

**МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ - СОФИЯ**

**Медицински факултет**

**КАТЕДРА ПО ОРТОПЕДИЯ И ТРАВМАТОЛОГИЯ**

**Д-р Николай Стоянов Йорданов**

**Ендопротезиране при валгусно коляно**

**Автореферат**

**на дисертационен труд**

**за присъждане на образователна и научна степен „ Доктор“**

**по научна специалност „Ортопедия и травматология“**

**Научен ръководител: Доц. д-р Андрей Андреев, д.м.**

**София**

**2022**

Дисертационният труд е написан в 126 страници, съдържа 33 таблици и 30 фигури.  
Библиографският списък съдържа 177 литературни източника.

Проучването е проведено в Катедра по ортопедия и травматология на МУ – София, с база УСБАЛО „Проф. Б. Бойчев“.

Докторантът е редовен докторант по „Ортопедия и травматология“ на МУ – София. Той е лекар ортопед-травматолог към УСБАЛО „Проф. Б. Бойчев“.

Докторатът е обсъден, приет и насочен за защита пред Научно жури от Катедрен съвет при Катедра по ортопедия и травматология в МУ – София на 14.03.2022 г.

Научно жури:

Доц. д-р Николай Иванов Димитров, дм; председател – рецензия

Доц. д-р Мартин Костадинов Бърнев, дм – рецензия

Доц. д-р Борис Иванов Матов, дм – становище

Проф. д-р Вихър Манчев Ковачев, дм – становище

Проф. д-р Васил Цанков Яблански, дм - становище

Защитата на дисертационния труд ще се състои на 14.10.2022 г. от 13:30 ч. в библиотеката на УСБАЛО „Проф. Б. Бойчев“ - София, бул. „ Никола Петков“ №56 на открито заседание на Научното жури.

Материалите по защитата са публикувани на интернет страницата на Медицинския факултет на МУ – София: [www.medfac.mu-sofia.com](http://www.medfac.mu-sofia.com).

*Забележка: Номерата на таблиците, фигурите и разделите в автореферата не съответстват на тези в дисертационния труд.*

## **СЪДЪРЖАНИЕ**

<b>1. УВОД</b> .....	6
<b>2. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ</b> .....	9
<b>3. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ</b> .....	10
<b>3.1 КЛИНИЧЕН МАТЕРИАЛ</b> .....	10
<b>3.2 ДИАГНОСТИЧНИ И ТЕРАПЕВТИЧНИ МЕТОДИ</b> .....	13
<b>3.2.1 ОБРАЗНИ МЕТОДИ</b> .....	13
<b>3.2.2 КРИТЕРИИ ЗА ОЦЕНКА</b> .....	14
<b>3.2.3 ХИРУРГИЧНА ТЕХНИКА</b> .....	14
<b>3.2.3.1 ЛАТЕРАЛЕН ПАРАПАТЕЛАРЕН ДОСТЪП</b> .....	15
<b>3.2.3.2 МЕДИАЛЕН ПАРАПАТЕЛАРЕН ДОСТЪП</b> .....	16
<b>3.2.3.3 КОСТНА РЕЗЕКЦИЯ</b> .....	17
<b>3.2.3.4 МЕКОТЪКАННО ОСВОБОЖДАВАНЕ</b> .....	18
<b>3.2.3.5 ПАТЕЛО-ФЕМОРАЛНО ОСВОБОЖДАВАНЕ</b> .....	21
<b>3.2.4 РАНЕН СЛЕДОПЕРАТИВЕН ПРОТОКОЛ</b> .....	22
<b>3.3 СТАТИСТИЧЕСКИ МЕТОДИ</b> .....	23
<b>4. РЕЗУЛТАТИ</b> .....	26
<b>4.1 ДОСТОВЕРНОСТ НА ИЗМЕРВАНИЯТА</b> .....	26
<b>4.2 АЛАЛИЗ НА РЕЗУЛТАТИТЕ</b> .....	26
<b>4.3 МЕЖДУГРУПОВ АНАЛИЗ</b> .....	34
<b>4.4 ОСТАТЪЧЕН ВАЛГУС</b> .....	40
<b>4.5 УСЛОЖНЕНИЯ</b> .....	47
<b>4.6 ПРОТОКОЛ ЗА МЕКОТЪКАНЕН БАЛАНС</b> .....	52
<b>5. ДИСКУСИЯ</b> .....	54
<b>5.1 ПРЕДОПЕРАТИВНО ПЛАНИРАНЕ</b> .....	54
<b>5.2 ХИРУРГИЧЕН ДОСТЪП</b> .....	57
<b>5.3 АЛИНИРАНЕ</b> .....	61
<b>5.4 ИЗБОР НА ИМПЛАНТ</b> .....	64
<b>5.5 УСЛОЖНЕНИЯТА</b> .....	74
<b>5.5.1 НЕСТАБИЛНОСТ</b> .....	74
<b>5.5.2 ПОВЪРХНОСТНА ИНФЕКЦИЯ И КОЖНА НЕКРОЗА</b> .....	77
<b>5.5.3 ПЕРИПРОТЕЗНИ ФРАКТУРИ</b> .....	79
<b>5.5.4 ОСТАТЪЧНА ДЕФОРМАЦИЯ</b> .....	80

<b>5.5 ДОПУСНАТИ ГРЕШКИ</b> .....	81
<b>6. ИЗВОДИ</b> .....	83
<b>7. ПРИНОСИ</b> .....	84
<b>8. ПУБЛИКАЦИИ</b> .....	85

## **Използвани съкращения:**

LCL - Ligamentum collaterale laterale

LCM – Ligamentum collaterale mediale

LCA – Ligamentum cruciatum anterior

LCP – Ligamentum cruciatum posterior

MB – Mobile bearing (мобилно натоварване)

LCS – Low contact stress (ниско контактено натоварване)

PS - Posterior Stabilized (задно стабилизирани)

CR – Cruciate retaining (запазване на задна кръстна връзка)

ССК – Condylar constrained knee

MPT – Магнитно-резонансна томография

ТТО – остеотомия на tuberositas tibiae

КА – Кинематично алиниране

ОКА – Ограничено кинематично алиниране

КМА – Коригирано механично алиниране

МА – Механично алиниране

АА – Анатолично алиниране

УКЕ – Уникондилно ендопротезиране

КООС – Knee injury and Osteoarthritis Score

ЛЛСА – Joint line convergence angle (Ъгъл на конвергентност на резекционните линии)

## 1. УВОД

Тоталното колянно ендопротезиране (ТКЕ) се е наложило като високосполучлива реконструктивна процедура. Следоперативните резултати, удовлетвореността на пациентите и преживяемостта на имплантите са се подобрявали постепенно. Операцията се е наложила като преимуществена за облекчаване на болката и възстановяване на нормалния обем на движение и функция на ставата (Cobb AC и съавт., 1943; Emmerson KR и съавт., 1996; Malkani AL и съавт., 1995; Ranawat CS AS съавт., 1993; Ritter MA съавт., 1989; Ritter MA и съавт., 1994; Sculco TP и съавт., 2006; Stern SH и съавт., 1992; Weir DJ и съавт., 1996). В самото начало процедурата се е предлагала на сравнително възрастни пациенти със заседнал начин на живот (Insall JN и съавт., 1985; Rand JA и съавт. 1991). По настоящем ТКЕ се е доказало като ефективно и устойчиво както за млади и физически активни индивиди, така и за възрастни (Diduch DR и съавт., 1997; Ewald F и съавт., 1987; Goodfellow J и съавт., 2000; Stern SH и съавт., 1990; Stuart MJ и съавт., 1987; Stulberg SD и съавт., 1995). Въпреки, че колянната артропластика е успешна за по-младата част от популацията, идеалните и по-подходящи кандидати остават хората над 60 годишна възраст, с което намалява и рисковете от усложнения свързани с износването на материалите. Преживяемостта на ТКЕ с циментна фиксация на компонентите варира от 91% до 99% за 10 годишно проследяване 1,5 и от 91% до 96% за 15 годишно проследяване (Cobb AC и съавт., 1990; Ranawat CS и съавт., 1993; Ritter MA и съавт., 1989; Ritter MA и съавт., 1994; Scuderi GR и съавт., 1989; Stern SH и съавт., 1992). Нараства очакваната продължителност на живота, а с нея и възможността възрастните хора да останат физически активни през осмото, девето, а дори и десето десетилетие на живота. Общеизвестни са ползите от ежедневната физическа активност за подобряване на сърдечно-съдовото и психично здраве. Инвалидизиращата артроза би могла да се окаже предпоставка за редукция на физическата активност и заседнал начин на живот.

Механичната ос на долния крайник е права линия, свързваща центъра на бедрената глава и средата на глезената става (Hsu RW и съавт., 1990). Тя минава леко медиално от средата на колянната става. Девиация с повече от 3° от тази ос се прима за валгусна. По време на еднонога походка колянната става трябва да устои на значителни натоварвания, увеличаващи 4-6 пъти телесното тегло, разделяйки силите в съотношение  $\frac{3}{4}$  в медиалният и  $\frac{1}{4}$  в латералния отдел на ставата (Castaing J и съавт., 1960). Увеличеното натоварване в

латералния отдел на ставата води до износването на хрущяла и подлежащата кост, следвана от деформации във фронталната и сагиталната равнина. Обикновено първоначално се засяга задният отдел на проксимална тибия и дистален фемур.

ТКЕ при валгусна деформация все още остава сериозно предизвикателство пред ортопедичната общност. Съставлявайки около 10% от всички колена с необходимост от ТКЕ, тя представлява сравнително рядка патология. Валгусната деформация включва анатомични разновидности между костно ремоделиране и мекотъканни контрактури или удължавания. Костните промени включват ерозии на хиалинния хрущял в латералният отдел на ставата, хипоплазия на латерален бедрен кондил и ремоделиране на метафизата на бедрената кост и тибиялното плато. Мекотъканните изменения се представят със скъсяване на структурите в латералния отдел на ставата: *ligamentum collaterale laterale* (LCL), задна капсула, сухожилието на *m. popliteus*, латералната глава на *m. gastrocnemius* и *tractus iliotibialis*. Прецизното предоперативно планиране и клинично изследване са ключови за решаването на проблемите, свързани с костната загуба и мекотъканния баланс, както и за избора на имплант с увеличена стабилност. Основно използваните достъпи са два: медиален парapatеларен и латерален парapatеларен. Костните резекции биха могли да бъдат проведени по два различни начина за леките и тежки деформации. Все още няма единомислие относно последователността за освобождаване на мекотъканните структури за постигане на алинирана става, без наличие на нестабилност.

В ранните етапи деформацията е пасивно коригируема, но с течение на времето прогресира до латералните мекотъканни структури на ставата, които действат външно-ротаторно на тибията. При прогресирането на деформацията промени се наблюдават и в медиалните структури, които са преопънати и нефункционални, по-специално *ligamentum collaterale mediale* (LCM).

Външната ротация на тибията и връзката ѝ с бедрената кост, оказват влияние върху пателофеморалната става, увеличавайки  $Q$  – ъгъла на Brattström и латералните тракционни сили, действащи върху пателата. Това пренатоварва латералния отдел на пателата, отразявайки се негативно на пателарното плъзгане и водейки дори до дислокация.

Всичко казано по-горе следва да бъде подложено на внимателен предоперативен анализ, за да се прецизира костната резекция, лигаментарният баланс и ротационното позициониране

на имплантите по време на ТКЕ. По този начин се избягва незадоволителното алиниране на крайника, пателарното плъзгане или колянната нестабилност.

В настоящото изложение ще разгледаме особеностите, трудностите и резултатите след първично ендопротезиране на колянни стави с валгусна деформация в УСБАЛО „Проф. Б. Бойчев“ за периода 01.10.2011- 30.06.2020 г.

## 2. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

Като изхождаме от отбелязаните по-горе проблеми бе формулирана следната цел:

Да се направи преглед на оперативното поведение и следоперативните резултати, с което да се изработи протокол за мекотъканен баланс и избор на имплант с или без ограничена стабилност при ендопротезиране на колена с валгусна деформация.

Задачи:

1. Да се определи дали се наблюдава клинично подобрение след ТКЕ при валгусни колена.
2. Да се определи дали съществува връзка между предоперативната деформацията и клиничните оплаквания.
3. Да се определи дали следоперативните резултати зависят от предоперативната деформация.
4. Да се проучи връзката между остатъчния валгус и мекотъканната стабилност.
5. Да се сравнят следоперативните резултати на колената с и без остатъчен валгус
6. Да се проучи дали наличието на следоперативен валгус зависи от степента на предоперативната деформация.
7. Да се определят контраиндикациите за избор на първичен имплант за ТКЕ

### 3. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ

#### 3.1 КЛИНИЧЕН МАТЕРИАЛ

Проучването е проведено в Клиника по костна патология и обща ортопедия, УСБАЛО „Проф. Б. Бойчев“, Катедра по ортопедия и травматология МУ- София. За периода 01.10.2011- 30.06.2020г. са ендопротезирани 90 коленни стави с валгусна деформация при 84 пациента. Случаите бяха класифицирани по модифицирана от нас класификация на Ranawat. За целта приехме разделянето на 3 групи. I-ва група (R1)- валгусна деформация с девиация от механичната ос на долния крайник до 10 градуса, II-ра група (R2) – от 10 до 20 градуса, III-та група (R3)– над 20 градуса. При всички тях са използвани LPS импланти с фиксирана платформа на Zimmer Biomet – 88 случая и Implantcast – 2 случая. Срок на проследяване 57±26 месеца.

Разпределението на броя пациенти в групите е представено на Табл. 1

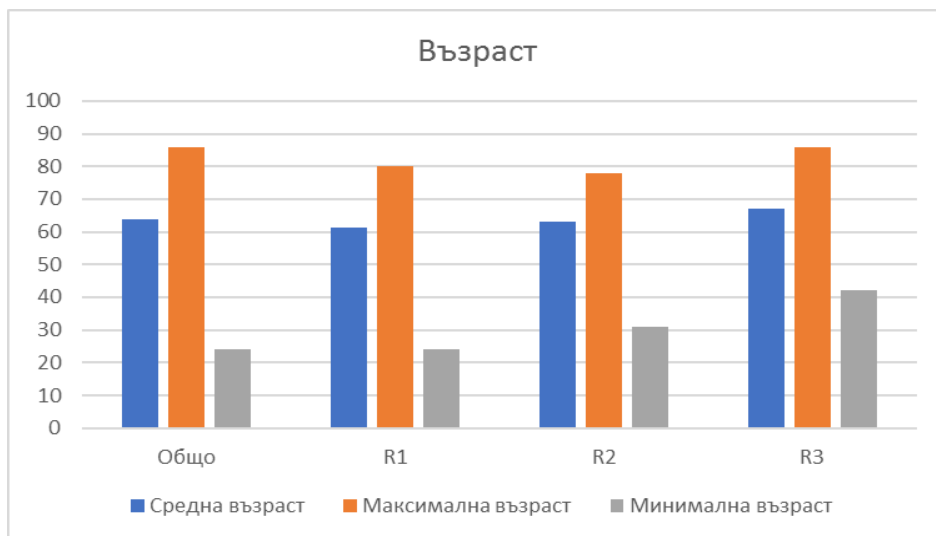
<u>Група</u>	<u>Брой</u>
R1	21
R2	38
R3	31

Таблица 1 – Разпределение по брой

Разпределението по възраст при подлагането на тотално коленно ендопротезиране е представено в Таблица 2 и Фигура 1

	Средна възраст	Максимална възраст	Минимална възраст
Общо	63.8	86	24
R1	61.3	80	24
R2	62.9	78	31
R3	67.1	86	42

Таблица 2 Разпределение по възраст



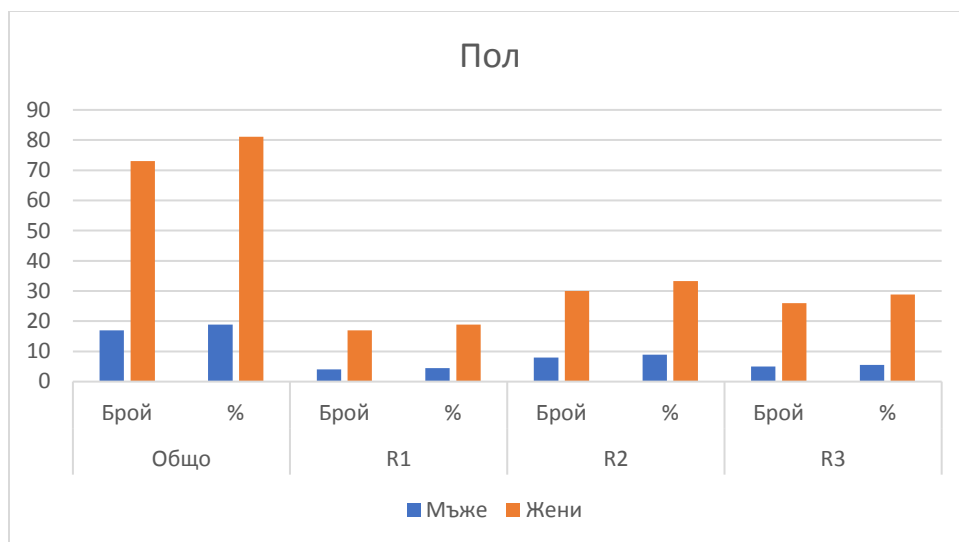
Фиг. 1 Общо и групово разпределение по възраст

Средната възраст на участниците в серията 64г. Видно е, че най-младият (на 24 години) е в групата с най-малка предопераривна деформация, а най-възрастния – в групата със значителна деформация.

Разпределение по пол в табличен и графичен вид, като абсолютен брой и процент от общия брой.

	Общо		R1		R2		R3	
	Брой	%	Брой	%	Брой	%	Брой	%
Мъже	17	18.9	4	4.4	8	8.9	5	5.6
Жени	73	81.1	17	18.9	30	33.3	26	28.9

Таблица 3 Разпределение по пол.



Фиг. 2 Разпределение по пол

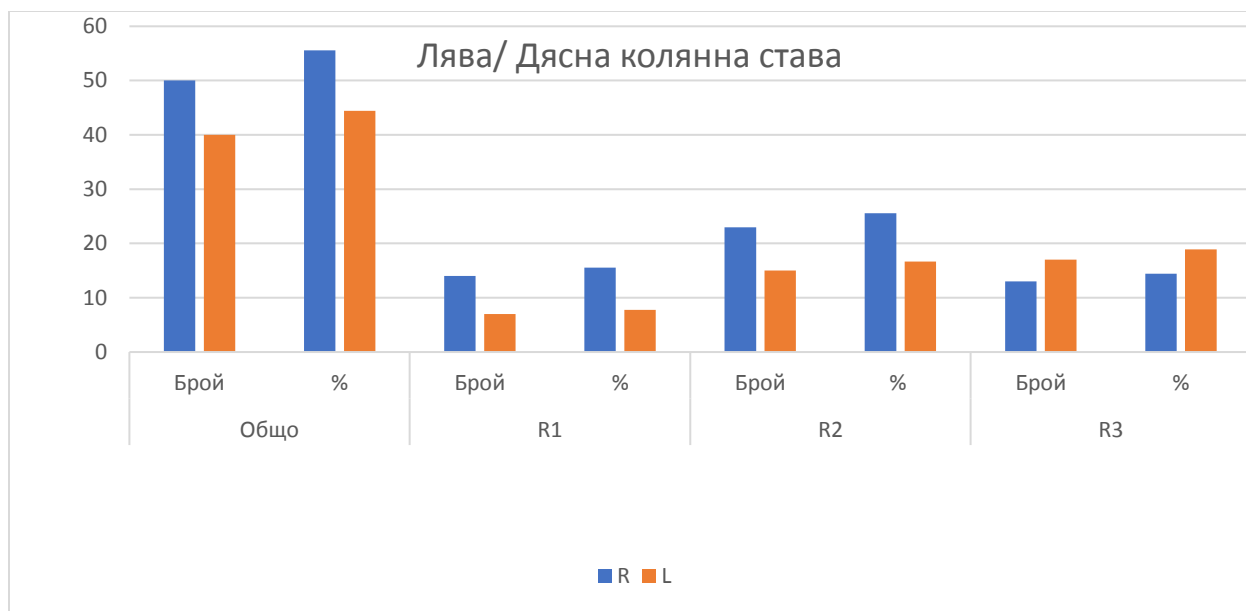
Забелязва се преваляване на женски пол, като съотношенията в групите са идентични.

Според това дали е засегнато ляво или дясно коляно, отново резултатите са представени таблично и графично.

Отчетени като абсолютна стойност и процент от целия брой.

	Общо		R1		R2		R3	
	Брой	%	Брой	%	Брой	%	Брой	%
R	50	55.6	14	15.6	23	25.6	13	14.4
L	40	44.4	7	7.8	15	16.7	18	18.9

Табл. 4 – Лява/ дясна коленна става



Фиг. 3 Разпределение според лява/дясна колянна става

## 3.2 ДИАГНОСТИЧНИ И ТЕРАПЕВТИЧНИ МЕТОДИ

### 3.2.1 ОБРАЗНИ МЕТОДИ

След клиничния преглед, основните рентгенови проекции, които би трябвало да се направят са: 1. Предно-задна проекция с натоварване; 2. профилна проекция; 3. аксиална проекция на патело-феморалната става.

За обективизирането на степента на деформация на пациентите в серията, предоперативно правим следните измервания на предно-задна графия на целия долен крайник:

1. Mechanical axis angle (MAA) – ъгълът между механичната и анатомичната ос на бедрото.
2. Mechanical axis deviation (MAD) – отклонението на механичната ос на крайника, измервано в мм.
3. Femoral shaft axis – mechanical tibial axis (FSA-mTA) – ъгълът образуван от анатомичната ос на бедрото и механичната ос на тибията.

4. Mechanical femoral axis – mechanical tibial axis (mFA-mTA) – абнормалният ъгъл между механичната ос на бедрото и подбедрицата.
5. Medial proximal tibial angle (MPTA)- медиално отвореният ъгъл между артикуларната повърхност на тибията и механичната ѝ ос.
6. Lateral distal femoral angle (LDFFA) – латерално отвореният ъгъл между артикуларната повърхност на фемура и механичната ос на бедрото.

### **3.2.2 КРИТЕРИИ ЗА ОЦЕНКА**

Използваната от нас за оценка, е Knee injury and osteoarthritis outcome score (KOOS). Въпросникът е създаден да оцени краткосрочните и дългосрочни, важни за пациента, резултати, последващи коленна травма или артроза. Скалата е специфична за коленната става - попълван от пациента инструмент, позволяващ самооценка на свързаните със ставата проблеми. Той включва 42 въпроса разделени в следните 5 секции: 1. Болка; 2. Други симптоми; 3. Функция в ежедневието; 4. Спорт и отдих; 5. Качество на живот свързано с коленната става. За всеки от въпросите са възможни по 5 отговора от 0 (Без проблеми) до 4 (Екстремни проблеми). Всяка една от изброените 5 секции се оценява самостоятелно. Тази характеристика е подходяща за настоящото изследване с оглед на факта, че критерии като спорт биха били подходящи за оценка на състоянието на млади индивиди с травма, но не в такава степен за възрастни пациенти с артроза. Резултатите се трансформират в цифрово изражение от 0 до 100, където 0 отразява екстремни коленни проблеми, а 100 представя състояние без коленни проблеми. Така описаното скалиране би могло да се трансформира и като процент от общата оценка.

### **3.2.3 ХИРУРГИЧНА ТЕХНИКА**

За да може да разбере и проведе хирургична процедура, хирургът следва да има предвид, че латералните стабилизатори са два типа: 1. латералния колатерален лигамент (LCL) и сухожилието на m. popliteus, които се залавят в близост до оста на движения на коленната става и действат както при флексия, така и при екстензия; 2. tractus iliotibialis, задно-

латералната ставна капсула, сухожилията на *m. biceps femoris* и *m. gastrocnemius*, които се залавят далеч от тази ос и действат само в екстензия.

### **3.2.3.1 ЛАТЕРАЛЕН ПАРАПАТЕЛАРЕН ДОСТЪП**

Латерален парапателарен достъп е използван при 4 случая от серията. Латералният парапателарен достъп се оказва по труден с оглед на по рядкото му използване и ориентацията за различните костни и метотъканни структури. Все пак използването му крие своята логика при валгусна деформация, насочвайки вниманието директно към латералните структури и запазвайки тези от медиалния отдел на ставата. Не позволява достъп до LCM, който се налагат по изключение. От друга страна позволява лесното извършване на плъзгаща остеотомия на латералния кондил (sliding lateral condyle osteotomy -SLCO).

Този достъп, популяризиран от Keblish и съавт., (1991) и Buechel и съавт., (1990), следва латералния ръб на пателарното сухожилие в дисталния му ход. Keblish и съавт., (1991), предлагат латерална парапателарна артротомия с пластично възстановяване на латералния фемуропателарен ретинакулум и използването на ретропателарната мастна тъкан за възстановяване на достъпа. Отбелязва се обичайната необходимост от остеотомия на *tuberositas tibiae* (ТТО).

Кожната инцизия може да е премине през центъра на пателата или леко ексцентрично, заобикаляйки я латерално. Трансквадрицепсната артротомия започва проксимално от между *m. vastus lateralis* и *m. quadriceps femoris*, като се спуска дистално до горнолатералния ръб на пателата. Възможно е надлъжно освобождаване на латералния ретинакулум на около 1 см. от пателата или под формата на Z на около 3 см. от колянното капаче. Z-пластиката се провежда при колена със значителна валгусна деформация, когато се очакват затруднения в затварянето на раната. В нашата серия плътното възстановяване на латералния ретинакулум не се е налагало с оглед правилно пателарно плъзгане. За затваряне на раната, ретропателарната мастна тъкан, би могла да се разслои от пателарното сухожилие и да се прикрепя към латералната капсулна част. По този начин се постига „удължаване“ на латералната капсулна част, спомагаща за затваряне на раната. При този

достъп капсулата се освобождава дистално до *tuberositas tibiae*. На това място *tractus iliotibialis* се оказва достъпен за освобождаване. Необходимо е да се внимава за запазването на целостта на суралната апоневроза, като субпериосталното освобождаване се извършва проксимално до тибео-феморалната става. Особено предпазливи трябва да сме към *p. preroncus communis*. По този начин се освобождава *tractus iliotibialis*, а останалите латерални структури (постеро-латерална капсула, LCL, и сухожилието на *m. popliteus*) биха могли да се освободят ако е необходимо. Първоначалното самостоятелно освобождаване на LCL и сухожилието на *m. popliteus* би трябвало да се избягва поради предизвикването на значителна нестабилност.

Обикновено пателата се сублуксира, рядко дислоцира. В случай на *patella baja* или риск от дистална авулзия на екстензорния апарат, следва да се обмисли ТТО или разширяване на мускулната инцизия. Препоръчва се ТТО, която обаче крие риск от несрастване и забавена рехабилитация.

Основните предимства и причини, поради които тази група от ортопеди предпочитат латералния парапателарен достъп, са три на брой. На първо място, при валгусни колена често се налага латерално освобождаване, което се явява част от достъпа и се запазват медиалните кръвоносни съдове. Второ, латералният парапателарен достъп улеснява освобождаването на контрахираните латерални структури, като осигурява по-добра визуализация и последно, възможността за медиализация на *tuberositas tibiae* подобрява плъзгането на пателата.

### **3.2.3.2 МЕДИАЛЕН ПАРАПАТЕЛАРЕН ДОСТЪП**

Медиалният парапателарен достъп е най-често използвания достъп в серията – 86 случая. В исторически аспект, медиалният парапателарен достъп се приема за стандарт, с който се сравняват всички останали достъпи. Описан за пръв път от *von Langenbeck* през 1878г., достъпът следва медиалния ръб на сухожилието на *m. rectus femoris*, като заобикаля пателата от медиално, оставяйки мекотъканен ръкав за последващо възстановяване. Кожната инцизия може да се проведе с коляно както във флексия така и в екстензия. Най-

често ние започваме с коляно в екстензия. Тя започва на около 6-12 см проксимално от горния ръб на пателата, достигайки до последната прави лек овал, заобикаляйки я от медиално и завършва медиално от *tuberositas tibiae* или на около 6 см дистално от върха на пателата. Дължината на достъпа трябва да бъде съобразен с използвания инструментариум. Прерязва се медиалният парapatеларен ретинакулум, като проксимално се разширява по хода на сухожилието на *m. rectus femors*, оставяйки мекотъканен ръкав от 1-2 см за последващото затваряне. Инцизията заобикаля пателата от медиално на разстояние 1-2 см от медиалния ѝ ръб, достига *ligamentum patellae* и се спуска по медиалния му ръб към *tuberositas tibiae*. След субпериосталното екартиране на антеро-медиална капсула и *ligamentum collateralae mediale* в постеро-медиална посока се достига до медиалния ставен отдел. Коляното се екстензира, а пателата се луксира, за да се визуализира латералната пателофеморална плика. При пациенти със затлъстяване и невъзможност за пателарна луксация, освобождаваме нормирано подкожната мастна тъкан на латералното ламбо, което позволява на пателата да се вмъкне под нея. Тази техника крие рискове за нарушаване на кръвоснабдяването и кантова некроза. Частично се резецира инфрапателарната мастна тъкан. В този етап е важно да се протектира *ligamentum patellae*. При прекалена тензия е възможна авулзия на *tuberositas tibiae*. Ако луксацията на пателата не се отдаде, е възможно инцизията да бъде разширена проксимално между главите на *m. rectus femoris* и *m. vastus medialis*. Коляното се флектира до 90°, за да се осигури достъп до цялата става.

### **3.2.3.3 КОСТНА РЕЗЕКЦИЯ**

Тибиялната резекция се прави перпендикулярно на механичната ос. След отстраняването на остеофитите, особено по латералното тибиялно плато, при резекцията трябва да се отнеме между 6 и 8 мм от медиалния отдел. Ако се установят значителни костни деформации в латералния отдел, може да не се резецира кост латерално. Следва да се избягва прекомерно медиално костно отстраняване или неалиниране на среза.

Дисталният бедрен при срез трябва да е във валгус от 3° спрямо анатомичната ос на бедрото. Той е само от 3° за разлика от 5-7° при варусната деформация, за да защитава от непълна корекция. Предлага се малко по-голяма варусна корекция, която да противодейства на всяка тенденция коляното да се измести във валгус. Необходимо е да се внимава, да не се резецира прекалено много от латералния кондил, за да не се проксимализира ставната

линия. При значителна валгусна деформация на дисталния фемур, е възможна минимална (1-2мм) или никаква резекция на латералния бедрен кондил. Отнетата, от медиалния бедрен кондил, кост би следвало да не е повече от 10 мм (обикновено 7-8 мм). Необходимо е хирургът да насочи вниманието си и към латералната бедрена хипоплазия при валгусно коляно, която може да подведе за позиционирането на бедрената компонента в по-голяма вътрешна ротация, ако задната повърхност се използва като референция. Линията на Whiteside и епикондилната ос се използват за определянето и потвърждението на правилната ориентация на бедрения срез. Вземайки под внимание този аспект, Agima и съавт. (1995) въвеждат в употреба предно-задната ос, за да дадат правилна ротация на бедрената компонента. Линията на Whiteside се оказва изключително трудна за определяне при дисплазия на дистална бедрена кост, поради което трябва да се използват техники спрямо епикондилната ос за определяне на правилното ротаторно алиниране .

#### **3.2.3.4 МЕКОТЪКАННО ОСВОБОЖДАВАНЕ**

Валгусната деформация е често срещана при пациенти с ревматоиден артрит и възпалителни артропатии. Също се наблюдава при хипопластичен латерален бедрен кондил, предшестваща травма или реконструктивни процедури, променящи механичната ос на долния крайник или при преопънати мекотъканни структури в латералния отдел на ставата. Трислойната анатомична структура на латералната област на коляното прави балансирането ѝ по-сложно в сравнение с това при варусна деформация. Хирургът трябва да познава добре анатомичната структура, за да може да разбере и приложи правилно техниката за мекотъканно освобождаване.

При достъпа до ставата от съществено значение е да не се наруши целостта на медиалните мекотъканни структури, които могат да се окажат удължени. Провежда се костната резекция с помощта на съответния инструментариум и се проверява симетричността на ставните повърхности. Последователността на мекотъканното освобождаване зависи от флекссионната и екстензионна асиметрия, както и от наличието на добавъчен деформитет.

За балансиране на ставата в екстензия използваме следната последователност:

1. Отстраняват се наличните остеофити до ставният ръб, за да се предотврати допълнителното мекотъканно опъване.
2. Освобождаването *tractus iliotibialis* би трябвало да се извърши първоначално. Използваните от нас техники са прерязването му на около 2 см над ставната линия или дезинсерирането от *tuberculum anterior tibiae*.
3. Ако латералният отдел на коляното все още се оказва прекалено стеснен, се пристъпва към освобождаване на задно-латерална капсула, която ефективно увеличава екстензионното пространство за разлика от флекссионното. По тази причина, при малка деформация, това се оказва структурата, която би трябвало да се освободи, а не да се прибързва с латералния колатерален лигамент.
4. Следващата стъпка при мекотъканното освобождаване са *ligamentum collaterale laterale* и сухожилието на *m. popliteus*. Латералният колатерален лигамент се освобождава внимателно от латералния бедрен епикондил, Сухожилието на *m. popliteus* е достъпно в постеро-латералния отдел на ставата. От съществено значение за мекотъканния баланс е да не се прибързва с обширно освобождаване на тези структури единствено в екстензия, тъй като те са и флекссионен стабилизатор на ставата.
5. Сухожилието на латералната глава на *m. gastrocnemius* е последната структура, която би могла да дисбалансира латералния отдел на коляното.

#### Асиметрична ставна цепка единствено във флексия

1. Необходимо е да се уверим, че остеофитите в дорзалната област на бедрените кондили са изцяло отстранени и няма свободни телца, които да опъват ставната капсула.
2. Ако след отстраняването на остеофитите, постеро-латералната капсула остане напрегната, тя може да бъде освободена.
3. LCL е оказва следващата мекотъканна структура, която се освобождава. Латералният колатерален лигамент се либерира от латералния бедрен кондил, като остава свързан с околните тъкани или се правят няколко пункции с игла по хода му.

4. Ако коляното остане небалансирано при флексия, следва освобождаване на *m. popliteus*. Това извършваме с помощта на нож, с който освобождаваме сухожилието от инсерцията му, но оставяйки го прикрепено към синовиалната мембрана, ставната капсула и латералният колатерален лигамент. То се плъзга дистално с около 5-10 мм, но запазва функцията си на латерален стабилизатор.

#### Небалансирана ставна междина във флексия и екстензия

В този случай колянната цепка е по-тъсна от латерално и широка от медиално. Ставата също така демонстрира подвижност около латералните лигаментарни структури. Това е индикация, че или *ligamentum collaterale laterale* и/или сухожилието на *m. popliteus* са преопънати. В този момент нищо не е ясно за структурите, действащи в екстензия. Следва екстензия, проверка на стабилността във варус-валгус, предно-задно и ротационно. В този случай коляното е стеснено от латерално и свободно от медиално. Постеро-латералната капсула, латералния колатерален лигамент, сухожилието на *m. popliteus* и *tractus iliotibialis* имат участие в задържането на това положение. Първите три структури биха могли да се окажат единствените скъсени, поради което не трябва да се бърза с освобождаването на *tractus iliotibialis*.

1. За освобождаването на структурите от латералния кондил, коляното се флектира на 90°. Освобождаваме латералния колатерален лигамент от фемура. Тестваме коляното за ефекта от освобождаването.
2. Ако все още е небалансирано във флексия, прибегваме до освобождаване на сухожилието на *m. popliteus* директно от бедрената кост. То се ретрахира на около 5-10 мм. При необходимост от по-нататъшно освобождаване, прибегваме до задно-латералната капсула.
3. В случай, че коляното е асиметрично в екстензия, освобождаваме *tractus iliotibialis*
4. При необходимост, извършваме обширно освобождаване на задна капсула от бедрената кост при флектирано до 90° коляно. В задно-латералната област следва да сме особено прецизни поради риск от увреда на общия перонеален нерв.
5. Рядко се налага освобождаване на сухожилието на *m. biceps femoris*.

### 3.2.3.5 ПАТЕЛО-ФЕМОРАЛНО ОСВОБОЖДАВАНЕ

Пателофеморалното плъзгане се влияе от множество фактори, всеки един от които следва да бъде отчетен при пробното тестване, преди имплантацията на дефинитивните компоненти. Всеки фактор, водещ до увеличен Q ъгъл и водещ до латерализация на пателата при движение, следва да бъде отчетен. Вътрешната ротация на тибиялната компонента увеличава Q ъгъла и създава тенденция за латерална сублуксация на пателата. Идентично, вътрешната ротация или медиализацията на бедрената компонента водят до латерална пателарна сублуксация, чрез медиално изместване на пателарната бразда. Движението на пателата се проверява, чрез “no thumb” тест преди затварянето на ретинакулума, като се следи адекватната пателарна стабилност по време на пълния обем на движение. Когато пателата се плъзга нормално, при никакъв или минимален натиск от латерално, можем да приемем, че то е адекватно. Ако обаче пателата покаже тенденция към латерална сублуксация, е необходимо да потърсим отново причината за това. Ако никоя от описаните по-рано причини не е налице, прибъгваме до освобождаване на латералния ретинакулум (при медиален парapatеларен досъп). За целта прерязваме ретинакулума надлъжно до необходимата степен. Дистално бихме могли да достигнем до *tuberositas tibiae*, а проксимално до влакната на *m. vastus lateralis*. Понякога само малка напречна инцизия би могла да се окаже достатъчна, но в повечето случаи се налага по-обширно освобождаване. Предпочитаме да запазим латералната синовия интактна, когато това е възможно. Описана е техника за ретинакулотомия отвътре-навън, която също намира своето приложение.

Най-големият риск при провеждане на латерална ретинакулотомия е деваскуларизацията на пателата след прекъсване на *a. superior lateralis genuis*. Артерията се намира в областта на мускуло-сухожилния преход на *m. vastus lateralis* и обикновено може да бъде предпазена. Други потенциални проблеми биха могли да се окажат следоперативната болезненост и оток, забавена рехабилитация, както и усложнения от страна на оперативната рана. Въпреки това рискът от усложнения след латерална ретинакулотомия не надвишава риска от латерална сублуксация или луксация на пателата.

### 3.2.4 РАНЕН СЛЕДОПЕРАТИВЕН ПРОТОКОЛ

Следоперативният период е от съществено значение за бързото възстановяване на пациента и постигането за функционален обем на движение. Целите на ранният следоперативен период са:

- Оценка на съдово-нервния статус

След като пациентът излезе от анестезия, той/тя бива помолен/а да раздвижи първи пръст на ходилото, за да се оцени функцията на n. peroneus communis. Необходимо е да се отдиференцира интраоперативната увреда на нерва от плазия, дължаща се на компресия, развила се следоперативно. Това усложнение се среща рядко при варусно ТКЕ, но не е така в случай на значителна валгусна деформация. При съмнение за увреда на n. peroneus се освобождава или изцяло премахва еластичната компресивна превръзка и коляното се поставя в 30°-60° флексия. Възможността за хирургична ревизия на нерва не бива да се изключва. При множествена неврална дисфункция в диференциално диагностичен план не бива да се изключва развитието на компартмент синдром.

- Общи грижи

Следят се показатели като артериално налягане и сърдечна честота. Хидратацията е съществена, особено при възрастни пациенти. Приетите и отделени течности се следят стриктно, за да се избегне развитието на белодробен оток или дехидратация при прекомерен или недостатъчен прием на водно-солеви разтвори.

- Кръвни показатели

Постигането на адекватни следоперативни стойности на хемоглобина са необходими за подобряване на общото състояние на пациента, превенцията на усложнения от съпътстващи заболявания, подобряване на зарастването на раната и започването на активна рехабилитация.

- Обезболяване

Добрият контрол на болката позволява по-бързото и пълно следоперативно възстановяване. Използваме основно НСПВ.

- Други медикаменти

Рутинно са прилагани НМХ за превенция на венозна тромбоза за поне 1 месец следоперативно.

- Грижи за раната

Не се налага ежедневна смяна на стерилната превръзка. Все пак при наличие на cicatricis от предшестваща интервенция, придружаващо заболяване, криещо риск от забавено зарастване или секречия (суспектна за инфекция), би изисквало ежедневна преценка на локалния статус.

- Рехабилитация

През първите два следоперативни дни болните се насърчават да извършват изометрични упражнения за бедрената мускулатура и активни такива в глезената става и ходилото, като по този начин подобряват кръвообращението и се предпазват от загуба на мускулна сила. След отстраняването на еластичната превръзка на трети следоперативен ден, започват активни движения в оперираната става. Целта е 90° флексия през първата седмица.

### 3.3 СТАТИСТИЧЕСКИ МЕТОДИ

За определяна на разпределението:

- Тест на SharpioWilk

$$W = \frac{(\sum_{i=1}^n a_i x_{(i)})^2}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2},$$

- Тест на d'Agostino-Pearson

$$g_1 = \frac{m_3}{m_2^{3/2}} = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2\right)^{3/2}},$$

$$g_2 = \frac{m_4}{m_2^2} - 3 = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2\right)^2} - 3.$$

Непараметрични методи за анализ:

- Wilcoxon Signed-Rank Test for Paired Samples

$$W = \sum_{i=1}^{N_r} [\text{sgn}(x_{2,i} - x_{1,i}) \cdot R_i]$$

- Тест на Mann-Whitney

$$U_1 = R_1 - \frac{n_1(n_1 + 1)}{2}$$

or

$$U_2 = R_2 - \frac{n_2(n_2 + 1)}{2}$$

За анализ на категорийни променливи:

- $\chi^2$  - Тест

$$\chi_c^2 = \sum \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i}$$

- Fisher Exact Test

$$p = \frac{(a + b)!(c + d)!(a + c)!(b + d)!}{a!b!c!d!n!}$$

За проверка на степента на точност на проведените измервания е проведен Interclass Correlation test.

$$\begin{aligned} \hat{\rho} &= \frac{\hat{\sigma}_s^2}{\hat{\sigma}_s^2 + \hat{\sigma}_e^2} \\ &= \frac{MS_{bet\ S} - MS_{w/in\ subj}}{k} \\ &= \frac{MS_{bet\ S} - MS_{w/in\ subj}}{k} + MS_{w/in\ subj} \\ &= \frac{MS_{bet\ S} - MS_{w/in\ subj}}{MS_{bet\ S} + (k - 1)MS_{w/in\ subj}} \end{aligned}$$

## 4. РЕЗУЛТАТИ

### 4.1 ДОСТОВЕРНОСТ НА ИЗМЕРВАНИЯТА

Степента на достоверност на измерванията бе проверена с Intraclass Correlation Test. Отчита се корелация 0,98933, което показва значителна точност на проведените измервания.

#### Intraclass Correlation

ИСС Клас	2
ИСС Вид	2
Алфа	0.05

ИСС	0.98933
Мин.	0.968176
Макс.	0.996419

Таблица 5. Резултати от Interclass Correlation Test

### 4.2 АЛАЛИЗ НА РЕЗУЛТАТИТЕ

За да се прецени какъв статистически метод да приложим е необходимо да се определи разпределението по различните скали на KOOS, чрез използването на тест на Shapiro-Wilk и тест на d'Agostino-Pearson, представено под формата на таблици и графики.

## Shapiro-Wilk Test

	<i>Болка</i>	<i>Болка / сл. оп.</i>	<i>Симпт.</i>	<i>Симпт./ сл.оп.</i>	<i>ЕЖД</i>	<i>ЕЖД/ сл. Оп.</i>	<i>Спорт</i>	<i>Спорт / сл.оп.</i>	<i>КнЖ</i>	<i>КнЖ /сл.оп.</i>
W-stat	0.94896 4	0.87794 5	0.91077 2	0.94227 9	0.89765 3	0.88281 3	0.79279849 9	0.84805190 7	0.95053158 1	0.90264 4
p-value	0.00144 5	4.74 x 10 <sup>-07</sup>	1.27 x 10 <sup>-05</sup>	0.00057 6	3.18x 10 <sup>-06</sup>	7.45x 10 <sup>-07</sup>	6.41783 x 10 <sup>-10</sup>	3.61443 x 10 <sup>-08</sup>	0.00180525 3	5.32 x 10 <sup>-06</sup>
Alpha	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
Norma 1	He	He	He	He	He	He	He	He	He	He

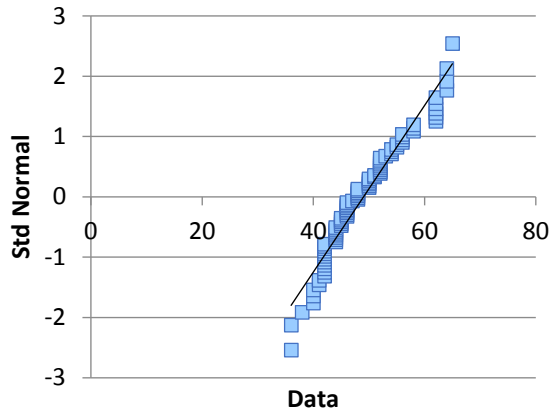
Таблица 6. Разпределение с тест Shapiro - Wilk

d'Agostino-  
Pearson

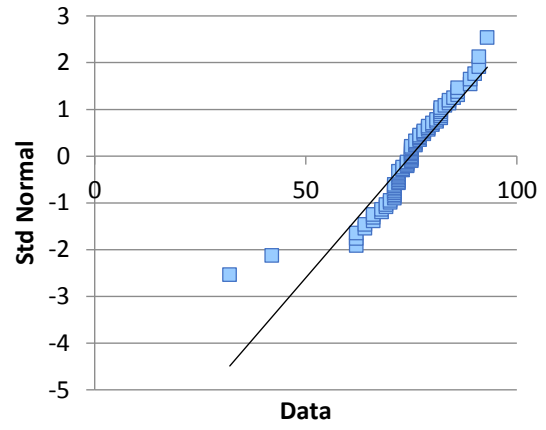
	<i>Болка</i>	<i>Болка / сл. оп.</i>	<i>Симпт.</i>	<i>Симпт./ сл.оп.</i>	<i>ЕЖД</i>	<i>ЕЖД/ сл. Оп.</i>	<i>Спорт</i>	<i>Спорт / сл.оп.</i>	<i>КнЖ</i>	<i>КнЖ /сл.оп.</i>
DA- stat	5.38015	44.1372 1	15.5290 6	21.7067 1	14.1087 9	19.7578 5	87.4267315 7	19.8713057 6	4.48176979 1	4.58592 8
p- value	0.06787 6	2.6x10 <sup>-10</sup>	0.00042 5	1.93 x10 <sup>-05</sup>	0.00086 4	5.12 x 10 <sup>-05</sup>	0	4.84173 x 10 <sup>-05</sup>	0.10636434 1	0.10096 7
Alpha	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
Norma 1	Да	Не	Не	Не	Не	Не	Не	Не	Да	Да

Таблица 7. Разпределение с тест на d'Agostino-Pearson

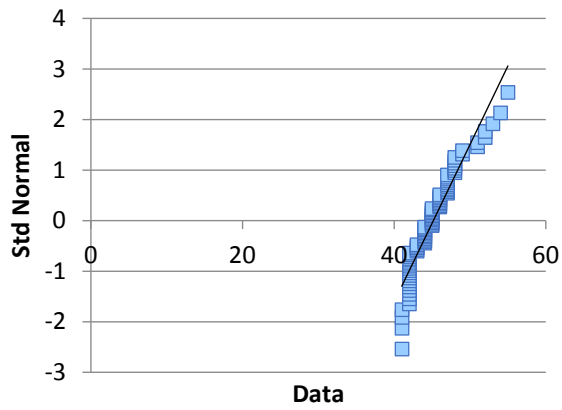
**Болка**



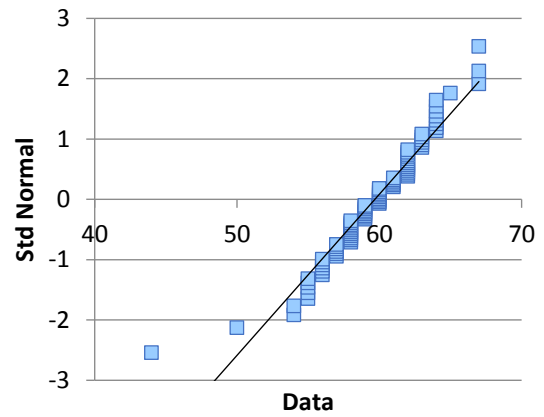
**Болка сл. оп.**

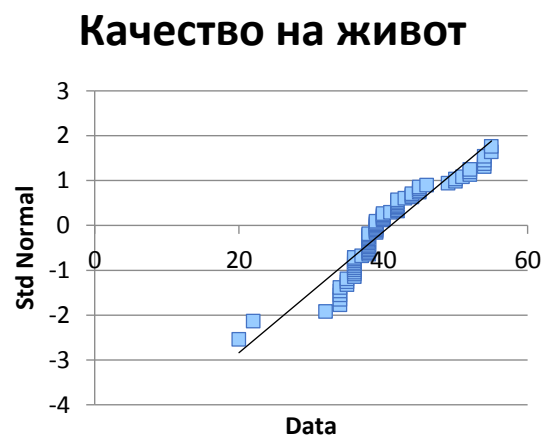
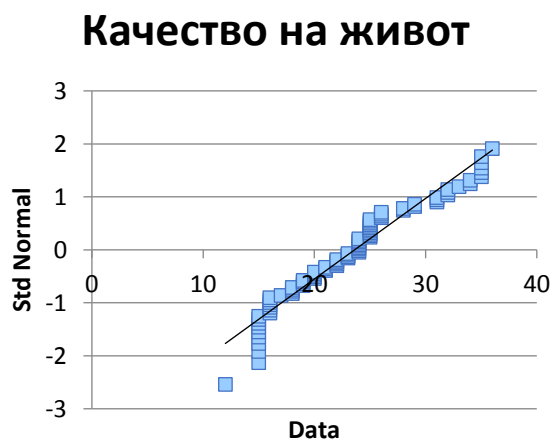
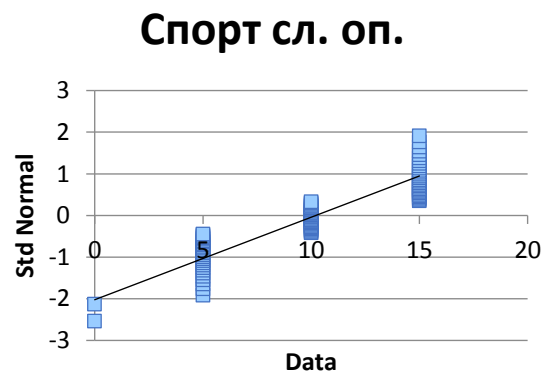
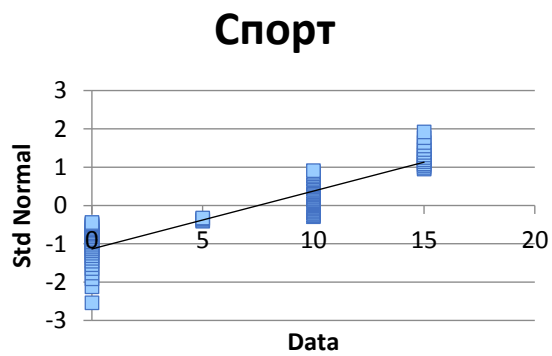
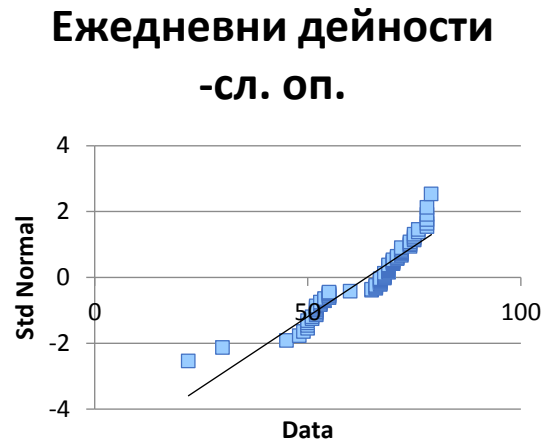
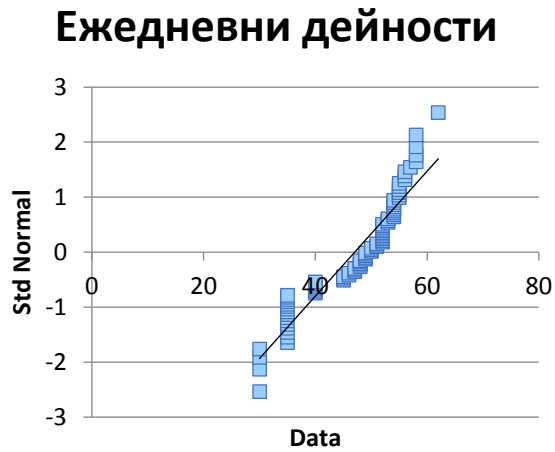


**Симптоми**



**Симптоми сл. оп.**





Фиг. 4-11. Квантилни графики на разпределението според критериите KOOS

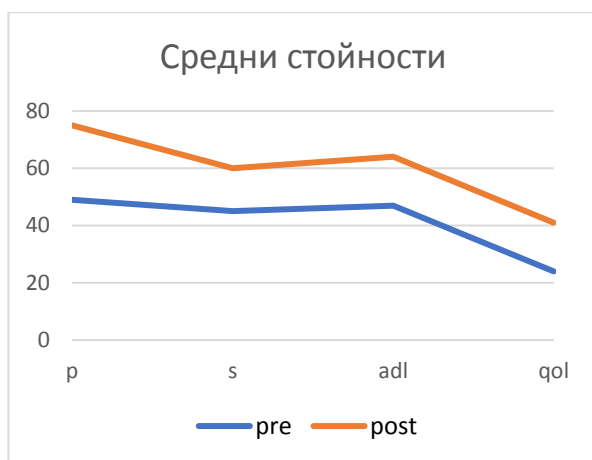
Не се наблюдава равномерно разпределение. Приложени за непараметрични методи за анализ.

	<i>Болка</i>	<i>Болка / сл. оп.</i>	<i>Симпт.</i>	<i>Симпт./ сл.оп.</i>	<i>ЕЖД</i>	<i>ЕЖД/ сл. Оп.</i>	<i>Спорт</i>	<i>Спорт / сл.оп.</i>	<i>КнЖ</i>	<i>КнЖ /сл.оп.</i>
Средно	49.02222222	74.84444444	45.16667	59.6888889	47.04444444	63.85555556	7.333333	10.11111111	23.58888889	40.98889
Стандартна грешка	0.743843274	0.937618721	0.323159	0.38174461	0.879920424	1.150862577	0.59754	0.47389913	0.668330217	0.728327
Медиана	48	75	45	60	49.5	68	10	10	24	39
Мода	42	75	42	62	35	69	10	15	25	38
Стандартно отклонение	7.056716902	8.895032209	3.065759	3.62154739	8.3476581	10.91804105	5.668759	4.495801898	6.340337148	6.909519
Дисперсия на извадката	49.79725343	79.121598	9.398876	13.1156055	69.68339576	119.2036205	32.13483	20.21223471	40.19987516	47.74145
Ексцес	0.401604135	6.776949029	1.010791	3.09418241	-0.91187111	1.568422498	-1.42564	-1.10743603	0.534164975	0.904556
Асиметрия	0.561559998	-1.51707122	0.999528	0.91105983	-0.59349625	-1.10122684	-0.24686	-0.13907322	0.432630034	0.35479
Размах	29	61	14	23	32	57	15	20	27	36
Максимум	65	93	55	67	62	79	15	20	39	56
Минимум	36	32	41	44	30	22	0	0	12	20
Брой	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90

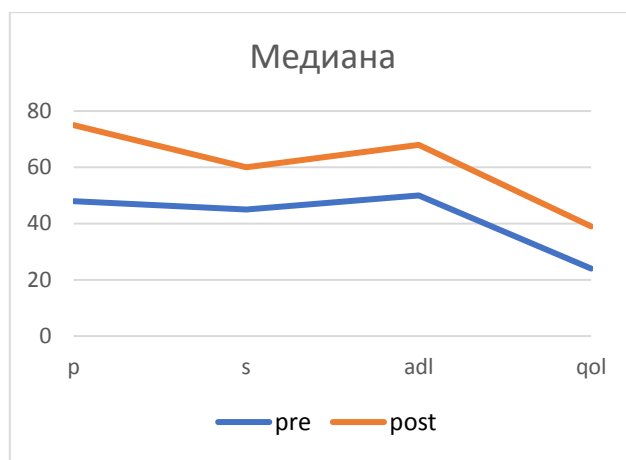
Таблица 8. Описателна статистика

Отчита се следоперативно подобрене във всеки критерий от KOOS.

Според медианата и средните стойности тази зависимост би могла да се представи графично.



Фиг. 12. Графично представяне според средните пред- и следоперативни стойности



Фиг. 13. Графично представяне според пред- и следоперативни медиани

За да проверим дали има зависимост между предоперативните и следоперативни стойности по различните скали на KOOS използваме Wilcoxon Signed-Rank Test for Paired Samples. Стойностите на „p“ за всички раздели са по-малки от „ $\alpha$ “ (0,05). Това демонстрира статистически значима разлика в пред и следоперативните резултати на всички в серията. Поради провеждането на повече от един тест, за проверка на достоверността на резултатите и корекция на стойностите на  $\alpha$ , е проведена корекция на Bonferroni, по метода на Benjamini-Hochberg.

Wilcoxon Signed-Rank Test for Paired Samples

1	Болка	Болка/ сл. оп.
Медиана	48	75
Брой	90	
# unequal	90	
T+	19.5	
T-	4075.5	
T	19.5	
Средна	2047.5	
Станд. откл.	248.4569882	
z-score	8.160366164	
Ефект r	0.608237782	
p-norm		0
p-exact		<b><math>4.95985 \times 10^{-25}</math></b>

Wilcoxon Signed-Rank Test for Paired Samples

2	Симптоми	Симптоми/ сл. оп.
Медиана	45	60
Брой	90	
# unequal	90	
T+	0	
T-	4095	
T	0	
Средна	2047.5	
Станд. откл.	248.2831045	
z-score	8.244620607	
Ефект r	0.614517738	
Средна		0
p-exact		<b><math>1.61559 \times 10^{-27}</math></b>

Таблица 9. Двустранен Wilcoxon Signed-Rank Test по критерий болка;  $\alpha = 0,05$ Таблица 10. Двустранен Wilcoxon Signed-Rank Test по критерий симптоми;  $\alpha = 0,05$ 

Wilcoxon Signed-Rank Test for Paired Samples

3	ЕЖД	ЕЖД/сл. оп.
Медиана	49.5	68
Брой	90	
# unequal	90	
T+	8	
T-	4087	
T	8	
Средна	2047.5	
Станд. откл.	248.2987112	
z-score	8.211883138	
Ефект r	0.612077631	
p-norm		0
p-exact		<b><math>4.04 \times 10^{-26}</math></b>

Wilcoxon Signed-Rank Test for Paired Samples

4	КнЖ	КнЖ/ сл. оп.
Медиана	25	42.5
Брой	90	
# unequal	90	
T+	0	
T-	990	
T	0	
Средна	495	
Станд. откл.	85.60228	
z-score	5.776715	
Ефект r	0.6158	
p-norm		$7.62 \times 10^{-09}$
p-exact		<b><math>1.14 \times 10^{-13}</math></b>

Таблица 11. Двустранен Wilcoxon Signed-Rank Test по критерий ежедневни дейности;  $\alpha = 0,05$ Таблица 12. Двустранен Wilcoxon Signed-Rank Test по критерий качество на живот;  $\alpha = 0,05$

Benjamini-Hochberg Method				
FDR	0.05			
# of tests	4			
<i>Test</i>	<i>p-value</i>	<i>rank</i>	<i>Alpha</i>	<i>Sig</i>
2	$1.6156 \times 10^{-27}$	1	0.012741455	Да
3	$4.039 \times 10^{-26}$	2	0.025320566	Да
1	$4.9599 \times 10^{-25}$	3	0.0377394	Да
4	$1.1369 \times 10^{-13}$	4	0.05	Да

Таблица 13. Bonferroni по метода на Benjamini-Hochberg за следоперативните резултати

След провеждането на корекция на Bonferroni по метода на Benjamini-Hochberg за корекция на стойностите на  $\alpha$ , се отчете  $p > \alpha$ . С това се приема наличието на статистически значима разлика между предоперативните и следоперативните резултати.

### 4.3 МЕЖДУГРУПОВ АНАЛИЗ

За да определим дали съществува статистически значима разлика между предоперативните резултати по KOOS на различните групи е използван тестът на Mann-Whitney за две независими. Резултатите са обобщени в таблица.

		R1-R2	R2-R3	R1-R3
Болка	U	112.5	215.5	23
	Средна	399	589	325.5
	Станд. откл.	62.95751538	82.41712	53.32987
	z-score	4.542745981	4.525759	5.662868
	Ефект r	0.591415152	0.544837	0.785299
	P	$1.32 \times 10^{-06}$	$2.40021 \times 10^{-06}$	$6.00026 \times 10^{-11}$
Симптоми	U	320.5	405	179.5
	Средна	399	589	325.5
	Станд. откл.	62.70421	81.5597	52.90354
	z-score	1.243936	2.249886	2.750289
	Ефект r	0.161947	0.270854	0.381396
	P	0.215915	0.026192	0.005727
Ежедневни дейности	U	102	42.5	2
	Средна	399	589	325.5
	Станд. откл.	62.75625	82.21429	52.67103
	z-score	4.724629	6.641181	6.132404
	Ефект r	0.615094	0.799504	0.850411
	p-exact	$4.62 \times 10^{-07}$	$1.57 \times 10^{-14}$	$4.17 \times 10^{-14}$
Качество на живот	U	84.5	26	4.5
	Средна	399	589	325.5
	Станд. Откл.	62.73953	82.41712	53.34022
	z-score	5.004819	6.825039	6.008599
	Ефект r	0.651572	0.821638	0.833243
	P	$5.81 \times 10^{-08}$	$5.9 \times 10^{-16}$	$1.25 \times 10^{-13}$

Таблица 14. Предоперативни резултати от междугрупов анализ след провеждане на тест на Mann-Whitney за две независими;  $\alpha = 0,05$

Стойностите на „p“ са обобщени в отделна таблица.

P	R1-R2	R2-R3	R1-R3
Болка	$1.315 \times 10^{-06}$	$2.40021 \times 10^{-06}$	$6.00026 \times 10^{-11}$
Симптоми	0.215915	0.026192	0.005727
Ежедневни дейности	$4.62 \times 10^{-07}$	$1.57 \times 10^{-14}$	$4.17 \times 10^{-14}$
Качество на живот	$5.81 \times 10^{-08}$	$5.9 \times 10^{-16}$	$1.25 \times 10^{-13}$

Таблица 15. Обобщени предоперативни резултати според „p“ от междугрупов анализ след провеждане на тест на Mann-Whitney за две независими;  $\alpha = 0,05$

Резултатите показват, че  $p < \alpha$  единствено по критерий симптоми за група R1-R2, с което нулевата хипотеза се отхвърля. При всички останали тестове се отчита статистически значима разлика.

Поради многото проведени тестове и промяна на стойностите на  $\alpha$  се налага провеждането на корекция на Bonferroni по метода на Benjamini-Hochberg.

#### Benjamini-Hochberg Method

FDR	0.05
# of tests	12

<i>Test</i>	<i>p-value</i>	<i>rank</i>	<i>alpha</i>	<i>Sig</i>
11	$5.9 \times 10^{-16}$	1	0.004167	Да
7	$1.57 \times 10^{-14}$	2	0.008333	Да
8	$1.57 \times 10^{-14}$	3	0.0125	Да
9	$4.17 \times 10^{-14}$	4	0.016667	Да
12	$1.25 \times 10^{-13}$	5	0.020833	Да
3	$6 \times 10^{-11}$	6	0.025	Да
10	$5.81 \times 10^{-08}$	7	0.029167	Да
1	$1.32 \times 10^{-06}$	8	0.033333	Да
2	$2.4 \times 10^{-06}$	9	0.0375	Да
6	0.005727	10	0.041667	Да
5	0.026192	11	0.045833	Да
4	0.215915	12	0.05	Не

Таблица 16. Корекция на Bonferroni по метода на Benjamini-Hochberg за предоперативните резултати

Видно е, че няма статистически значима разлика единствено по критерий „симптоми“ между R1и R2. Във всички останали случаи се отчита такава. Това показва обратнопропорционална връзка между тежестта на деформацията и клиничните симптоми отчетени по KOOS т.е. с нарастване на деформацията, симптоматиката прогресира.

В серията преимуществено е използван медиален парapatеларен достъп (в 86 случая), а латерален парapatеларен достъп е използван при 4 колена от трета група. Това разпределение не би ни дало надеждна информация за зависимости свързани с достъпа.

Освободените структури за балансиране на ставата в екстензия са представени по групи в таблица.

	Tractus iliotibialis	Задна капсула	LCL	Сухожилието на m. popliteus
R1	6	3	0	0
R2	33	20	1	0
R3	31	31	11	1

Таблица 17. Освободени структури по групи.

Видно от представените данни и е, че с нарастване на деформацията се налага и по-обширно мекотъканно освобождаване. Тенотомия на латералната глава на m. gastrocnemius не се е наложило в нито един от случаите.

Мекотъканно освобождаване за постигане на симетрична ставна линия във флексия и екстензия се е наложило единствено във втора групата. Освободени са: LCL – 2; Tractus iliotibialis – 2; Задна и задно-латерална капсула- 2;

В болшинството от случаите с постигането на правилен баланс в екстензия приключва и мекотъканното освобождаване. Важно е обаче то да се извършва нормирано, като се отчита напрегнатостта на медиалният ставен отдел, за да се избегне прекомерно освобождаване.

Сравнението на слеодоперативните резултати по KOOS, отчетени с тест на Mann-Whitney, е представено в таблица.

		R1-R2	R2-R3	R1-R3
Болка	U	126.5	546	78.5
	Средна	360	558	310
	Станд. откл.	58.48077	79.52358	51.6345
	z-score	3.984216	0.144611	4.473753
	Ефект r	0.532413	0.017667	0.626451
	p	$2.84 \times 10^{-05}$	0.885791	$1.67 \times 10^{-06}$
Симптоми	U	253	555	205
	Средна	360	558	310
	Станд. откл.	58.22237	79.52358	51.40916
	z-score	1.829194	0.031437	2.032712
	Ефект r	0.244436	0.003841	0.284637
	p	0.068316	0.975092	0.043051
Ежедневни дейности	U	73.5	28	2
	Средна	360	558	310
	Станд. откл.	58.16513	79.25655	51.66157
	z-score	4.917036	6.680836	5.9522
	Ефект r	0.657067	0.816194	0.833475
	p	$8.9 \times 10^{-08}$	$3.1 \times 10^{-15}$	$1.03 \times 10^{-13}$
Качество на живот	U	28.5	244.5	3
	Средна	360	558	310
	Станд. откл.	58.24946	78.63557	51.59682
	z-score	5.682456	3.980387	5.940289
	Ефект r	0.75935	0.486282	0.831807
	p	$4.67 \times 10^{-11}$	$4.65 \times 10^{-05}$	$1.81 \times 10^{-13}$

Таблица 18. Следоперативни резултати от междугрупов анализ след провеждане на тест на Mann-Whitney за две независими;  $\alpha = 0,05$

Резултатите са по показател „p“ са обобщени в отделна таблица.

P	R1-R2	R2-R3	R1-R3
Болка	$2.84 \times 10^{-05}$	0.885791	$1.67 \times 10^{-06}$
Симптоми	0.068316	0.975092	0.043051
Ежедневни дейности	$8.9 \times 10^{-08}$	$3.1 \times 10^{-15}$	$1.03 \times 10^{-13}$
Качество на живот	$4.67 \times 10^{-11}$	$4.65 \times 10^{-05}$	$1.81 \times 10^{-13}$

Таблица 19 Обобщени резултати според „p“ от междугрупов анализ след провеждане на тест на Mann-Whitney за две независими;  $\alpha = 0,05$

Отново е проведена корекция на Bonferroni

#### Benjamini-Hochberg Method

FDR	0.05
# of tests	12

<i>Test</i>	<i>p-value</i>	<i>rank</i>	<i>Alpha</i>	<i>sig</i>
8	$3.1 \times 10^{-15}$	1	0.004167	Да
9	$1.03 \times 10^{-13}$	2	0.008333	Да
12	$1.81 \times 10^{-13}$	3	0.0125	Да
10	$4.67 \times 10^{-11}$	4	0.016667	Да
7	$8.9 \times 10^{-08}$	5	0.020833	Да
3	$1.67 \times 10^{-06}$	6	0.025	Да
1	$2.84 \times 10^{-05}$	7	0.029167	Да
11	$4.65 \times 10^{-05}$	8	0.033333	Да
6	0.043051	9	0.0375	Не
4	0.068316	10	0.041667	Не
2	0.885791	11	0.045833	Не
5	0.975092	12	0.05	Не

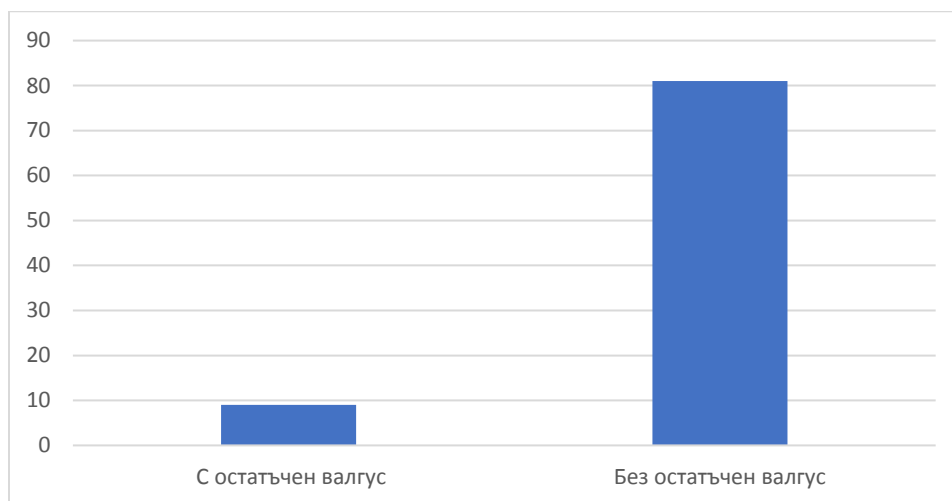
Таблица 20. Резултати след корекция на Bonferroni по метода на Benjamini-Hochberg от междугрупов анализ след провеждане на тест на Mann-Whitney за две независими

Понеже  $p > \alpha$  при R1-R2, R2-R3, R1-R3 по критерий симптоми и R2-R3 по критерий болка, може да се заключи, че между споменатите групи няма статистически значима разлика в постигнатите следоперативни стойности. Тоест в тези групи не се наблюдава връзка между

предоперативната деформация и отчетените следоперативни резултати. Все пак се установява следоперативно подобрене. При всички останали тестове такава значимост съществува.

#### 4.4 ОСТАТЪЧЕН ВАЛГУС

За остатъчна валгусна деформация приемаме отклонение от биомеханичната ос на крайника с повече от  $3^\circ$ . Такава девиация се наблюдава при 9 случая, което съставлява 10% от участниците в сериата. За да проверим дали това отклонение се дължи на мекотъканен дисбаланс на ставата, провеждаме варус-валгус стрес тест и измерване на ъгъла на конвергенция на ставната линия - JLCA. При пациент със следоперативен валгус от  $56,7^\circ$  е открит дефицит на LCM. За останалите 8 е отчетена остатъчна валгусна деформация от  $3,1^\circ$  до  $5,9^\circ$  (средно  $4,3^\circ$ ), без клинични данни за мекотъканна нестабилност. Стойностите на JLCA на контролните предно-задни графии с натоварване за ставите без клинични данни за мекотъканен дисбаланс са от  $0,1^\circ$  до  $2,7^\circ$ - средно  $0,95^\circ$ . Това показва, че при тези колена е постигнат адекватен мекотъканен баланс, а остатъчната деформация се дължи на костните срези.



Фиг. 14. Графично представяне на случаите с и без остатъчен валгус

За да се определи дали има зависимост между резултатите с остатъчен валгус и напълно коригираната деформация е необходимо да определим разпределението. Представено чрез тест на Shapiro-Wilk и тест на d'Agostino-Pearson и под формата на таблици и графики.

## Shapiro-Wilk Test

	<i>Болка</i>	<i>Болка валг.</i>	<i>Симпт.</i>	<i>Симпт. валг</i>	<i>ЕЖД</i>	<i>ЕЖД валг.</i>	<i>КнЖ</i>	<i>КнЖ валг.</i>
W-stat	0.86753	0.907186	0.936113	0.833697	0.874448	0.903488	0.895533	0.852082
p-value	$5.79 \times 10^{-07}$	0.296671	0.00055	0.049123	$1.04 \times 10^{-06}$	0.272917	$7.07 \times 10^{-06}$	0.078555
alpha	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
normal	He	Да	He	He	He	Да	He	Да

## d'Agostino-Pearson

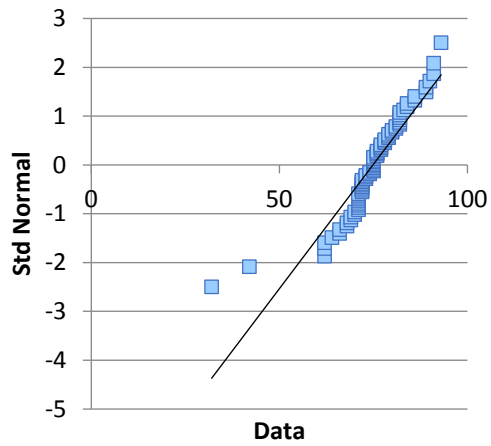
DA-stat	42.97729	0.225502	21.11087	10.3226	23.32874	0.012026	5.421064	9.366879
p-value	$4.65 \times 10^{-10}$	0.893373	$2.61 \times 10^{-05}$	0.005734	$8.59 \times 10^{-06}$	0.994005	0.066501	0.009247
alpha	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
normal	He	Да	He	He	He	Да	Да	He

Таблица 21. Разпределение с тест Shapiro - Wilk

Таблица 22. Разпределение с тест d'Agostino-Pearson

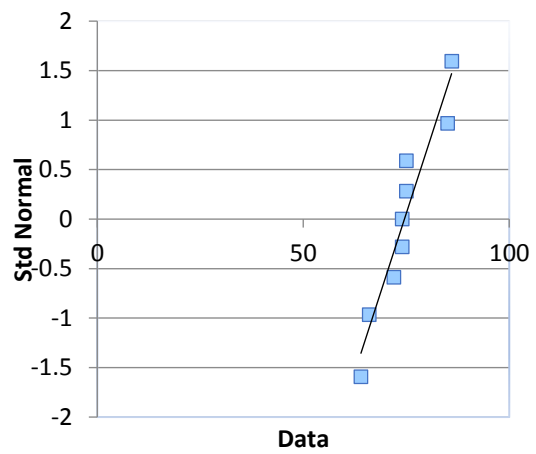
Изцяло коригирани

### Болка - кориг.

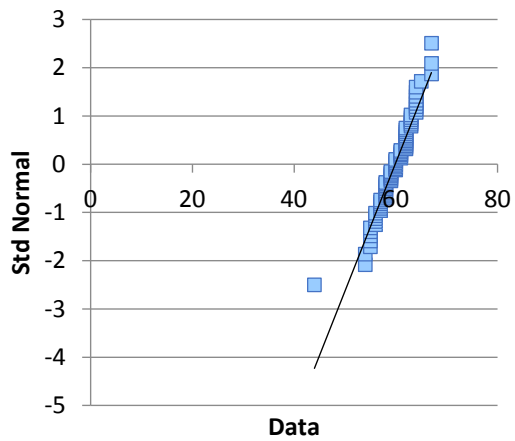


С остатъчен валгус

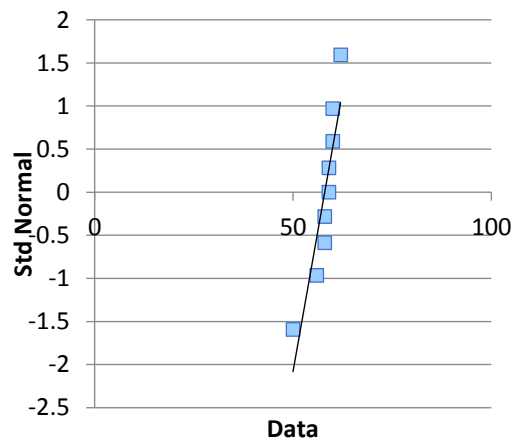
### Болка - с валг.



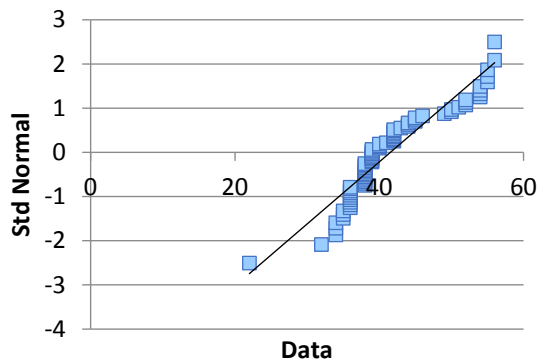
### Симптоми - кориг.



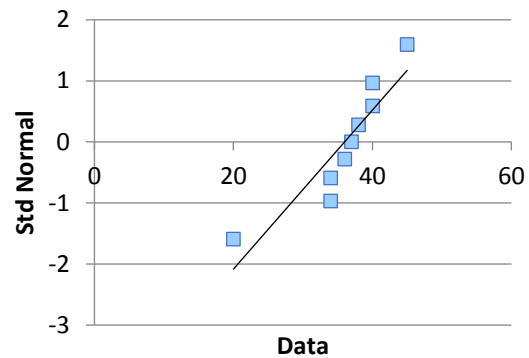
### Симптоми - с валг.



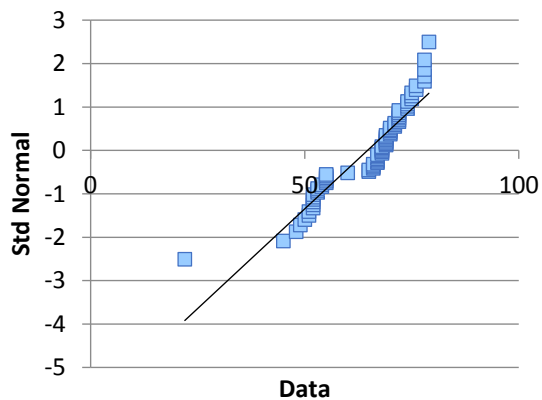
### Качество на живот - кориг.



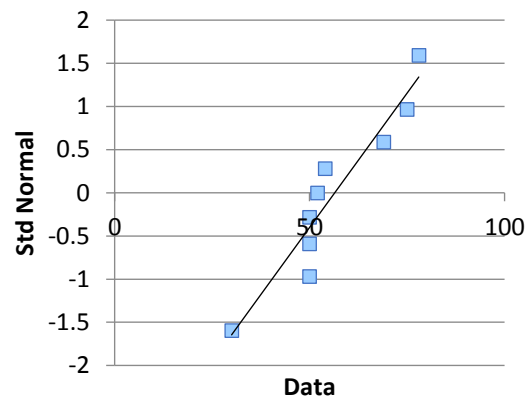
### Качество на живот - с валг



### Ежедневни дейности - кориг.



### Ежедневни дейности- с валг.



Фиг. 15-22. Квантилни графики на следоперативното разпределение според критериите на KOOS при случаите с и без остатъчен валгус

Видно е, че няма равномерно разпределение. Поради тази причина се използват непараметрични методи за статистически анализ. С помощта на теста Mann-Whitney за две независими, ще определим дали има статистически значима връзка според критериите на KOOS за групите с коригирана деформация и остатъчен валгус.

Болка

	Кориг.	Ост. Валг.
Брой	81	9
Медиана	75	74
Сбор	3711.5	383.5
U	338.5	390.5

U	338.5	
Средна Станд. Откл. z-score	364.5 74.161 0.343846	
Ефект r	0.036245	
p-norm		0.730962
p-ехаст		0.730868

Симптоми

	Кориг.	Ост. Валг.
Брой	81	9
Медиана	60	59
Сбор	3789	306
U	261	468

U	261	
Средна Станд. Откл. z-score	364.5 73.96101 1.392626	
Ефект r	0.146796	
p-norm		0.163733
p-ехаст		0.168696

Ежедневни дейности

	Кориг.	Ост. Валг.
Брой	81	9
Медиана	68	52
Сбор	3810	285
U	240	489

U	240	
Средна Станд. Откл. z-score	364.5 74.21345 1.670856	
Ефект r	0.176124	
p-norm		0.09475
p-ехаст		0.095822

Качество на живот

	Кориг.	Ост. Валг.
Брой	81	9
Медиана	39	37
Сбор	3834	261
U	216	513

U	216	
Средна Станд. Откл. z-score	364.5 73.96008 2.001079	
Ефект r	0.210932	
p-norm		0.045384
p-ехаст		0.045259

Таблица 23- 26. Сравнение между следоперативните резултати на колената с и без остатъчен валгус според групите на KOOS след провеждане на тест на Mann-Whitney за две независими;  $\alpha = 0,05$

От представените данни е видно, е  $p > \alpha$  по критериите болка, симптоми и ежедневни дейности, и  $p < \alpha$  по критерий качество на живот. Тези зависимост проверяване с корекция на Bonferroni, по метода на Benjamini-Hochberg.

1. Болка	0.730868
2. Симптоми	0.168696
3. Ежедневни дейности	0.095822
4. Качество на живот	0.045259

Таблица 27. Обобщени стойности на “p” след сравнение между следоперативните резултати на колената с и без остатъчен валгус

Benjamini-Hochberg  
Method

FDR	0.05
# of tests	4

<i>test</i>	<i>p-value</i>	<i>rank</i>	<i>alpha</i>	<i>sig</i>
4	0.045259	1	0.0125	He
3	0.095822	2	0.025	He
2	0.168696	3	0.0375	He
1	0.730868	4	0.05	He

Таблица 28 Резултати след корекция на Bonferroni по метода на Benjamini-Hochberg  
Method

Не съществува зависимост между случаите с и без остатъчен валгус според следоперативните резултати по KOOS.

Вероятността случаите на остатъчен валгус да са случайно разпределени по групите ни с предоперативна валгусна деформация, ще проверим с  $\chi^2$  тест и Fisher Exact Test.

	R1	R2	R3	ОБЩО
1. Коригирани	19	36	26	81
2. С ост. валгус	2	2	5	9
ОБЩО	21	38	31	90

Таблица 29 Разпределение на колената с и без остатъчен валгус по групи

Прогнозни стойности

	R1	R2	R3	Общо
1. Коригирани	18.9	34.2	27.9	81
2. С ост. валгус	2.1	3.8	3.1	9
Общо	21	38	31	90

Таблица 30 Прогнозни стойности

Fisher Exact Test

p-value 0.358371

Таблица 31 Резултати по Fisher Exact Test

Chi-Square Test

SUMMARY		Alpha	0.05
<i>Count</i>	<i>Rows</i>	<i>Cols</i>	<i>df</i>
90	2	3	2

CHI-SQUARE

	<i>chi-sq</i>	<i>p-value</i>	<i>x-crit</i>	<i>sig</i>	<i>Cramer V</i>
Pearson's	2.246566	0.32521	5.991465	He	0.157993
Max likelihood	2.243859	0.325651	5.991465	He	0.157898

Таблица 32  $\chi^2$  тест

Стойностите на  $\chi^2$  от 2,24 са по-малки от критичните стойности – 5,991, с което нулевата хипотеза се приема за валидна. Не се установява статистически значима разлика в прогнозираното и отчетеното разпределение на случаите с остатъчен валгус, т.е. не се отчита статистически значима разлика между степента предоперативната валгусна деформация и следоперативния остатъчен валгус.

#### **4.5 УСЛОЖНЕНИЯ**

В серията са наблюдавани 3 усложнения при 3 различни пациента: една лезия на MCL, перипротезна фрактура и повърхностна инфекция.

Жена на 63г. с предоперативна валгусна деформация от 43,8°. Оперативно се постигна задоволителна корекция на деформацията с мекотъканно добре балансирана става. 3 месеца след изписването се представя с медиална нестабилност на лява колянна става. Лекувана чрез имобилизация с тугор за 6 седмици – без ефект. Направен опит за пластика на LCM, след което отново имобилизация за 6 седмици, но нестабилността продължи да персистира.





Фиг. 23 Жена на 63 г. – предоперативна деформация, следоперативна корекция, рецидив на деформацията поради медиална нестабилност

Жена на 83г. с предоперативна валгусна деформация от 37,7 °. 22 дни след изписването претърпяла травма. Представя се с перипротезна фрактура на бедрената кост. Класифицирана като тип II по Lewis и Rogabesk (разместена фрактура, с интактен имплант). Фрактурата се репонира открито и се фиксира с LCP плака.





Фиг. 24 Жена на 83г. с настъпила перипротезна фрактура

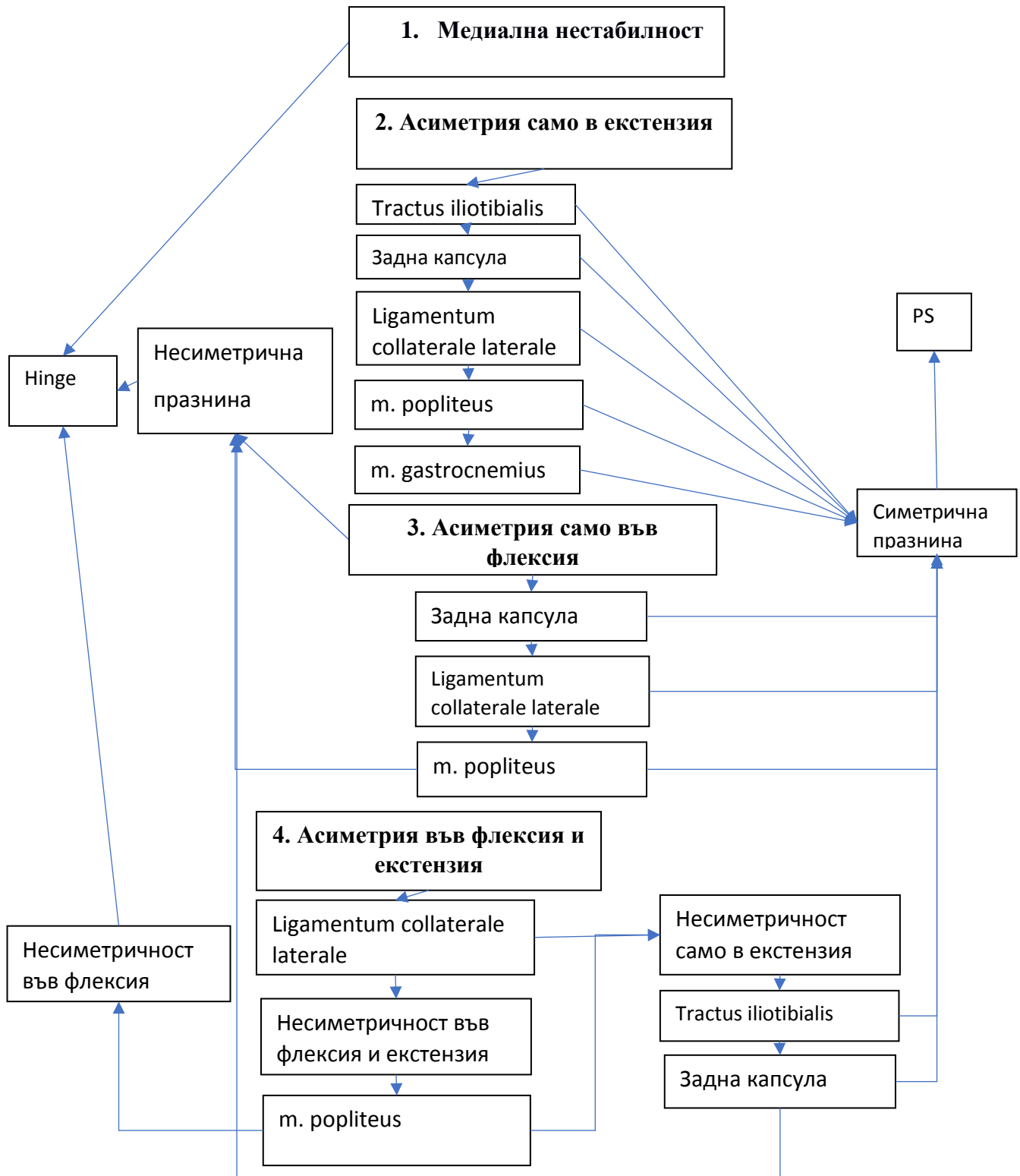
Жена на 67г. на 30 следоперативен ден, с клинична картина на възпалителен процес. От микробиологичното изследване на ставен пунктат не се изолира инфекциозен причинител. От рана се открива *Staphylococcus epidermidis*. Лекувана с антибиотик, съобразен с антибиограмата.



Фиг. 25 Жена на 67 г. с наличие на повърхностна ранна следоперативна инфекция

#### **4.6 ПРОТОКОЛ ЗА МЕКОТЪКАНЕН БАЛАНС**

Предложеният протокол за мекотъканен баланс и избор на имплант с или без увеличена стабилност в представен схематично (Фиг. 26).



Фиг. 26 Протокол за мекотъканен баланс

## 5. ДИСКУСИЯ

### 5.1 ПРЕДОПЕРАТИВНО ПЛАНИРАНЕ

Целта на тоталното коленно ендопротезиране е да се постигне равномерно натоварване на тибията чрез постигане на линия, успоредна на земята. За да се редуцира риска от нежелани интраоперативни изненади, предоперативното планиране се е доказало като начин за постигане на по-голяма „преживяемост“ на имплантите и редукция на продължителността на хирургичната интервенция. Чрез предоперативното планиране се избягват излишни допълнителни действия по време на оперативното лечение. Визуализирането на остеофити преопъващи меките тъкани и обективизирането на мекотъканния ръкав, например, би се оказало полезно за постигане на адекватен мекотъканен баланс. С отстраняването на последните биха се отпуснали мекотъканните структури и би се разширило ставното пространство, без извършването на допълнителни костни срези и мекотъканно освобождаване. Особено полезни за предоперативното планиране се оказват образните изследвания. На предно-задна рентгенография на целия долен крайник се измерва отклонението от механичната ос. Особено необходимо се оказва това за прецизиране на дисталния бедрен срез в отсъствието на компютърно асистирание. От същата графия се оценява девиацията на подбедрицата, напр. след проксимална тибиялна остеотомия или предшестваща фрактура. Така идентифицираме деформацията, преценяваме начина за корекция и планираме последователността на освобождаване. Съществени за предоперативното планиране за екстраартикуларните деформации (напр. посттравматични) и участието им в биомеханичното натоварване на ставата. Анатомични вариации като малък медио-латерален размер на дисталния фемур, би могъл да се окаже сигнал за хирурга за избора на имплант. Не би следвало да забравяме, че при пациенти с флексионна контрактура, дисталния фемур е възможно да изглежда разширен поради косия ход на лъчите. Наличието на прекомерна костна загуба или дефект, би могло да изисква аугментация. Оценката за положението на пателата не е за подценяване, тъй като то би наложило да се модифицира достъпа или да се транспонира *tuberositas tibiae*. Разумна е ориентацията ни спрямо размера на компонентите. Въпреки че рентгенологичната точност на тази дейност възлиза на 60-65%, тя би могла да се покачи на 90-95%, ако в съображение включим по един размер под и над измереното. Както бе посочено по-рано, косият ход на

рентгеновите лъчи не винаги ни позволява желаната прецизност при оразмеряването. Въпреки това правилно направената профилна графия, би ни ориентирала грубо за размера бедрената компонента. Идентични са неточностите, както при аналоговото, така и при дигиталното шаблониране. Вариации в шийно-диафизарния ъгъл, бедрена девиация или предшестваща ипсилатерална тазобедрена артропластика биха могли да окажат влияние на дисталния бедрен срез. По тази причина образното изследване на цялата бедрена кост е неизменна част от предоперативното планиране при тотално колянно ендопротезиране.

Правилното рентгеново изследване на коляното изисква предно-задна, латерална, пателарна аксиална проекция (Merchant/sunrise и др.) и графия на целия долен крайник. Всички проекции следва да се провеждат при натоварване на крайника.

Планирането при идеални условия се извършва при визуализиране на центъра на бедрената глава, след което се определя механичната ос. Механичната ос нормално сключва ъгъл от  $6^\circ$  с анатомичната ос на бедрото. В областта на подбедрницата двете оси съвпадат, като разделят на две равни части проксималната тибиална метафиза, а дистално пресичат средата на глезенната става.

След начертаването на анатомичните оси на фемура и тибията, следва планирането на линиите на остеотомииите. Нормално тибията е в  $3^\circ$  варус, при  $9^\circ$  валгус на бедрото, които водят до  $6^\circ$  валгус на коленната става. Нормално при тотално коленно ендопротезиране, тибиалната остеотомия се провежда перпендикулярно на анатомичната ос на тибията, а дисталния бедрен срез трябва да постигне  $6^\circ$  валгус. При нормални условия, за предотвратяването на асиметрия на флексивната празнина, правим бедрения срез при  $3^\circ$  външна ротация. При значителна валгусна деформация с хипоплазия на латералния бедрен кондил, е възможно погрешното залагане на прекомерна външна ротация, нарушаваща биомеханиката на пателофеморалната става.

Необходимо е да се следи за специални ситуации, като загуба на кост. Това би наложило използването на различен инструментариум и аугменти. Значителната костна загуба би изисквала и специален дизайн на коленната ендопротеза (напр. hinge). Динамичните графии биха били полезни при този сценарий. Обширният костен тибиален дефект, би трябвало да действа като сигнал за хирурга, за отстраняването на по-малко кост от тибията.

Последната стъпка е шаблонирането. Налични са прозрачни шаблони за наслагване. За употребата им е необходимо да се спазва правилното увеличение при провеждане на образното изследване, за да можем да придобием точна насока в избора на размер на компонента. При случаите след проксимална тибиялна остеотомия, ясно би се открила необходимостта от офсетово антиротационно тибиялно стебло. Дигиталното шаблониране, което и ние използваме, вече е налично на много места и бързо добива своята популярност.

Екстраартикуларните деформации настъпват след травма или придобити заболявания. Отдалечеността на деформацията от ставата е в пряка зависимост с влиянието и за деформацията. Например варусна деформация от  $10^\circ$  на прехода проксимална  $\frac{1}{4}$ , към дистални  $\frac{3}{4}$  на тибията, оказва деформация от  $7,5^\circ$  варус в коленната става. С други думи, въздействието на екстраартикуларната деформация е пропорционално на разстоянието му от коляното – колкото е по-далече, толкова по-малко е влиянието му. Чрез пресмятане на въздействието му, би могло да се планира корекцията на деформацията.

Корекцията на извънставната деформация, би могла да се извърши чрез остеотомия през върха на деформацията (center of rotation of angulation – CORA) или близо до ставната повърхност, като преди това се изчисли участието ѝ в коленната девиация. Това обаче не е предмет на настоящото изложение.

Преимуществото на компютърната томография (КТ) пред конвенционалната рентгенография при предоперативното планиране е възможността за триизмерни пространствени измервания и по-голяма точност. Проблеми, свързани с рентгенографиите като грешки в мащабирането, проекционни неточности и др., биха могли да бъдат избегнати с КТ. Недостатък остава радиационното натоварване на пациента. Рентгенографията на цял долен крайник води до натоварване от  $0,7 \text{ mSv}$ , при КТ изследване, то е  $2,7 \text{ mSv}$ . Разработеният от Henckel и съавт., (2013) „Imperial Knee Protocol” дефинира алгоритъм за редукция на абсорбираната доза до  $0,7 \text{ mSv}$  при жените и  $0,5 \text{ mSv}$  при мъжете. Намаленото радиационно натоварване, скъсеното време за провеждане на изследването и по-ниската цена са основните фактори, които биха направили КТ рутинен метод за предоперативно планиране.

В сравнение с КТ изследването, което намира своето приложение при тотално коленно ендопротезиране, МРТ не се използва рутинно. Въпреки това, нещата все повече се

променят с развитието на 3D принтираните импланти и специфичния за всеки пациент инструментариум. Пациентите със пейсмейкър са контраиндицирани за МРТ. Цената и времетраенето на изследването също са пречка за рутинното му провеждане.

## **5.2 ХИРУРГИЧЕН ДОСТЪП**

Изборът на достъп при тотално коленно ендопротезиране продължава да бъде дискусабилен. Без съмнение, идеален достъп не съществува. В нашата серия са използвани медиален пателарен и латерален парapatеларен достъп, като в по-често това зависи от предпочитанията на хирурга и степента на деформацията. Честотата на срещане на варусна деформация, както и предпочитано ползваният медиален парapatеларен достъп, водещи до по-стандартизирана анатомична ориентация, са причина по-често да избираме медиалният парapatеларен достъп. Директното визуализиране на латералния ставен отдел и запазването на медиалната съдова мрежа, правят латералния парapatеларен достъп ценен при значителна валгусна деформация. Въпреки всичко, изборът на достъп трябва да осигурява визуализация до засегнатия ставен отдел и правилна анатомична ориентация на хирургичния екип.

Преимуществото на медиалния парapatеларен достъп е, че той е най-често използваният и добре познат достъп за тотално колянно ендопротезиране. Той е лесно приложим при валгусни колена без значително скъсени латерални структури и без флексионни контрактури. Полезен при прилагането на интраатрикуларни или “inside-out” техники за освобождаване на латералните структури.

След провеждането на медиална парapatеларна артротомия следва минимална субпериостална либерация на медиалните структури, помагаша за визуализацията и последващата резекция на кръстните връзки и менисите. С луксирането на пателата, голяма част от остеофитите на фемура и тибията се оказват достъпни за отстраняване. Остеотомира се тибията, като се внимава дебелината на костната резекция в незасегнатия медиален отдел, да не надвишава 6-8мм.

Дисталният бедрен срез се провежда перпендикулярно на анатомичната ос с използване на интрамедуларен водач. Бедреният валгус се намалява, като обикновено той е между нормалните 6° до 3°. По този начин се извършва дистален бедрен срез във варус. Също е съществено да се внимава да се отстрани не повече от 8 мм от незасегнатия медиален бедрен кондил и нищожно малко или нищо от латералния. Провежда се мекотъканно освобождаване за постигане на балансирано коляно в екстензия. Освобождават се последователно скъсените латерални структури.

Тибioфеморалното пространство би могло да се „отвори“ в екстензия с помощта на инструментариум, дистракция и чрез частично извадена и преместена медиално мерителна полиетиленова плочка. По този начин би могло да се отчете степента на напрегнатост на латералните структури.

Освобождава се tractus iliotibialis. Tuberculum anterolaterale tibiae се оказва лесно достъпно място за освобождаването му. Тази структура би могла да бъде удължена чрез коса инцизия над ставната линия. Ако това се извърши на нивото на ставната цепна, е възможно вмъкването на влакна между артикулиращите елементи. Следва освобождаване на задно-латерална капсула на нивото на бедрената остеотомия. По-агресивната намеса в този отдел на ставата крие риск от увреда на n. peroneus communis. LCL и сухожилието на m. popliteus са другите структури, които биха могли да се окажат напрегнати. Умерено освобождаване би могло да се извърши чрез “pie crusting” техника.

Необходимо е, да се избягва прекомерното освобождаване и отслабване на структурите от латералния отдел на ставата. Ако след извършването на мекотъканен баланс, продължи да се наблюдава медно-латерална нестабилност в екстензия с разлика повече от 5 мм., е необходимо да се премине към избора на по-ограничен дизайн на имплант.

Флексивната празнина се балансира основно от дебелината на костната резекция на задната част, на бедрените кондили, както и от ротационното алиниране на бедрената компонента. С коляно флектирано на 90° се следи задната бедрена резекция да е успоредна на тибиялния срез. Друг използван ориентир би могъл да бъде запазеният медиален бедрен кондил. Екзактната костна резекция е съществена за постигане на балансирано флексивно пространство. В противен случай се прибегва към мекотъканно освобождаване. За постигането на адекватно ротационно алиниране, освен линията на Whiteside, за ориентир

би могла да се използва и трансепикондилната ос. Важно е да се следи опънатостта на мекотъканните структури както в латералния, така и в медиалния отдел на ставата. Използването на задната бикондилна линия за ротационно позициониране на бедрения компонент, би могла също да се използва. Ако не се вземе предвид хипоплазията на латералния бедрен кондил обаче, бедрената компонента би могла да се окаже във вътрешна ротация.

Предимства:

- Добре познат и масово използван
- Осигурява лесна луксация на пателата
- Визуален и инструментарен достъп до повечето таргетни структури

Недостатъци:

- Затруднен достъп до задно-латералният отдел на ставата
- Риск от трофични промени след обширно освобождаване на латералния ретинакулум

Keblish и съавт., (1991) са първите, които през 1991г. предлагат латералния капсуларен достъп за ТКЕ при валгусни колена, а техниката е доразработена от Вueschel и съавт. (1990). Методиката се оказала непопулярна и считана за технически трудна, поради елевацията на *tuberositas tibiae*. От друга страна, Whiteside и съавт., (1993) и Bulki и съавт. (1991) представят резултатите при валгусни колена с латерален парапателарен достъп и остеотомия на *tuberositas tibiae* (ТТО). Недостатък на достъпа се оказва ТТО, която е необходима за повдигане на пателата. Fiddian и съавт. (1998) представят модифициран латерален капсуларен достъп с репозиция на *vastus lateralis* при валгусна деформация и добри резултати след ТКЕ .

Надлъжна кожна инцизия по латералния ръб на *m. quadriceps femoris* е описана от Keblish и съавт. (1991), като е необходимо да се остави около 1 см от латералния ретинакулум от

инсерцията на m. vastus lateralis и сухожилието на m. rectus femoris към пателата. За справяне с проблеми със затварянето, се предлагат два варианта. Единият от тях е приближаване на инфрапателарната мастна тъкан към пателарното сухожилие и/или разделяне на m. vastus lateralis от m. rectus femoris, последвано от зашиването им един към друг в шахматна позиция .

При латералния парапателарен достъп, описан детайлно от Nikolopoulos и съавт. (2011,2015), срединната кожна инцизия се следва от латерална капсулотомия. Следва повдигане на tractus iliotibialis от tuberculum anterolaterale tibiae. Също така ТТО се провежда от латерално към медиално, за да може пателата да се измести медиално, като се запазват медиалните мекотъканни структури. Дължината на остеотомията е 5-6 см. В проксималната част на инсерцията на пателарното сухожилие, косата остеотомия защитава от медиална миграция. Tuberositas tibiae се отмята медиално, предоставяйки достъп до ставната повърхност.

При латералния парапателарен достъп, за правилното позициониране на импланта, трябва да се съблюдава различната позиция на анатомичните ориентири спрямо медиалния парапателарен достъп. Например при тибиялната компонента е необходимо да се избягва прекомерната външна ротация. Аналогично е отношението и спрямо бедрената компонента.

Предимства:

- Директна насока в латералния отдел
- Запазва кръвоснабдяването

Недостатъци:

- Технически по труден за изпълнение
- Често се налага ТТО
- Проблеми със затварянето на раната

### 5.3 АЛИНИРАНЕ

Правилното алиниране на кояланната става при тотално коленно ендопротезиране е съществено за добрия клиничен резултат и дългогодишната преживяемост на имплантите. Неправилното алиниране би могло да се дължи както на костната резекция, така и на адекватния мекотъканен баланс. Въпреки прецизния съвременен инструментариум, в серията се наблюдава недокоригиране на валгусната деформация, с адекватен мекотъканен баланс при 10% от случаите.

Спрямо алинирането е необходимо да разделим условно механичната ос на долния крайник на три части: бедрена, интаартикуларна и тибиална. Всяка стъпка на хирургичната интервенция цели корекция на тази ос. Повечето инструменти за дистална бедрена резекция се базират на интрамедуларна ориентация, т.е. спрямо анатомичната ос на бедрото. Разликата между анатомичната и биомеханичната ос на бедрото, измервана на рентгенография на целия долен крайник. Нормално този ъгъл е от 5° до 7°. Поради хипоплазията на латералния беден кондил, препоръчваме редукция на ъгъла на дисталния бедрен срез до 3°. Тази фасова графия позволява прецизното измерване на резекционния ъгъл.

Важно е да се отчете ротацията на крайника на рентгенографията, преди да се планират ъглите на резекцията. Външната ротация на крайника би означавала по-голям резекционен ъгъл поради бедрената ротация. Затова най-лесно съдим по проекцията на пателата.

Тибиалната резекция се базира на оста на тибията. Средата на тибиалното плато и центърът на глезенната става се двете отправни точки. Средата на тибиалното плато остава лесно за разпознаване, като се оказва медиално от латералната тибиална еминция. Центърът на глезенната става е медиално от линията свързваща двата малеола. Това е така понеже се отчита задно-латералната позиция на латералния малеол. Друг използван дистален ориентир е първо междупръстно пространство. Правилното ротационно позициониране не е за подценяване, ако ще се зададе заден наклон на тибията. Ние залагаме на наклон от 7°. След провеждането на дисталния бедрен и проксималния тибиален срез, перпендикулярно на механичната ос, следва балансиране на мекотъканната празнина за балансиране на ставата. По този начин алинирането върви редом с мекотъканния баланс.

Нормално всяко коляно има определен обем на лакситет, необходим за свободното движение. При пълна екстензия е възможно да няма медило-латерална подвижност или дистракционно пространство. В тази позиция задната капсула, LCL и LCM са изцяло опънати. При колена с валгусна деформация, опънат се оказва и tractus iliotibialis. При флексия от 10°, задната капсула се релаксира, а медило-латералната стабилност се осигурява единствено от колатералните връзки. LCM осигурява стабилност както във флексия, така и в екстензия, чрез своя заден сноп опънат в екстензия и преден сноп – опънат във флексия. Латералната стабилност от своя страна се определя от няколко структури, които са динамично зависими от степента на флексия. LCL се простира от латералния епикондил на бедрената кост, на около 30 мм от ставната цепка, отдалечава се от латералния кондил и завършва на главата на фибулата, без да се залавя за тибиата. Tractus iliotibialis осигурява латерална стабилност от пълна екстензия до около 30° флексия. Сухожилието на m. popliteus е съществен латерален стабилизатор във флексия. Всички деформации, които не подлежат на пасивна корекция притежават контрахиранни мекотъканни елементи, от конвексната страна и опънати от конкавната.

Елонгираните структури няма как да бъдат контрахиранни, за да възстановят оригиналната си дължина, поради което контрахираните или относително контрахираните структури от контралатералната страна, трябва да бъдат освободени и удължени в изискуемата степен, за да се изравнят с тези от обратния отдел на ставата.

Основната цел на мекотъканния баланс е да постигнем еднакви правоъгълни флекссионни и екстензионни пространства. Дисталният бедрен срез влияе единствено на екстензионното пространство, задният кондилен срез оказва влияние единствено на флекссионното пространство, а тибиалният – както във флексия, така и в екстензия. Задният кондилен срез би могъл да варира според размера и ротацията на бедрената компонента. Използваната от нас система се основава на оразмеряване с предна отправна точка, при която предната резекция остава фиксирана, а изборът на по-малък размер компонента води до увеличено флекссионно пространство. При системите за задно оразмеряване, предният бедрен срез варира с размера – по-малкият размер на бедрената компонента води до „връзване“ в предния кортикалис.

Ротационното позициониране на бедрената компонента влияе на флекссионното пространство. Удачно е да се дистрахира ставата във флексия, преди задния кондилен срез, за да се добие представа за флекссионното пространство.

Понеже латералният отдел на колянната става се състои от множество структури, осигуряващи стабилност във флексия и екстензия, мекотъканното балансиране на ставата се оказва предизвикателство. Ако дисталният бедрен и проксималният тибиален срез не постигнат симетрично ставно пространство, прилагаме дистракция с помощта на инструмент или с плоската полиетиленова плочка. По този начин е лесно да се палпират преопънатите структури. В литературата са предложени множество последователности и техники за мекотъканно освобождаване. Използваната от нас последователност се изразява в действието на различните структури в етапите на движение на ставата. При дистрахирана става в екстензия, с асиметрия в латералния отдел, е важно да не се прибързва с освобождаването на мекотъканните структури. Внимателният оглед и палпация на костните повърхности биха могли да открият наличието на остеофити, преопъващи меките тъкани. Ако отстраняването им не доведе получаването на симетрична ставна празнина, е необходимо да пристъпи към мекотъканно освобождаване. Както вече споменахме, структурите в латералния отдел на ставата, действащи само в екстензия, са задна капсула и *tractus iliotibialis*. *Tractus iliotibialis* е първият елемент подлежащ на освобождаване. Описани са множество техники, но най-често използваните в серията са директното освобождаване от *tuberculum anterolaterale tibiae* или чрез коса инцизия над ставната цепка. Важно е освобождаването да не се извършва на нивото на ставата, поради риск от попадане на тъкани между артикулиращите повърхности на ставата. Ако усилията не се увенчават с успех, насочваме вниманието си към задно-латералната капсула. Извършваме това с внимателното ѝ освобождаване от бедрената кост. Следващите структури, които биха могли да доведат до балансирано коляно, са LCL и сухожилието на *m. popliteus*. На тези структури би трябвало да се обърне особено внимание и да не се освобождават обширно, тъй като те действат и във флексия. LCL освобождаваме от латералния бедрен кондил или чрез „pie crusting” - техника с няколко пункции с игла в средна трета. Сухожилието на *m. popliteus* е достъпно зад задно-латералната капсула. От биомеханична гледна точка, латералната глава на *m. gastrocnemius* би могла да дисбалансира ставата. На нас обаче не ни се е налагало да освобождаваме тази структура.

Ако ставата се окаже балансирана в екстензия, но асиметрична във флексия, отново първоначално отстраняваме наличните остеофити. При несиметрична ставна цепка е необходимо да бъде оценена напрегнатостта на ставната капсула и тя да бъде обширно освободена, ако се налага. Основните структурни стабилизатори на ставата във флексия са LCL и сухожилието на m. popliteus. Тяхното освобождаване се извършва нормирано, за да се избегне дисбалансиране на латералния ставен отдел.

Безспорно целта на мекотъканното освобождаване, при ТКЕ, е постигането на симетрична ставна междина във флексия и екстензия, и предотвратяване на евентуална следоперативна нестабилност. Описаната от нас последователност е приложима за дизайна със отстраняване на LCP. При имплантите със запазване на връзката е необходимо да се постигне и нейният правилен баланс. В световен план не е налично единомислие относно последователността на структурите за освобождаване при колена с валгусна деформация, както и в техниките за извършването му.

## **5.4 ИЗБОР НА ИМПЛАНТ**

Все още няма консенсус относно предпочитаните качества на коленните ендопротези, въпреки множеството налични дизайни. Също така, продължава дебата относно коя концепция е по-добра, а именно със запазване на кръстните връзки или задно стабилизиращите импланти, или избора зависи от конкретния случай. Дали да изберем с фиксирано натоварване или ротационна платформа? Дали да се спрем на циментна или безциментна фиксация? Една от причините, за продължаващия дебат, вероятно е породена от множеството променливи величини за оценка на качествата на протезите, правейки невъзможно сравнението помежду им. Имплантите, които са налични в момента, се различават от тези докладвани в повечето дългосрочни проучвания в миналото. Тези дългосрочни проучвания обхващат и различна част от популацията за разлика от пациентите, нуждаещи се от тотално коленно ендопротезиране понастоящем (Crowninshield RD и съавт., 2006). Необходимо е да се отчете и фактът, че данните систематизирани в литературата биха могли да бъдат от коренно различна популация, с различна философия и

очаквания от тези, с които се сблъскваме ние. Възрастовата група се снижава, пациентите са все по-физически активни и с по-високи изисквания към коленните си стави.

Наблюдава се системно подобрене на качеството и резултатите след коленно ендопротезиране, дължащо се на неспирното подобряване на дизайна на имплантите, по-надеждни материали, подобряване на хирургичната техника и следоперативните грижи. Описваните предимства дават на хирурга увереност да предлага коленно ендопротезиране на, все по-млади и с все по-лекостепенни оплаквания, индивиди, които по-рано биха били посъветвани да отложат интервенцията. В допълнение, подобрява се и ранната следоперативна рехабилитация, чрез редукия на следоперативната болка (Callaghan JJ и съавт., 2005).

През първите няколко години след 1980г. имплантите, със запазване на кръстните връзки (CR), доминирали на пазара. Около 85% били с такъв дизайн. Разработването на универсални инструменти позволява на хирурзите, извън специализираните центрове, да имплантират тези колена. Този дизайн осигурява на пациентите по-добър обем на движение в сравнение с другите. Въпреки това, налице са и проблеми с този ранен дизайн. През този период проблемите при производството на полиетилен все още не са били познати. Полиетилена при този дизайн е бил плосък от двете повърхности. Пателата е била протезирана само с метал. Тези характеристики са водели до ранна остеолиза, мобилизация на импланта и проблеми с полиетилена. С големия брой имплантирани CR ендопротези, в сравнение със задно стабилизираните (PS) през тези времена, процентът на неуспех при CR дизайна бил с пъти повече в сравнение с PS. В следствие, хирурзите започнали да предпочитат PS ставите. Междувременно дизайна на CR имплантите се променил, като вниманието било насочено към тъканите водещи до провал. Имплантите, които се използват днес, са потомци на дуокондилната и тоталната кондилна система. Както PS, така и CR дизайнът се е променил, за да осигури по-добър обем на движение и преживяемост на имплантите. Днес различията в дизайна на двете системи е по-скоро историческа подробност. Дългосрочните проучвания не демонстрират статистически значими различия в „преживяемостта“ помежду им.

Стабилизирана от запазената задна кръстна връзка, концепцията на CR дизайна се изразява в подмяна на ставната повърхност. Костната загуба е по-малка, а натоварванията се

предават основно пред срединния лигаментарен апарат, а единствено механично, бедреното плъзгане се възстановява, а ставната линия се запазва, избягват се усложнения, свързани с пателата. Съществуват публикации, които показват надеждност при корекция на значителни деформации, както и при артрити. Въпреки това, съществена предпоставка за успех, се оказва добрата хирургична техника, балансирането на задна кръстна връзка и опазването на нейната цялост по време на операцията. Rasquiña и съавт. (2006), публикуват 12-годишно проследяване на 150 коленни ендопротези с PS дизайн и 94,6% преживяемост. За сравнение Dixon и съавт. (2005), докладват 92,6% 15-годишна преживяемост при 139 CR колена, както и 92,9% 17-годишна преживяемост на CR колена докладвана от Rodricks и съавт. (2007). Резултатите са идентични, дори когато интервенциите са проведени в не строго профилирани институции. Gioe и съавт. (2006) разглеждат 1047 пациента на възраст под 55 години, като не откриват различия в процента на ревизиите между PS и CR колената. Те докладват 84,5% 14-годишна преживяемост при циментно фиксирани коленни ендопротези, при относително млади пациенти. Множество сравнителни проучвания не отбелязват функционални различия между двата дизайна (Clark CR и съавт., 2001; Pereira DS и съавт., 1998; Udomkiat P и съавт. 2000). Въпреки това, мета анализ проведен през 2005 година, включващ 8 рандомизирани проучвания, открива статистически значимо увеличение от 8 градуса в обема на движение при PS имплантите (Jacobs WC и съавт. 2005). За разлика, Tanzer и съавт. (2002) сравняват 40 колена с PS и CR дизайн като не намират статистическа разлика в обема на движение със ретен обем  $112 \pm 13^\circ$  за CR и  $111 \pm 17^\circ$  за PS. За контраст, Maquyama и съавт. (2004) докладват за 20 билатерални коленни стави, като откриват среден обем на движение при CR колената от  $112 \pm 15^\circ$  в сравнение с  $131 \pm 13^\circ$  при PS дизайна, което представлява статистически значима разлика. Въпреки всичко, с толкова обширно измерване на обема на движение в двата дизайна, статистическата значимост на флексия от 8 градуса повече е дискутабилна, тъй като и двата типа предоставят възможност за флексия от повече от 105 градуса, оказвайки се напълно достатъчно за безпроблемното изкачване на стълби или изправянето от седяща позиция (Itokazu M и съавт., 1998; Rowe PJ и съавт., 2000). За да изучи ефекта върху проприоцепцията, Swanik и съавт. (2004), сравняват проприоцепцията и баланса преди и след тотално коленно ендопротезиране, рандомизирано спрямо PS или CR колена. Въпреки, че проприоцепцията и балансът се

подобряват следоперативно, те не откриват статистически значима разлика между двата дизайна на импланти.

Индикациите за избор на PS дизайн са: значителна деформация, артроза, предшестваща пателектомия, нарушена бедрена и тибиална геометрия, отсъствие на задна кръстна връзка. За контраиндикация се счита: прекомерната хлабавост или нарушената цялост на един или двата колатерални лигаментата. Неуспехът за постигане на балансирана ставна празнина във флексия и екстензия, изисква използването на варус-валгус ограничен тип имплант.

Дизайнът, със запазване на задна кръстна връзка, осигурява минимална ограниченост и разчита на интактна и добре балансирана задна кръстна връзка, осигуряваща плавно бедрено плъзгане. Привържениците на този дизайн изтъкват потенциални предимства като нормална кинематика, увеличена сила на *m. quadriceps femoris*, поради увеличеното рамо на екстензорния механизъм, по-добро изкачване по стълби, запазена проприоцептивност, редуция на режещите сили на повърхността на тибиалната компонента и запазване на кост от дисталния фемур (Buvanendran A и съавт., 2003; Kärholm, Johan и съавт., 2005; Morgan H и съавт., 2005; Rasquinha VJ и съавт., 2006). Всички тези предимства биха били налице единствено при интактна и добре опъната задна кръстна връзка. Заместващият задна кръстна връзка PS дизайн, разчита на съответстващи артикуларни повърхности, както и на полиетолонов тибиален зъбец и бедрен палец, за осигуряването на устойчивост срещу задното изместване на тибията и адекватното бедрено плъзгане. Потенциалните преимущества на PS дизайна са по-предвидимото възстановяване на коленната кинематика, подобряване на обема на движение, забавено износване на полиетилен поради конгруентността на ставните повърхности, по-лесно коригиране на значителни деформации и по-лесен лигаментарен баланс (Dixon MC и съавт., 2005). С елиминирането на задна кръстна връзка, се създава потенциален риск от дислокация на компонентите с флексивна нестабилност, импинджмънт между тибиалния зъбец и феморалния палец, пораждащ износване на полиетилен, пателофеморални проблеми и значителна костна резекция от дистална бедрена кост (Morgan H и съавт., 2005).

Корекция на коленната деформация е възможна с двата дизайна за тотално коленно ендопротезиране. Докато CR изисква оптимален баланс на задна кръстна връзка, PS дизайнът осигурява по-лесна корекция на деформациите в сагиталната равнина, особено

ако са комбинирани с флексионни контрактури (Laskin RS и съавт., 1997; Sculco TP и съавт., 2006). Последните често изискват по-обширна резекция на дистален фемур, за възстановяване на екстензионното пространство. Въпреки, че както CR така и PS дизайна изисква създаването на симетрични екстензионна и флексионна празнина, при CR колената се налага възстановяване на ставната линия с оглед правилния баланс на LCP (Pagnano MW и съавт., 1998). Тъй като обширната бедрена резекция би нарушила ставната линия, CR дизайна разчита на по-голяма тибиялна резекция за преодоляване на флексионната контрактура. Това би довело до позиционирането на тибиялната компонента на по-крехката метафизарна кост Pagnano MW и съавт., 1998) . PS системата позволява свобода в проксимализирането на ставната линия, което цели корекция на флексионната контрактура. Все пак неправилното балансиране на ставната празнина създава риск от дислокации. Задната кръстна връзка често участва при значителни деформации, а функцията ѝ би могла да се редуцира, ако се налага обширно освобождаване за постигането на баланс (Sculco TP и съавт., 2006). Прекомерното освобождаване на LCP също води до риск от скъсване или нестабилност Pagnano MW и съавт., 1998). Отстраняването на задна кръстна връзка води до разширяване на флексионната и екстензионна празнина с 1,0-1,3мм. (Baldini A и съавт., 2004). Жертването на задна кръстна връзка осигурява предимство на мекотъканния баланс, улеснява достъпа до задния отдел на коленната става и подобрява видимостта към проксималната тибия (Laskin RS и съавт., 1997; Pagnano MW и съавт., 1998; Sculco TP и съавт., 2006).

През 1998г John Insall заключава: „Кинематичният конфликт между нискостресовите артикулиращи повърхности и свободната ротация, не могат да бъдат решени от никой дизайн с фиксирано натоварване. Дизайнът с фиксирано натоварване е стигнал крайна фаза; често този етап показва предстоящото излизане от употреба“. Имплантите с мобилно натоварване предлагат атрактивен път за бъдещо развитие. Системите за коленно ендопротезиране са разработени, за да предотвратят механичното мобилизиране и износване на предшестващите дизайни. Doug Noiles е един от пионерите, които разпознават двойно артикулиращата ротационна платформа, като средство за решаване на кинематичния конфликт на имплантите с фиксирано натоварване. Той приема, че силите възникващи между импланта и костта на проксималната тибия при фиксирано натоварване, биха могли да бъдат значително редуцирани чрез възможността за ротация между

полиетилен и тибиялната компонента. По този начин силите, възникващи при движение, не се предават към повърхността на кост – имплант. Така също се постига по-добро съответствие между бедрената компонента и полиетилен, подобрявайки контактната площ и минимизирайки натоварването.

През 1976г., Noiles разработва модел на PS ротационна платформа и ревизионна система. Richard Dinkey Jones провежда много от клиничните проучвания на системата и спомага за развитието на P-ROM, press-fit кондилен бедрен компонент и първия S-ROM тибиялен компонент с мобилно натоварване. С нарастването на европейския опит и клинични проучвания, PS ротационната платформа прерасна в протеза с ротационна платформа Sigma (De Puy Inc.)

Между конгруентността и ограничеността на дизайните за ТКЕ (Hamelynck, Karel J и съавт., 2013; Pappas MJ и съавт., 2002), се намира създадената от New Jersey - Integrated Knee Replacement System, разработена с голям радиус на извивката в екстензия, симетрична в сагиталната и фронталната равнина и по-стръмен в задния отдел на бедрените кондили. Този дизайн позволява максимална контактна повърхност в екстензия, когато натоварването е най-голямо и позволява подобрена флексия.

През 80-те DePuy разработват коляно с нисък контактен стрес (Low Contact Stress – LCS). Този дизайн отново максимизира съответствието между бедрената компонента и полиетилен във фронталната и сагиталната равнина. Налице е и по-добра конгруентност между пателата и предната област на бедрената компонента. Всичко това води до потенциална редуция в степента на износване на полиетилен. LCS предлагат няколко хирургични опции. Дизайнът, с менискано натоварване, позволява на хирурга да запази кръстните връзки, а ротационната платформа е вариант с отстраняването на кръстните връзки, когато това се налага.

Пациенти с инвалидизиращи коленни болки, неподатливи на консервативно лечение, са добри кандидати за тотално коленно ендопротезиране с мобилно натоварване. Очакванията на пациента се оказват водещи в избора на имплант. Пациентите със система с мобилно натоварване, имат преимуществото на потенциално увеличен обем на движение в сравнение с тези с фиксирано натоварване (Komistek RD и съавт., 2004). Когато пациентите са млади, с наднормено тегло и физически активни, заедно с очаквана значителна

продължителност на живота, е необходим избор на имплант с достатъчна преживяемост, функционално представяне и толеранс към натоварвания. Пациенти със значителна деформация в сагиталната равнина (над 20° валгус или над 25° варус), вероятно не биха имали достатъчната мекотъканна стабилност за постигането на симетрични екстензионна и флексионна празнина, предотвратяваща нестабилност и луксация, поради което следва да се избере система с по-ограничаващ полиетилен и фиксирано натоварване.

Дизайнът, с мобилно натоварване за тотално коленно ендопротезиране, предлага две съществени преимущества пред тези с фиксирано натоварване. Първото е по-малкото износване с по-голяма контактна площ. Това е доказано от множество проучвания. Второто е избягването на проблеми, свързани с ротационното алиниране на тибиялната компонента. Коленната става има нормална функция с тибия във вътрешна ротация при флексия. Костните деформации и анатомичните вариации биха могли да се окажат проблем за правилното ротационно позициониране на тибиялната компонента. При системата с мобилно натоварване, полиетиленовата вложка може да застане в правилната ротация, независимо от положението на тибиялната основа.

Не е налична публикация, която да демонстрира превъзходството на системите с мобилно натоварване, пред тези с фиксирано натоварване. Callaghan и съавт., (2005) считат, че резултатите на колената с мобилно натоварване би следвало да са поне идентични на тези с фиксирано натоварване. Callaghan и съавт. (2005), описват 97% преживяемост на системата с мобилно натоварване в период от 15 години. Той заключава, че резултатите са идентични на тези с фиксирано натоварване. Sorrells и съавт. (2001) докладват за 88% 13 годишна преживяемост при пациенти под 65 години, използвайки същата система. Beuchel и съавт. (2002) демонстрират 98% преживяемост за 20 години. Никой от тях не описва повече от 1 процент периартикуларна остеолиза, валидизирайки концепцията за минимално повърхностно износване. Научната основа на системата, с мобилно натоварване за тотално коленно ендопротезиране, е вече утвърдена. Степента на износване и динамичната кинематика подчертават потенциалните предимства на системата с мобилно натоварване за тотално коленно ендопротезиране. Те включват редуция на контактното натоварване и износването на полиетиленовата вложка, както и намаляване на силите, предавани от

импланта на костната повърхност. Вероятно предстоят още немалко клинични проучвания за качествата на тази система.

Дизайнът на бедрена компонента с метален гръб се счита за златен стандарт, доказал се във времето при всички типове тотално коленно едопротезиране. Преимущества са възможностите за модулност на вложката, безциментна фиксация, възможността за смяна на вложката, в случай на инфекция или износване.

Въпреки това са наблюдавани усложнения, като задно износване и повишена остеолиза. В съвременното, изцяло полиетиленовите тибиялни компоненти се смятат за еквивалентни или дори превъзхождащи дизайна с метален гръб. Преимущества са: повишената дебелина на полиетилена, избягването на проблеми вързани със заключващия механизъм, задното износване, редукция на остеолизата и по-ниската цена. Недостатък се оказва: циментната фиксация, невъзможността за смяна на вложката в случай на инфекция или износване, както и относително по-трудната хирургична техника.

Дизайните на ограничени кондилни колена (ССК и “hinge”) са разработени, за да дадат варус-валгус стабилност на импланта. Те разполагат с голям подсилен зъбец на тибиялната вложка, който се вмъква в съответния дълбок феморален жлеб. Добавени са стебла, които да отведат силите на натоварване от фиксиращата повърхност към диафизата. Те са средство на избор при значителна валгусна деформация, костни дефекти, дефицит на колатералните връзки, посттравматична артроза или нестабилност, предизвикана от неправилно мекотъканно освобождаване при PS колена. В случаи с флексивна нестабилност, при които разширената флексивна празнина води до задна трансация на тибиялната компонента, използването на ССК имплант би могло да осигури необходимата стабилност. Въпреки това, използването на дълги стебла все още се изучава подробно, а повишената костна загуба и остеолиза след имплантирането им, се счита за недостатък.

Ротиращите се пантови коленни протези представляват свързана система, която позволява както варус-валгус стабилност, така и предно-задна. Те са предназначени за случаи със значителна степен на инсуфициенция на колатералните лигаменти и такива със значителна костна загуба.

Изискващи по-задълбочено предоперативно внимание случаи на първично тотално коленно ендопротезиране, се представят с картината на значителна лигаментарна нестабилност, посттравматична скованост, флексионна контрактура с несрастване на проксимална тибия или дистален фемур или наличие на остеосинтезен материал.

Предизвикателство за хирурга се оказва постигането на добре балансирана, правоъгълна флексионно-екстензионна празнина. Тази ситуация би наложила използването на модулна система, осигуряваща постоянна стабилност. При тази система са налични аугменти и стебла, използването на които интраоперативно, биха предложили на пациента очакваните резултати. Въпреки това, най-добре е да се използва PS дизайн, когато е възможно, вместо такъв с ограничена подвижност.

В случай на валгусна деформация, при която медиалният колатерален лигамент е удължен, дори след постигането на правоъгълно флексионно и екстензионно пространство, и остава подвижно при валгусен стрес, се препоръчва използването на импланти с ограничена подвижност. Пантовите ендопротези следва да бъдат пазени за пациенти, при които не е възможно да бъде постигнат задоволителен мекотъканен баланс: по-малко от 5 градуса подвижност във фронталната равнина при екстензия в ставата и тибιο-феморална разлика в широчината на ставното пространство във флексия и екстензия, ненадвишаващо 3 мм. Girard и съавт. (2009) в своето проучване показват, че при избора на ограниченост на импланта при валгусни колена с над 5 градуса девиация, е необходима предоперативна рентгенологична оценка на конвексната подвижност. Четири други фактора, идентифицирани чрез едновариантен анализ (прекомерен заден наклон на тибията, нисък стоеж на пателата, значителна валгусна деформация, валгус на тибията), са счетени за неспецифични, но тяхната връзка с деформацията, би трябвало да действа като предупреждение към хирурга, за потенциални проблеми с мекотъканния баланс. Подхождайки с внимание към това състояние, би ни позволило да подходим спокойно и внимателно в предоперативното си планиране и избора на имплант с висока степен на ограниченост при лечението на гонартроза с валгусна деформация.

Костната загуба при тотално коленно ендопротезиране е голямо предизвикателство за хирурга, изискващо особено внимание. Прецизното предоперативно планиране и оценка са особено важни, тъй като те биха помогнали в избора на присадък и имплант, въпреки че

целият инструментариум и всички налични импланти, би трябвало да са налични, в случай на интраоперативната им необходимост. Локализацията и размерът на дефекта трябва да бъдат изследвани чрез рентгенография или 3D компютърна томография ако това е необходимо. В зависимост от обширността и местоположението на костната загуба, са разработени различни методи за решаването на този проблем, като се започне с използването на костен цимент с или без винтове за допълнителна упора, мине се през модулни системи за тотално коленно ендопротезиране с метални блокове, аугменти и стебла, ограничени или ротиращи се пантови импланти, и се достигне до мега или туморни протези. Биха могли да се използват ало- или автоложни костни присадъци, както и костни заместители. Engh и съавт. (2007, 2008) предлага целия избор на импланти да бъде максимално лесен за употреба и с минимална степен на ограничение на движението, доколкото това е възможно. Когато след костна резекция, се възстанови стабилността на ставата, напр. Anderson Orthopedic Research Institute (AORI) I, но е налице повърхностен дефект от по-малко от 25% от площта, може да се използват първични импланти. Въпреки това, когато има доза на съмнение, се препоръчва използването на интрамедуларни стебла. Съществуват привърженици на безциментните импланти, но повечето ортопеди клонят към циментна фиксация. Присадъците са костни заместители, запълващи освободеното пространство. Те осигуряват ротационна стабилност при дефект на бедрените кондили или тибиялното плато, като възстановяват ставната линия. Стеблата осигуряват 20-30% устойчивост при аксиални натоварвания и спомагат за ротационната и аксиална стабилност. Те защитават костните присадъци от действието на различни сили и спомагат за остеоинтеграцията им. Метафизарните ръкави и конуси биха могли да бъдат използвани при обширен централен дефект, осигурявайки добавъчна надлъжна и ангулационна стабилност. Използването на пориозни ръкави печели широка популярност за запълването на дефекти и улесняването на биологичната фиксация.

Наличието, на предшестваща тибиялна или бедрена екстраартикуларна деформация, би изисквало асиметрична интраартикуларна костна резекция или коригираща остеотомия, проведена преди или по време на тоталното коленно ендопротезиране. Внимателното предоперативно планиране е ключово. При наличието на незараснала фрактура, отдалечена от ставата и артрозно коляно, фрактурата следва да се лекува приоритетно, следвана от тоталното коленно ендопротезиране. За незараснала фрактура, в близост до коляно с

гонартроза, тоталното коленно ендопротезиране е оправдано, с използването на press-fit стебло. Последното има две задачи: да заобиколи фрактурата и предаде натоварването дистално; и да осигури оптимално механично алиниране. Туморните ендопротези са предназначени за пациенти с масивна костна загуба и по-ниски очаквания за коленната си става, при които костната реконструкция не е нито възможна, нито осъществима.

Изборът на имплант е необходимо да се основава на: възрастта на пациента, естеството на основното заболяване, степента на деформация, адекватното предоперативно планиране и предвидимите интраоперативни затруднения. Подробното познаване на избраната система е съществено. Тъй като PS дизайна с метален гръб предлага модулност и е достатъчно щадящ за пациента, се наблюдава тенденция за честото му използване. Целта е постигането на безболезнено и максимално близко до нормалния обем движение, с дългосрочна преживяемост на импланта.

## **5.5 УСЛОЖНЕНИЯТА**

### **5.5.1 НЕСТАБИЛНОСТ**

Нестабилността е втората по честота причина за ревизия след инфекциите, като се провежда в първите 2 години след коленно ендопротезиране. В нашата серия се наблюдава един случай на ранна нестабилност. Определението за нестабилност е спорно, но се приема, че тя е налична ако се наблюдава повече от 2мм медиално отдалечаване и 3мм латерално отдалечаване в екстензия, и 3мм медиално и 4 мм латерално отдалечаване във флексия. За предно-задна нестабилност се приема разместването на тибията с повече от 5 мм или дислокацията на ставата. Също така пателата не бива да се луксира или сублуксира.

Наличието на коленна нестабилност затруднява походката и е причина за поява на оток и болезненост. При промяна в походката, комбинирана с неясна вентрална болезненост, периодични ставни изливи и мекотъканна чувствителност, би трябвало да ни насочи към наличието на коленна нестабилност. В по-тежките случаи може да се наблюдава и дислокация на ставата. Това състояние би могло да се влоши от ранно износване на материалите или асептично мобилизиране на компонентите.

Дори при технически правилно проведена операция, нестабилност би могла да се появи при не достатъчна мускулна сила за стабилизирането на ставата. Поради тази причина, оперативното лечение не се препоръчва за пациенти с невро-мускулни нарушения. Въпреки това, подобни заболявания биха могли да възникнат и следоперативно, причинявайки коленна нестабилност.

В повечето случай нестабилността се дължи на самата става. Ранната нестабилност най-често се дължи на хирургична грешка като неалиниране, небалансирано коляно във флексия, незадоволителна корекция на деформацията, неправилен медио-латерален баланс и др. Късната нестабилност се дължи на пренатоварване на ставата или травма, а вторично на усложнения като инфекция, мобилизация на компонентите или износване на материала.

Нестабилността се разделя на предна нестабилност - такава в екстензия или флексия, genu recurvatum и тотална нестабилност. Клиничните изяви на всеки тип се различават помежду си. Нестабилността в екстензия се манифестира като медио-латерална нестабилност или genu recurvatum, докато нестабилността във флексия се извява с предно-задна нестабилност.

Предната нестабилност се свързва със слабост на *m. quadriceps femoris* или сублуксация или дислокация на пателата. В този случай, пациентът придобива специфична походка, с която цели да намали действието на този мускул, като избягва флексирането на коляното и се стреми, ходейки, да се навежда напред.

Нестабилността в екстензия, от своя страна, се разделя на симетрична и несиметрична нестабилност. И двата вида биха могли да бъдат влошени от неалиниране или да бъдат замаскирани от добре алинирано коляно. Симетричната нестабилност се дължи на широко екстензионно пространство. Тя възниква при свръх резекция на дисталния фемур или използването на по-ниска полиетиленова вложка за корекция на флексивно-екстензионния баланс, както и след руптура на колатерален лигамент. Несиметричната нестабилност е по-често срещана, а причината обикновено е прекомерното освобождаване на колатерален лигамент. Insall и съавт. (1985) заключават, че валгусната нестабилност след свръх освобождаване на медиалните структури е рядка. Коо и Choi (2009) не съобщават за значима разлика при запазени здрави медиални колатерални лигаменти по време на тотално коленно ендопротезиране и тези с ятрогенна увреда.

Симетрична нестабилност във флексия възниква, когато флексионното пространство се разширява или задна кръстна връзка е ослабена (при тотално коленно ендопротезиране със запазването ѝ). Други причини са използването на по-малка по размер бедрена компонента, поставянето на по-ниска полиетиленова вложка за корекция на флексионна контрактура, или след отстраняването на задна кръстна връзка. Ако тя се окаже значителна, може да доведе до задна дислокация на ставата. Асиметричната нестабилност във флексия възниква, след прекомерно мекотъканно освобождаване на корекция на варус-валгус деформацията или след неправилно ротационно алиниране на бедрената компонента.

Ставата би могла да се окаже нестабилна и във флексия от 45 градуса, което затруднява изкачването на стълби. Това възниква понеже интраоперативната стабилност, обикновено се тества в екстензия и в 90 градуса флексия. Това би могло да доведе до по-бързото износване на полиетилена, но често остава маскирано от опънатата задна капсула в екстензия. Елевацията на ставната линия също би могла да се окаже причина за подобна нестабилност. Изместването от по-голям радиус при екстензия до по-малък във флексия, при дизайн с множествен радиус, се съобщава като причина за нестабилност при флексия от 30 до 45 градуса.

*Genu recurvatum* възниква при слабост на мускулатурата или широко екстензионно пространство. Състоянието може да се провокира при запазване на задна кръстна връзка при пациенти с ревматоиден артрит и при руптурата му.

За цялостната нестабилност са налице повече от една причини, или когато еднопланова нестабилност действа за продължителен период от време.

Дислокацията е една от най-сложните форми на нестабилност. Вярва се, че дислокация възниква при заднодействаща сила с коляно в умерена флексия или при задно-предна и ротационна сили със става във флексия. За пациентите с валгусна деформация, дислокация би могла да възникне с кръстосването на краката. Приема се, че рискът от дислокации е по-голям при валгусна деформация. Lombardi и съавт. (1988) отбелязват, че честотата на дислокациите е по-голяма за пациенти, постигащи по-голяма флексионна подвижност.

Методът на лечение зависи от степента на нестабилност. Ако нестабилността е умерена, пациентът се обучава в ходене. Първоначално се предлага консервативно лечение. Ако

нестабилността възникне през ранната следоперативна рехабилитация, следва да се оцени степента ѝ. Ако при стрес тестовете не се открият проблеми, причината е недостатъчната мускулна сила, поради което се препоръчват упражнения за мускулна сила. Ако загубата на мускулна сила е поради неврологично заболяване, следва усилията да бъдат насочени в тази посока. При наличие на асиметрична нестабилност, дължаща се на лигаментарна или мекотъканна нестабилност, приложение би могла да намери имобилизацията с тугор за 6 седмици. Ако нестабилността се пренебрегне на този етап и на пациента бъде позволено да натоварва без подкрепата на ортеза, нестабилността ще продължи да персистира.

Ако умерената нестабилност не се коригира с подобряването на мускулната сила или използването на ортеза, се налага да се прибегне към ревизионна интервенция.

При асиметрична нестабилност и genu recurvatum е необходима подмяната на полиетилената с по-висок или бедрената компонента с по-малка. За асиметрия в екстензия следва да се освободи контрахираната страна и да се имплантира по-висока вложка. Pagnano и съавт. (1998) съобщават, че подмяната на CR дизайна с PS показва добри резултати.

Флексионната нестабилност би могла да бъде преодоляна с имплантирането на по-голям номер бедрена компонента и задна аугментацията на дистална бедрена кост. Vince и съавт. (2006) описват необходимостта от алиниране на крайника и балансирането на флексионното и екстензионното пространство. Те заключават, че с използването на ревизионен тип импланти се постигат добри клинични резултати дори при лошо мекотъканно освобождаване. Но при несъответствие между флексионното и екстензионното пространство, настъпва мобилизирането на компонентите, дори при първоначално добрите резултати.

## **5.5.2 ПОВЪРХНОСТНА ИНФЕКЦИЯ И КОЖНА НЕКРОЗА**

Когато заздравяването на оперативната рана не върви по план, причината може да е кървене от раната, формиране на крусти, кожна некроза или повърхностна инфекция. Наблюдавахме един такъв случай в нашата серия.

Повърхностната инфекция ангажира кожата и подкожната тъкан и не достига до фасцията, но агресивно поведение се налага максимално рано, тъй като тя може да прогресира до кожна некроза или дълбока инфекция, ако не бъде третирана адекватно.

Системни фактори, оказващи влияние на оздравителните процеси на раната, са затлъстяване, нарушена трофика, продължителна употреба на кортикостероиди или нестероидни противовъзпалителни средства, захарен диабет, автоимунни заболявания и др. Wilson и съавт. (1990) пишат за покачване на вероятността за развитие на повърхностни инфекции при пациенти със затлъстяване, поради затруднения в достъпа, а при тях съобщават и за по-продължителна секреция от раната. Въпреки това, Stern и Insall (1990) представят противоположно мнение, като не откриват зависимост от развитието на повърхностна инфекция и наднорменото тегло. Тютюнопушенето би могло също да е фактор, поради вазоконстриктивния си ефект. Кортикостероидната терапия действа имunosупресивно и инхибира фибробластната пролиферация.

Локални фактори са съдова недостатъчност на долния крайник, нарушения на кожата статус, поради предшестваща хирургична интервенция, инфекциозно заболяване ангажиращо ставата, значителна деформация и неправилно затваряне на раната. Освобождаването на латералния ретинакулум също е предразполагащ фактор за повърхностна инфекция. Johnson и съавт. (1992) съветват за запазване на *a. superior lateralis genus*. Честотата на повърхностните инфекции се увеличава, ако се започне ранна агресивна рехабилитация с пасивно движение или ако не се полагат адекватни грижи за раната. Най-често страдащите зони са на горния ръб на пателата или над *tuberositas tibiae*.

Когато не се наблюдава значителна пуруленция или еритема, поведението трябва да включва внимателни превръзки, имобилизация и наблюдение. Необходимо е да се изолира микроорганизъм преди започване на антибиотична терапия и забавяне на рехабилитацията до подобряване на локалния статус на раната.

Когато повърхностната епидермална загуба е в зона под 2-3 кв. см., хирургът би могъл да изчака до образуването на грануляционна тъкан. Ако раната е малка, но в по-лошо състояние, може да се препоръчва маргинален дебридман и вторичен шев.

Формирането на круста след инцизия се различава от тази на контузна рана. Раната трябва да се ревизира при открояването на демаркация.

Най-трудната преценка е определянето дали некрозата ангажира само подкожието или се простира и по-дълбоко. Ако формирането ѝ е скорошно, може да се приеме, че ангажира само повърхностните слоеве.

### **5.5.3 ПЕРИПРОТЕЗНИ ФРАКТУРИ**

Дефиницията на перипротезните фрактури е различна според различните автори. Например фрактура възникваща на 15см от ендопротезата, на 9 см от ставната линия или на 5 см от интрамедуларното стебло. Въпреки това, перипротезната фрактура би могла да се дефинира като всички случаи, при които лечението на фрактурата би могло да окаже влияние върху предшестващата алопластика.

Трудно е да се избере най-подходящият метод за лечение след перипротезна фрактура поради фактори като остеопения, степен на фиксация на импланта, дизайн на импланта, брой и разместване на костните фрагменти, както и общото състояние на пациента.

Следоперативни фрактури могат на настъпят след травма или след повтарящи се натоварвания водещи до стрес фрактури, без предшестваща травма.

В серията наблюдаваме един случай на перипротезна фрактура на дистално бедро, без клинични и рентенологични данни за мобилизация на импланта, поради което бе избран метод за лечение чрез открита репозиция и вътрешна фиксация с анатомична LCP плака и винтове.

Налице са различни теории относно предното задълбаване във фемура, като предразполагащ фактор. Обикновено то се дефинира като предна резекция на повече от 3мм кост от нормалното. Ritter и съавт. (1987) докладват, че предното задълбаване не се свързва с перипротезните фрактури. Scott и съавт. (1988), Zalzal и съавт. (2006), както и много други, вярват че по този начин се поражда стрес зона, която е предпоставка за ранна перипротезна фрактура при пациенти с остеопения. Lesh и съавт. (2000) съобщават, че по този начин се редуцират издръжливостта на огъване с 18%, а на торзия с 39%.

Налични са доклади, че пиновете, използвани при компютърно асистирана артропластика, биха могли да предизвикат фрактура при пациенти с остеопения.

Понякога възникват подобни на компресионните фрактури на латералния бедрен кондил, водещи до рецидив на валгусната деформация. Вярва се, че това се дължи на остеонекроза след обширно мекотъканно освобождаване при пациенти с валгусна деформация или некоригирана валгусна деформация, водеща до повишено натоварване в областта на латералния бедрен кондил.

При използването на удължително стебло, чрез римериране е възможно да се отнеме прекомерно ендосална кост, а крайт на стеблото да се окаже зона за възникване на фрактура.

Тибиялни фрактури възникват при неправилно позициониране на компонента, ятрогенно при безциментна фиксация, след остеотомия на tuberositas tibiae или поради развитието на остеолиза.

Фрактурите на пателата биха могли да се дължат на травма, но в повечето случаи те са стрес фрактури. При тях може да не се наблюдава болка, а само внезапна слабост на екстензорния механизъм, пораждащ затруднения при ежедневни дейности. По-често се срещат при мъжете отколкото при жените, като обикновено са през първата година. Честотата е между 0,15 и 3,7% според различните автори.

#### **5.5.4 ОСТАТЪЧНА ДЕФОРМАЦИЯ**

Счита се, че неуспехът за възстановяване на правилното алиниране на крайника след тотално колянno ендопротезиране, увеличава процента на ревизиите. Рентгенологичната дефиниция за „правилно“ алинирано коляно, след тотално колянno ендопротезиране все още е дискутабилна, но повечето автори, разискващи въпроса за преживяемост на имплантите, приемат за нормално ендопротезираните колена да имат известна девиация от механичната или анатомичната ос. Ние също приемаме отклонение с повече от 3° от биомеханичната ос за неуспех на корекцията. В серията ни тази неточност е от 3,1° до 5,9°

средно 4,3°, като това представлява 10% от случаите. Ревизии, поради износване на материалите или дискомфорт, поради персистиране на деформацията, не са наблюдавани.

Видно от резултатите е, че такива пациенти се наблюдават и в трите изследвани от нас групи, като най-голям е броят им при значителна деформация. Въпреки това не се открива статистически значима разлика в следоперативните резултати на пациентите с коригирана деформация и тези с остатъчна ангулация. Необходимо е да отбележим, че въпреки допуснатите неточности средните наднормени стойности не са значителни, което би обяснило подобряването на симптоматиката и липсата на статистически значима разлика в постигнатата удовлетвореност.

## **5.5 ДОПУСНАТИ ГРЕШКИ**

Предоперативното планиране е ключово за съкращаване на оперативното време и постигане на желаните резултати. Безспорно усложненията не винаги могат да бъдат планирани. Правилната предоперативна преценка за стабилността на ставата се оказва ключова за избора на имплант. Както е видно здравината и опънатостта на LCM е съществена за осигуряване на следоперативната стабилност на ставата. Повечето автори приемат, че при валгусна деформация над 20°, медиалният колатерален лигамент е нефункционален, поради което препоръчват използването на “hinge” имплант. В серията ни сме демонстрирали, че първично коленно ендопротезиране на колена с валгусна деформация над 20° с PS коляно е възможно. Редно е да отбележим обаче, че единственото ни усложнение от медиална нестабилност е при коляното с най-голяма предоперативна деформация. Въпреки, че LCM бе със запазена цялост, предоперативната подвижност на връзката над 1см. би трябвало да ни насочи към имплант с ограничена подвижност. Лакситетът на връзката при колена със значителна деформация се оказва много по-съществен от технически добре направените костни срези и симетричната ставна цепка.

Въпреки, че остатъчна деформация персистира след тотално коленно протезиране, търсенето на техническите неточности би довело до подобряване на техническите умения. Видно е, че наличието на остатъчен деформитет в серията е сравнително малък – 10% и постигнатите следоперативни резултати приемаме за добри, остава въпросът на какво се дължи недокоригираната деформация. Клинично и рентгенологично е постигната добра

ставна стабилност. Това би насочило вниманието ни към костните срези. Недостатък на настоящото изложение е, че не е изследвано алинирането на компонентите. Въпреки това считаме, че основната грешка е, че не се отчитат разликите между варусните и валгусните колена и нередуцирания ъгъл на дисталния бедрен срез от типичните за варусна деформация 5-7°, на до 3° при значителна валгусна деформация. Това отново е обект на предоперативното планиране.

Наличието на повърхностна инфекция няма как да бъде предвидено, но правилната хигиена на раната и навременното му откриване и лечение биха предотвратили риска от ревизия при дълбока инфекция.

## 6. ИЗВОДИ

1. Тоталното коленно ендопротезиране на колена с валгусна деформация се оказва надежден метод за подобряване на клиничните оплаквания.
2. Клиничните оплаквания прогресират с увеличаването на деформацията.
3. Ранното тотално ендопротезиране на колена с валгусна деформация е ключово за добър следоперативен резултат.
4. Използваният метод за мекотъканен баланс осигурява необходимата стабилност, дори за колената с остатъчен валгус дължащ се на неточна костна резекция.
5. Остатъчен валгус до 6° не оказва влияние на клиничните резултати.
6. Не съществува връзка между степента на предоперативна деформация и остатъчния валгус.
7. Използването на импланти за първично ендопротезиране на колена със значителна валгусна деформация е възможно. Контраиндикация се оказва невъзможността за постигане на адекватен мекотъканен баланс.

## 7. ПРИНОСИ

С научно-оригинален характер:

1. За първи път в страната е създаден Протокол за мекотъканен баланс и избор на имплант с или без увеличена стабилност на колянната става при валгусна деформация

С научно-приложен и потвърдителен характер:

2. Проследяването на 84 пациенти, с валгусна деформация на коляното, лекувани чрез колянна ендопротезиране, дава възможност да се изработи практически приложим протокол за оценка на етапите на хирургичното лечение.

3. Направен е анализ и е доказано, че използването на импланти за първично ендопротезиране на колена със значителна валгусна деформация е възможно.

4. За първи път в България се създава научен подход за анализ на функцията и стабилността на колянната става при съществуваща валгусна деформация след ендопротезиране.

## 8. ПУБЛИКАЦИИ

Nikolay Dimitrov, Boris Matev, Hristo Georgiev, Margarita Kateva, Boyan Hristov, Nikolay Yordanov RECURRENT DISLOCATION OF THE STERNOCLAVULAR JOINT IN ACTIVE TEENAGERS Comptes rendus de l'Acade'mie bulgare des Sciences, Vol 71, No4, pp.550-558

Yordanov, N. et al. Ендопротезиране при валгусно коляно / N. Yordanov, O. Mladenov, A. Andreev, G. Petrov, N. Dimitrov. // *Ortop. i travmatol.*, 53, 2016, N 2, ISSN 0473-4378, с. 100-104, Sum. Bulg., Engl. 11 ref.

Yordanov, N. et al. Ендопротезиране на валгусно коляно - хирургично предизвикателство (част 2) / N. Yordanov, A. Andreev, M. Katarova, N. Dimitrov. // *Ortop. i travmatol.*, 57, 2020, N 2, ISSN 0473-4378, с. 65-80, 1 tabl., 1 fig. Sum. Bulg., Engl. 31 ref.