hamza A, Panteliadis P, Heliotis M, Mantalaris A, Tsiridis E. Biological therapy of bone defects: the immunology of bone allotransplantation. Expert Opin Biol Ther. 2010;10:885-901.
74. Gross AE, Allan DG, Catre M, *et al.* Bone grafts in hip replacement surgery. The pelvic side. Orthop Clin North Am 1993;24:679.

75. Gustilo RB, Pasternak HS. Revision hip arthroplasty with titanium ingrowth prosthesis and bone grafting for failed cemented femoral component loosening. Clin Orthop Relat Res 1988;111.
76. Haddad FS, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. Femoral bone loss in total hip arthroplasty: classification and preoperative planning. Instructional Course Lectures. 2000; 49: 83-96.
77. Hartofilakidis G, Stamos K, Karachalios T et al. Congenital hip disease in adults. Classification of acetabular deficiencies and operative treatment with acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty.J Bone Joint Surg Am. 1996; 78 (5): 683-692
78. Henckel, Johann MD; Holme, Thomas J. MD; Radford, Warwick MD; Skinner, John A. MD; Hart, Alister J. MD 3D-printed Patient-specific Guides for Hip Arthroplasty, Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2018; 26 (16): 342-348.
79. Hoffman A, Bolognesi M, Lavah A. Minimizing leg length inequality in total hip arthroplasty: use of preoperative templating and an intraoperative X-ray. Am J Orthop. 2008; 37(1): 18-23.
80. Holzer L, Scholler G, Wagner S, Friesenbichler J, Maurer-Ertl W, Leithenr A. The accuracy of digital templating in uncemented total hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg. 2019; 139(2): 263-268.
81. Huang JH, Liao H, Tan XY, et al.Surgical treatment for both-column acetabular fractures using preoperative virtual simulationand three-dimensional printing techniques.Chin Med J (Engl) .2020 ;133(4):395-401.
82. Hughes A et al., 3D printing aids acetabular reconstruction in complex revision hip arthroplasty. Adv Orthop 2017;
83. Iglic A, Antolic V, Srakar F. Biomechanical analysis of various operative hip joint rotation center shifts. Acta Orthop Trauma Surg 1993; 112: 124-126.
84. Imai, H., Miyawaki, J., Kamada, T. *et al.* Preoperative planning and postoperative evaluation of total hip arthroplasty that takes combined anteversion. Eur J Orthop Surg Traumatol 26, 493–500 (2016).
85. Jando V., Greidanus N., Masri B. et al. Trochanteric osteotomies in revision total hip arthroplasty: Contemporary techniques and results. Instr Course Lect. 2005; 54: 143-55.
86. Jasty M, Harris WH. Salvage total hip reconstruction in patients with major acetabular bone deficiency using structural femoral head allografts. J Bone Joint Surg [Br] 1990;72-B:63-67.
87. Jolles BM et al. Computer – assisted two dimensional preoperative planning for total hip arthroplasty:clinical evaluation. Current Opinion in Orthopedics, 2007; 18(1):81-95.
88. Joskowicz L, Taylor, R H, Williamson B et al. Computer integrated revision total hip replacement surgery: Preliminary report. In *MRCAS.* 1995 Nov; 95: 193-202.
89. Kärrholm J. The Swedish Hip Arthroplasty Register (www.shpr.se). Acta Orthop. 2010; 81(1): 3–4.
90. Kavalerskiy G, Murulev V, Rukin Y et al. Three-dimensional models in planning of revision hip arthroplasty with complex acetabular defects. Indian journal of orthopaedics. 2018; 52: 625-630.

91. Kelmer G, Stone A, Turcotte J, King P. Reasons for revision: Primary total hip arthroplasty mechanisms of failure. J AAOS. 2021; 29(2):78-87.
92. Khan F, Ahmad T, Condon F, Lenehan B. Review of quality of x-rays for templating for total hip arthroplasty. Acta Orthop Belg. 2015;81(1):72-6.
93. Kim D, Cho S, Jeong S et al. Restoration of the center of rotation in revision total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 2010; 25 (7): 1041-1046.
94. Kinov P. Tivchev P. Revision hip arthroplasty: Management of bone loss. Arthroplasty, 2013.
95. Kinov P., Georgiev G.P., Cvetanov L., Tanchev P.P., Antonov B. Arthroplasty with osteotomy of femur in patients with high hip joint dislocation, J. Ortop. Trauma. 2017; 1: 4-8
96. Kirkwood RN, Culham EG, Costigan P.Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip jointmoments.Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999 ;14(4) :227-235.
97. Klauser W, Gop C, Lubinus P. Preoperative planning in revision hip surgery. J Orthop Trauma. 2001; 2: 7-17.
98. Kop AM, Keogh C, Swarts E. Proximal component modularity in THA–at what cost? An implant retrieval studyClin Orthop Relat Res. 2012; 470 (7): 1885-90.
99. Korytkin A, Zakharova D, Novikova Y et al. Custom triflange acetabular components in revision hip replacement (experience review) Traumatology and Orthopedics of Russia. 2017; 23(4): 101-111.
100. Kosashvili Y et al. Digital versus conventional templating techniques in preoperative planning for total hip arthroplasty. Can J Surg. 2009; 52(1): 6-11.
101. Kosashvili Y, Backstein D, Safir O, *et al.* Acetabular revision using an anti-protrusion (ilio-ischial) cage and trabecular metal acetabular component for severe acetabular bone loss associated with pelvic discontinuity. J Bone Joint Surg [Br] 2009; 91:870.
102. Kuijpers M, Hannink G, Van Steenbergen , Schreurs W. Outcome of revision hip arthroplasty in patients younger than 55 years: an analysis of 1,037 revisions in Deutch Arthroplasty register. Acta Orthopaedica. 2020; 91 (2): 165-170.
103. Kumar P, Vatsya P, Rajnish RK, Hooda A, Dhillon M. Applications of 3D printing in hip and knee arthroplasty: A narrative review. Indian Journal of Orthopaedics 2020.
104. Landor I, Vavrík P, Jahoda D. General principles of infection treatment in joint replacements. Acta Chir Ortop Traumatol Cech. 2005; 72(3): 183-90.
105. Learmonth I, Young C, Rorabeck C. The operaton of the century: Total hip replacement. The Lancet. 2007; 370 (9597): 1508-1519.
106. Lecerf G. Fessy M.H. Philippot R. Massinet P et al.Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. Orthopaedics and traumatology: surgery and research 2009; 95 (3): 210-219.
107. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, et al. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. J Bone Joint Surg Am 1978;60:217
108. Liu K, Li Z, Ma, et al.3-D-printed pelvis model is an ecient method of osteotomy simu-lation for the treatment of developmental dysplasia of the hip.Exp Ther Med. 2020; 19(2):1155-1160.

109. Lum Z., Dorr L. Restoration of center of rotation and balance of THR. J Orthop. 2018; 15(4): 992-996.
110. Masterson E, Masri B, Duncan C. Surgical Approaches in Revision Hip Replacement, Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 1998; 6 (2):84-92
111. McNamara I, Deshpande S, Porteous M. Impaction grafting of the acetabulum with a mixture of frozen, ground irradiated bone graft and porous synthetic bone substitute (Apapore 60). J Bone Joint Surg Br. 2010; 92 (5): 617-23.
112. Meek R, Greidanus N, Garbuz D. et al. Extended trochanteric osteotomy: planning, surgical technique and pitfalls. Instr Course Lect. 2004; 53: 119-130.
113. Mitchell P, Masri B, Garbuz D et al. Cementless revision for infectionfollowing total hip arthroplasty. Instr Course Lect. 2003; 52: 232-30.
114. Montgomery BK, Bala A, Huddleston JI 3rd, Goodman SB, Maloney WJ, Amanatullah DF. Computer Navigation vs Conventional Total Hip Arthroplasty: A Medicare Database Analysis. J Arthroplasty. 2019;34 (9):1994-1998.
115. Morison Z, Moojen DJ, Nauth A, et al. Total Hip Arthroplasty After Acetabular Fracture Is Associated With Lower Survivorship and More Complications. Clin Orthop Relat Res. 2016;474(2):392-398.
116. Muller M, Berry DJ. Revision arthroplasty using an anti-protrusio cage for massive acetabular bone deficiency. J Bone Joint Surg [Br] 1992;74-B:711-15.
117. Müller ME. Total hip replacement: planning, technique and complications. In: Surgical management of degenerative arthritis of the lower limp. Philadelphia, Lea and Faber, 1975:90-113.
118. Murphy SB, Ecker TM. Evaluation of a new leg length measurement algorithm in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1985; 194: 269-70.
119. O'Sullivan C, Goodman S, Jones T. Computerized tomographic evaluation of acetabular anatomy. Clin Orthop Relat Res 1992; 277: 175-81.
120. Papachristou G., Hatzigrigoris P., Panousis K., Plessas S., Sourlas J., Levidiotis C. Et al. Total hip arthroplasty for developmental hip dysplasia, Int. Orthop. 2006;30(1)21-5
121. Paprosky WG, Perona PG, Lawrence JM. Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty: a 6-year follow-up evaluation. J Arthroplasty 1994; 9: 33-44.
122. Parvizi J, Ghanem E, Menashe S, Barrack RI, Bauer TW. Periprosthetic infection: What are the diagnostic challenges? J Bone Joint Surg. 2006;88-A:138-47.
123. Parvizi J, Ghanem E, Newberg A, Zhuang H, Alavi A. FDG-PET imaging can diagnose periprosthetic infection of the hip. ClinOrthop Relat Res. 2008:466;6:1338-42.
124. Pauwels F. Der Schenkelhalsbruch ein mechanisches problem. Stuttgart, Ferdinand Enke, 1935.
125. Peng Y., Shen J. , Zhang Y., Sun J., Du Y., Zhou Y. Jumbo cup in hip joint renovation may cause the center of rotation to increase. World J Clin Cases. 2021; 9(22): 6300-6307.
126. Perka C, Ludwig R. Reconstruction of segmental defects during revision procedures of the acetabulum with the Burch-Schneider anti-protrusio cage. J Arthroplasty 2001;16:568.
127. Peter L, Sheth N, Bostrom M, Pellicci P Sculco T. Preoperative Planning for Revision Total Hip Arthroplasty, Techniques in Orthopaedics. 2001;16 (3): 205-221.

128. Pierchon F, Migaud H, Duqueonny A et al. Radiologic evaluation of the rotation center of the hip (in French). Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1993; 79: 281-284.
129. Postel M et al. Total Hip Replacement. Springer- Verlag. Heidelber, 1987;22-26.
130. Puri L, Wixson RL, Stern SH, Kohli J, Hendrix RW, Stulberg SD. Use of helical computed tomography for the assessment of acetabular osteolysis after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2002;84:609-14.
131. Ramspegerger R, Lubinus P. Preoperative planning in hip endoprosthetics: presenting a computer assisted system using CAD software. Chirurg 1996; 67:734-739.
132. Ranawat CS, et al. Functional leg length inequality following total hip arthrolasty. J Arthroplasty 1997; 12(4).
133. Ranawat CS, Rao RR, Rodrigues JA et al. Correction of limb-lenght inequality during total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2001; 16(6): 715-20.
134. Raut VV, Sidney PD, Wroblewski BM. Cemented revision for aseptic acetabular loosening. J Bone Joint Surg Br. 1995;77:357-61.
135. Reid C, Grobler GP, Dower BJ et al. Revision total hip arthroplasty: addressing acetabular bone loss. SA Orthop J 2012; 11(3):
136. Reid D, Smith B. Leg length discrepancy assessment: accuracy and precision in five clinical methods of evaluation. Physioter Can 1984; 36:177-182.
137. Riddick A, Smith A, Thomas P. Accuracy of preoperative templating in total hip arthroplasty. J Orthop Surg (Hong Kong). 2014; 22(2): 173-6.
138. Rivière C, Lazennec J, Van Der Straeten C et al. The influence of spine-hip relations on total hip replacement: A systematic review,Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2017; 103(4): Pages 559-568.
139. Robertson D, Sutherland C, Lopes T, Yuan J. Preoperative Description of Severe Acetabular Defects Caused by Failed Total Hip Replacement, Journal of Computer Assisted Tomography. 1998; 22 (3): 444-449.
140. Rollo G., Solarino G., Vicenti G., Picca G., Carrozzo M., Moretti B. Subtrochanteric femoral shortening osteotomy combined with cementless total hip replacement for Crowe type IV developmental dysplasia: a retrospective study, J. Orthop. Traumatol. 2017; 18(4): 407-413.
141. Roth TD, Maertz NA, Kenneth AP et al. CT of the hip prosthaesis: appearance of components, fixation and complications. RadioGraphics. 2012; 32(4).
142. Saadi SB, Ranjbarzadeh R, Ozeir K et al. Osteolysis: A Literature Review of Basic Science and Potential Computer-Based Image Processing Detection Methods. Computational Intelligence and Neuroscience. 2021;
143. Sadovoy M.A., Pavlov V.V., Bazlov V.A., et al. Potentialities of 3D-Visualization in Preoperative Planning of Primary and Revision Total Hip Arthroplasty // N.N. Priorov Journal of Traumatology and Orthopedics. 2017; 24 (3): 37-42.
144. Saleh K, Holtzman J, Gafni A, Saleh L, al. Reliability and Intraoperative Validity of Preoperative Assessment of Standardized Plain Radiographs in Predicting Bone Loss at Revision Hip Surgery, The Journal of Bone & Joint Surgery. 200; 83 (7): 1040-1046.
145. Saleh KJ, Jaroszynski G, Woodgate I, Saleh L, Gross AE. Revision total hip arthroplasty with the use of structural acetabular allograft and reconstruction ring: a case series with a 10-year average follow-up. J Arthroplasty. 2000; 15:951-58.

146. Sambandam S, Duraisamy G, Chandrasekharan J. et al. Extended trochanteric osteotomy: current concepts review. Eur J Orthop Surg Traumatol. 2016;3: 231-45.
147. Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal – Moussellard H. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. Acta Orthopaedica. 2014; 85: 123-127.
148. Sathappan S, Strauss E, Ginat DI, Upasani V, Di Cesare P. Surgical challenges in complex primary total hip arthroplasty. Am J Orthop 2007; 36(10): 534-541.
149. Sathappan S, Strauss E, Ginat D, Upasani V, Di P. Surgical challenges in complex primary total hip arthroplasty, Am J Orthop. 2007; 36 (10): 534-541
150. Schierjott RA, Hettich G, Ringkamp A, et al.A method to assess primary stability of acetabular components in association with bone defects.J Orthop Res. 2020 ;1:1-10
151. Schmidt RD. Preoperative planning for revision total hip arthroplasty. American Journal of Orthopedics (Belle Mead, N.J.). 2002;31(4):179-181.
152. Schreurs BW, Sloof T, Buma P, Gardeniers JWM, Huiskes R. Acetabular reconstructions with impacted morsellised cancellous bone graft and cement: a 10- to 15-year follow-up of 60 revision arthroplasties. J Bone Joint Surg [Br] 1998; 80-B:391-95.
153. Seel M., Hafez, Mahmoud A., Eckman K., Jaramaz B., Davidson, D., DiGioia, A. Three-dimensional Planning and Virtual Radiographs in Revision Total Hip Arthroplasty for Instability, Clinical Orthopaedics and Related Research. 2006; 442: 35-38.
154. Shaikh, A. "Preoperative Planning of Total Hip Arthroplasty". Total Hip Replacement - An Overview, edited by Vaibhav Bagaria, IntechOpen, 2018.
155. Sheth N, Nelson C, Springer B. et al. Acetabular bone loss in revision total hip arthroplasty: evaluation and management. J Am Acad Orthop Surg. 2013; 21(3): 128-39.
156. Sheth, N., Nelson, C., Paprosky, W. Femoral Bone Loss in Revision Total Hip Arthroplasty: Evaluation and Management, Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2013; 21 (10): 601-612
157. Sheth, N., Nelson, C., Springer, B., F. Paprosky, W. Acetabular Bone Loss in Revision Total Hip Arthroplasty: Evaluation and Management, Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2013; 21 (3) : 128-139.
158. Shin J, Son S, Kim T, Shin W, Lee J, Suh K. Accuracy and reliability of preoperative on-screen templating using digital radiographs for total hip arthroplasti. Hip Pelvis 2016; 28(4): 201-207.
159. Shung Y. Preoperative planning for revision hip arthroplasty. J Korean Hip Soc. 2010; 22(4): 247-252.
160. Sporer SM, Paprosky WG. Acetabular revision using a trabecular metal acetabular component for severe acetabular bone loss associated with a pelvic discontinuity. J Arthroplasty. 2006; 21(6 suppl 2):87-90.
161. Sporer SM, Paprosky WG. The treatment of pelvic discontinuity during acetabular revision. J Arthroplasty. 2005; 20:79-84.
162. Stigler S, Müller F, Pfaud S, Zellner M, Füchtmeier B. Digital templating in total hip arthroplasty: additional anteroposterior hip view increases the accuracy. World J Orthop. 2017; 8(1): 30-35.

163. Strøm N, Pripp A, Reikerås O, Templating in uncemented total hip arthroplasty – on intra- and interobserver reliability and professional experience. Ann Transl Med. 2017; 5(3):43.
164. Takamatsu T., Shishido T. et al. Radiographic determination of hip rotation center and femoral offset in japanesse adults: A preliminary investigation toward the preoperative implications in total hip artrhoplasty. BioMed Research International, 2015.
165. Taylor J, Rorabeck C. Hip revision arthroplasty. Approach to the femoral side. Clin Orthop Relat. Res. 1999; 369: 208-22.
166. Temmerman OPP, Raijmakers PGHM, David EFL, Pijpers R, Molenaar MA, Hoekstra OS, Berkhof J, Manoliu RA, md, Teule GJJ, Heyligers IC. A comparison of radiographic and scintigraphic techniques to assess aseptic loosening of the acetabular component in a total hip replacement. J Bone Joint Surg. 2004; 86-A:2456-63.
167. Tikhilov R, Dzhavadov A, Karpukhin A et al. Revision Hip Arthroplasty with Initially High Position of the Acetabular Component: What's Special?Traumatology and orthopaedics of Russia, 2020; 26 (3): 9-20.
168. Timperley A, Ashcroft P, Dunlop D, Hua J. Use of calcium phosphate bone graft substitute for impaction grafting for revision hip arthroplasty: A randomised clinical study. J Bone Joint Surg Br 2011; 93-B (II): 151.
169. Toni A, Traina F, Viceconti M. Computer-assisted tridimensional preoperative planning in hip revision surgery. La Chirurgia Degli Organi di Movimento. 2003; 88(3):273-280.
170. Trauner KB.The emerging role of 3-D printing in arthroplasty and orthopedics.J Arthroplasty. 2018;33(8):2352-2354
171. Tuy H. Algorithm to reduce clip artifacts in CT images, Medical Imaging VI: Image Processing Conference, Newport Beach, CA, 1992: 635
172. Udapa K, Herman G. 3-D imagining in medicine. Tylor and Francis Group, Sep 1999.
173. Viceconti M, Lattanzi R, Antonietti B et al. CT-based surgical planning software improves the accuracy of total hip replacement preoperative planning, Medical Engineering & Physics. 2003; 25(5): 371-377.
174. Wan Z., Boutary M., Dorr L. The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 2008; 23(1): 51-56.
175. Wang KC, Jones A, Kambhampati S,et al.CT-based 3-D printing of the glenoid prior to shoulder arthroplasty: bony morphology and model evaluation.J Digit Imaging. 2019 ;32(5) :816-826.
176. Wang S., Li L, Yan R et al. 3D printing technology used in severe hip deformity. Experimental and Therapeutic Medicine. 2017, 14.
177. Wang Y, Zhou YG. Management of the bone defects in revision total hip arthroplasty. Zhonghua wai ke za zhi [Chinese Journal of Surgery]. 2005;43(20):1309-1312.
178. Weber M, Merle C, Nawabi D et al. Inaccurate offset restoration in total hip arthroplasty results in reduced range of motions. Scientific Reports. 2020; 10.

179. Weber M, Renkawitz T, Voellner F et al. Revision surgery in total joint replacement is cost- intensive. BioMed Research International, 2018.
180. Wendt MC, Adler MA, Trousdale RT, Mabry TM, Cabanela ME. Effectiveness of false profile radiographs in detection of pelvic discontinuity. J Arthroplasty. Article in press.
181. Whiddon D, Bono J, Lang J, Smith E, Saliapongse A. Accuracy of digital templating in total hip arthroplasty. Am J Orthop (Belle Mead NJ). 2011; 40(8): 395-8.
182. Widmer KH. The Impingement-free, Prosthesis-specific, and Anatomy-adjusted Combined Target Zone for Component Positioning in THA Depends on Design and Implantation Parameters of both Components. Clin Orthop Relat Res. 2020;478(8):1904-1918.
183. Williamson JA, Reckling FW. Limb length discrepancy and related problems following total hip replacement. Clin Orthop 1978; 134-135.
184. Wirtz D, Jaenisch M, Osterhaus T et al. Acetabular defects in revision hip arthroplasty: a therapy- oriented classification. Arch Orthop Trauma Surg. 2020; 140: 815-825.
185. Won S., Lee Y., Ha I., Suh Y., Koo K. Improving preoperative planning for complex total hip replacement with a Rapid Prototype model enabling surgical simulation. The Bone and Joint Journal. 2013; 95-B (11)
186. Woo RYG, Morrey BF. Dislocation after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1982; 64: 38-48.
187. Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A. Results of a methrod of leg-lenght equalization for patients undergoing primary total hip replacement. J Arthroplasty 1999;14(2): 159-64.
188. Xu J, Li D, Ma RF ,et al. Application of rapid prototyping pelvic model for Patients with DDH to Facilitate ArthroplastyPlanning:A Pilot Study.J Arthroplasty. 2015; 30(11):1963-1970.
189. Yabin L, Xinlong M. Significance of Ranawat"s triangle method in determining the rotation center of normal hip joint. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2015; 53: 2625 – 2630.
190. Zagorov M, Mihov K, Dobrilov S, Nenova G. Elevation of the center of rotation with the use of jumbo cups in revision total hip arthroplasty – a radiographic study. J of IMAB. 2021; 27(1): 3518-3522.
191. Zerr J, Cathzinoff Y, Chopra R et al. Three-dimensional printing for preoperative planning of total hip arthroplasty revision: case report. Skeletal Radiology. 2016; 45: 1431-1435.
192. Zhang H, Zhang Z, Chen X et al. How to restore rotation center in total hip arthroplasty for developmental dysplasia of the hip with the assistance of three dimensional printing technology? A pilot study. Research Square. 2020.
193. Zhang H, Zhou J, Liu Y et al. Mid-term and long-term results of restoring rotation center in revision hip arthroplasty. J Orthop Surg Res. 2020; 15 (152).