

**МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ - СОФИЯ**

**Медицински факултет**

**КАТЕДРА ПО ОРТОПЕДИЯ И ТРАВМАТОЛОГИЯ**

**Д-р Николай Стоянов Йорданов**

**Ендопротезиране при валгусно коляно**

**Дисертация**

**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**

## СЪДЪРЖАНИЕ

1. УВОД.....	5
2. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР.....	7
2.1 АНАТОМИЯ И БИОМЕХАНИКА НА КОЛЯНОТО.....	7
2.2 МЕТОДИ НА ЛЕЧЕНИЕ ПРИ ВАЛГУСНОТО КОЛЯНО.....	14
2.2.1 ПОДОБРЯВАНЕ НА СТАВНАТА БИОЛОГИЯ.....	15
2.2.2. КОРИГИРАЩИ ОСТЕОТОМИИ.....	17
2.2.2.1 ТИБИАЛНА ОСТЕОТОМИЯ.....	17
2.2.2.2 ТОТАЛНО КОЛЕННО ЕНДОПРОТЕЗИРАНЕ СЛЕД ПРОКСИМАЛНА ТИБИАЛНА ОСТЕОТОМИЯ.....	19
2.2.2.3 ОСТЕОТОМИЯ НА ДИСТАЛЕН ФЕМУР.....	20
2.2.2.4 УНИКОНДИЛНА АРТРОПЛАСТИКА.....	21
2.2.5 ТОТАЛНО КОЛЕННО ЕНДОПРОТЕЗИРАНЕ.....	22
2.2.6 АРТОЗА НА ПАТЕЛОФЕМОРАЛНА СТАВА.....	23
2.3 ДИЗАЙН НА КОМПОНЕНТИТЕ ЗА ТОТАЛНО КОЛЕННО ЕНДОПРОТЕЗИРАНЕ.....	24
2.3.1 ЕДИН И МНОЖЕСТВЕН РАДИУС.....	24
2.3.2 СТАБИЛНОСТ И ПОДВИЖНОСТ.....	25
2.3.3 ФИКСИРАНА И МОБИЛНА ПЛАТФОРМА.....	25
2.3.4 ПАТЕЛАРНА КОМПОНЕНТА.....	27
2.4 АЛИНИРАНЕ НА КОМПОНЕНТИТЕ.....	27
2.4.1 БЕДРЕНА КОМПОНЕНТА.....	27
2.4.2 ТИБИАЛНА КОМПОНЕНТА.....	28
2.4.3 ПАТЕРАЛНА КОМПОНЕНТА.....	28
2.4.4 КОНЦЕПЦИИ ЗА ПРАВИЛНО АЛИНИРАНЕ.....	29
2.4.4.1 МЕХАНИЧНО АЛИНИРАНЕ.....	29
2.4.4.2 АНАТОМИЧНО АЛИНИРАНЕ.....	30
2.4.4.3 КОРИГИРАННО МЕХАНИЧНО АЛИНИРАНЕ.....	31
2.4.4.4 КИНЕМАТИЧНО АЛИНИРАНЕ.....	31
2.4.4.5 ОГРАНИЧЕНО КИНЕМАТИЧНО АЛИНИРАНЕ.....	31
2.5 МЕКОТЪКАНЕН БАЛАНС.....	32
2.6 ОБОБЩЕНИЕ НА ДАННИТЕ ОТ ЛИТЕРАТУРНИЯ ОБЗОР.....	36
3. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ.....	37
4. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ.....	38
4.1 КЛИНИЧЕН МАТЕРИАЛ.....	38

<b>4.2 ДИАГНОСТИЧНИ И ТЕРАПЕВТИЧНИ МЕТОДИ</b> .....	41
<b>4.2.1 ОБРАЗНИ МЕТОДИ</b> .....	41
<b>4.2.2 КРИТЕРИИ ЗА ОЦЕНКА</b> .....	42
<b>4.2.3 ХИРУРГИЧНА ТЕХНИКА</b> .....	42
<b>4.2.3.1 ЛАТЕРАЛЕН ПАРАПАТЕЛАРЕН ДОСТЪП</b> .....	43
<b>4.2.3.2 МЕДИАЛЕН ПАРАПАТЕЛАРЕН ДОСТЪП</b> .....	45
<b>4.2.3.3 КОСТНА РЕЗЕКЦИЯ</b> .....	46
<b>4.2.3.4 МЕКОТЪКАННО ОСВОБОЖДАВАНЕ</b> .....	47
<b>4.2.3.5 ПАТЕЛО-ФЕМОРАЛНО ОСВОБОЖДАВАНЕ</b> .....	49
<b>4.2.4 РАНЕН СЛЕДОПЕРАТИВЕН ПРОТОКОЛ</b> .....	50
<b>4.3 СТАТИСТИЧЕСКИ МЕТОДИ</b> .....	52
<b>5. РЕЗУЛТАТИ</b> .....	54
<b>5.1 ДОСТОВЕРНОСТ НА ИЗМЕРВАНИЯТА</b> .....	54
<b>5.2 АЛАЛИЗ НА РЕЗУЛТАТИТЕ</b> .....	54
<b>5.3 МЕЖДУГРУПОВ АНАЛИЗ</b> .....	62
<b>5.4 ОСТАТЪЧЕН ВАЛГУС</b> .....	68
<b>5.5 УСЛОЖНЕНИЯ</b> .....	75
<b>5.6 ПРОТОКОЛ ЗА МЕКОТЪКАНЕН БАЛАНС</b> .....	80
<b>6. ДИСКУСИЯ</b> .....	82
<b>6.1 ПРЕДОПЕРАТИВНО ПЛАНИРАНЕ</b> .....	82
<b>6.2 ХИРУРГИЧЕН ДОСТЪП</b> .....	85
<b>6.3 АЛИНИРАНЕ</b> .....	89
<b>6.4 ИЗБОР НА ИМПЛАНТ</b> .....	92
<b>6.5 УСЛОЖНЕНИЯТА</b> .....	102
<b>6.5.1 НЕСТАБИЛНОСТ</b> .....	102
<b>6.5.2 ПОВЪРХНОСТНА ИНФЕКЦИЯ И КОЖНА НЕКРОЗА</b> .....	105
<b>6.5.3 ПЕРИПРОТЕЗНИ ФРАКТУРИ</b> .....	106
<b>6.5.4 ОСТАТЪЧНА ДЕФОРМАЦИЯ</b> .....	108
<b>6.5 ДОПУСНАТИ ГРЕШКИ</b> .....	109
<b>7. ИЗВОДИ</b> .....	110
<b>РЕФЕРЕНЦИИ:</b> .....	111

## **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 – Анатомично 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 [38, 49, 100, 128, 134, 137, 147, 156, 168]. В самото начало процедурата се е предлагала на сравнително възрастни пациенти със заседнал начин на живот [72, 130]. По настоящем ТКЕ се е доказало като ефикасно и устойчиво както за млади и физически активни индивиди, така и за възрастни [46, 52, 69, 155, 159, 161]. 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 [38, 128, 134, 137, 146, 156]. 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. Общоизвестни 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 [68]. 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 [34]. 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 УСБАЛЮ „Проф. Б. Бойчев“ за периода 01.10.2011- 30.06.2020 г.

## 2. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

Дегенеративните ставни заболявания обхващат възрастта над 35 години и се обуславят от механични и биологични фактори, водещи до дестабилизиране на нормални процес на синтез и деградация на хондроцитите на ставни хрущял, екстрацеуларния матрикс и субхондралната кост. Тези изменения се изразяват в увеличено водно съдържание, намалено съдържание на протеогликани и изменен колагенен матрикс – всичките водещи до влошаване качествата на ставния хрущял [107]. Настъпва дегенерация на ставния хрущял с вторично костно увреждане и възпалително разрастване на ставната обвивка. Синоними са: остеоартроза, остеохондроза, деформираща артроза, дегенеративна остеоартроза, дегенеративна артропатия.

Остеоартрозата може да бъде класифицирана като първична или вторична. Първичната се дължи на непълноценност на хрущяла (възраст, пол, хормони, хранене). Причина за вторичната артроза може да бъде: наднормено тегло, абнормен контур на ставните повърхности, лошо алиниране на ставата, ставна нестабилност, генетична или еволюционна патология, метаболитни или ендокринни заболявания, възпалителни заболявания, остеоонекроза [67].

Най-често засегнати са, на първо място гръбначния стълб, последван от колянната, тазобедрената, раменната и други стави.

### 2.1 АНАТОМИЯ И БИОМЕХАНИКА НА КОЛЯНОТО

Коляното е ставата между фемура - проксимално и тибията – дистално, заедно с една голяма сезамовидна кост – патела, която артикулира само с бедрената кост. Оста на бедрото и оста на големия пищял сключват в коронарен план валгусен ъгъл от  $4.9^\circ (\pm 0.7^\circ)$ , т.нар. анатомични оси. Механичната ос на крайника се определя от центъра на бедрената глава към интеркондилното пространство, *eminentia intercondylica* и средата на тало-круралната става. Ставната повърхност на фемура е в  $85^\circ$  спрямо анатомичната ос на бедрото и е във валгус. Артикулиращата повърхност на тибиялното плато е наклонена слабо във варус от  $1^\circ$  [68]. Тези параметри не се променят с възрастта на индивида [35, 68, 81, 85 108].

Кръвообращението на бедрената кост се поддържа основно от нейните хранещи артерии. Те са разклонения на първия или втория перфорантни клонове на *a. profunda femoris*. Дисталната метафиза на фемура в детството има самостоятелно кръвоснабдяване, което по-късно се присъединява към диафизарната циркулация. В епифизата, медиалният феморален кондил получава кръвоснабдяване от дълбокия клон на *a. superior medialis genus* и краниалния клон на *a. inferior medialis genenus*. Латералният бедрен кондил получава своето кръвоснабдяване от *a. superior lateralis genus*. Тези три артерии кръвоснабдяват супракондилните зони [4, 65].

*Fossa intercondylaris*, както и *lig. cruciatum ant.* се кръвоснабдяват от клончета на *a. genicularis media* [15].

Епифизарната линия лежи проксимално на лигаментарните инсерции. Кондилите са насочени назад, като *fossa intercondylaris* в сагитален план лежи под  $40^\circ$  спрямо оста на бедрената кост. При аксиален поглед се вижда, че височината на латералния кондил е по-голяма от тази на медиалния, както и цялостната му ориентация е права в сравнение с извития медиален кондил. Тези разлики в подреждането и ориентацията са свързани с винтов механизъм. Когато коляното достигне пълна екстензия, тибията се ротира навън спрямо фемура, като медиалното плато следва извивката на медиалния кондил.

Ставните повърхности на големия пищял са приблизително перпендикулярни на надлъжната ос на костта [65,68]. Тибиялното плато представя цялата дистална ставна повърхност на коляното. В коронарен план платото е относително плоско, като медиалната част е по-голяма от латералната. В сагитален план медиалното плато е вдлъбнато, а латералното изпъкнало. Тези две тибиялни повърхности са разделени от *eminentia intercondilica*, която също е покрита със ставен хрущял. Тибиялното плато е наклонено назад с около  $7^\circ$ , но наклона на цялата става е намален до  $3^\circ$  от наличните менискуси. Платото е наклонено във варус с около  $3^\circ$ , т.е. ставната повърхност е с медиален наклон.

Третата костна структура в коляното е пателата. Капачето е сезамовидна кост в сухожилието на четириглавия бедрен мускул, изцяло зависима от функцията му. Представлява здрава ламеларна структура [22, 59, 64, 79, 84].

При нормално функциониране, капачето артикулира само с фемура, без големия пищял, чрез двете си фасетки – медиална и латерална. Те никога не са в пълен контакт с бедрената кост, поради закръглената повърхност на двата кондила. По време на своето движение фемурът прави контакт с цялата повърхност на пателата, но артикулира само с част от нея в отделните фази на сгъване. В началото на флексията по-широката външна повърхност на капачето артикулира с предната част на латералния кондил чрез дисталната зона на латералната фасетка. Между 30° и 45° пателата би трябвало да контактува с медиалния и латералния кондили чрез средната си част. При 90° сгъване на коляното, капачето контактува с бедрената кост чрез проксималната част на двете си фасетки. Когато сгъването е над 135°, пателата “язди” проксимално интеркодилерната зона. Няма контакт с фемура чрез пателарния гребен, но пателата артикулира с най-медиалната част на медиалната фасетка, т.нар. “трета фасетка” и латералната половина на латералната фасетка. Това е единствената позиция на контакт на третата фасетка [59].

Редица автори описват анатомията на съдовете на капачето и тяхната връзка със следтравматичната и следоперативна исхемичната некроза [26, 142, 145]. Пателата е заобиколена от съдов пръстен от анастомози, който формира екстраосалния артериален модел. Основните съдове, които формират този пръстен се разделят на четири зони. Горно-вътрешният квадрант е съставен от *a. genicularis descendens* и *a. superior medialis genus*. Тези анастомози преминават латерално, над основата на пателата, заедно с *a. genicularis superior lateralis* чрез *a. suprapatellaris transversalis* кръвоснабдяват горно външния квадрант. Долно-външният квадрант се кръвоснабдява от анастомози на *a. inferior lateralis genus* и *a. recurrens tibialis anterior*. Дисталното кръвообращение е завършено чрез анастомоза с *a. genicularis inferior medialis*, чрез *a. infrapatellaris transversalis*.

Wiberg описва няколко вариации във формата на капачето. I-ви тип се характеризира с еднакъв размер на медиалната и латералната фасетки. При II-ри тип, най-често срещания, медиалната фасетка е по-малка от латералната (около  $\frac{1}{2}$ ) [172]. В тип III медиалната фасетка почти липсва. Пателата изглежда като една широка фасета, без медиална изпъкнала ивица. По-късно Baumgartl разширява тази класификация [64]. Тип II/III представлява комбинация, при която медиалната фасетка не е вдлъбната, а плоска. Тип IV има много малка медиална фасетка или тя липсва. Тип V или “Ловджийска шапка” няма медиална фасетка и

пателарния гребен липсва. При тип V, също така, се показва и латерална сублуксация [19, 97].

Ориентацията на екстензорният механизъм на коляното е във валгус, така че оста на *m. quadriceps femoris* от центъра на пателата до *tuberositas tibiae* лежи  $10^\circ$  до  $15^\circ$  латерално от оста: *spina iliaca anterior superior*-център на капачето. Този ъгъл е познат като Q-ъгъл и събужда сили на външно теглене върху пателата. Медиалното и латерално плъзгане на капачето по-нататък се повлиява от косите фибри на *m. vastus medialis* и *m. vastus lateralis*. Пателата се стабилизира и от патело-феморалните лигаменти – двустранно, както и от медиалния и латерален парапателарни ретинакулуми.

Най-здравата част на дълбокия слой на медиалната колатерална връзка е с посока почти успоредна на предната кръстна връзка в екстензия. В максимална флексия инсерцията на връзката се измества напред от оста на сгъване, предавайки на влакната перпендикулярна на тибиялното плато посока.

Повърхностният слой на медиалната колатерална връзка се разполага лонгитудинално в междинния слой (II). При флексия той остава перпендикулярно на тибиялната ставна повърхност, но се плъзга назад спрямо тибията с изместването на фемура назад. Във флексия предните фибри на връзката се натягат, докато задните се разхлабват. Обратното се получава при екстензия.

Основната функция на медиалните мекотъканни структури е да контролират валгусната нестабилност. Мускулното действие се подсилва основно от мускулната група на *res anserinus*. Когато коляното е в екстензия или близо до екстензия, групата почти повтаря посоката на медиалната колатерална връзка. Медиалната колатерална връзка, със своя дълбок слой подпомага предната кръстна връзка в ограничаването на трансляцията напред на тибията спрямо фемура. Задната част на медиалната колатерална връзка, задният кос лигамент (в частност в мениско-феморалната си част) стабилизират постеро-медиалния отдел на коляното.

Най-повърхностният слой на вътрешната част на коляното (I) се явява продължение на дълбоката фасция на бедрото и *m. sartorius*. Пред повърхностния слой на медиалната колатерална връзка фибрите на двата слоя (I и II) стават неразделни. Отзад, където слой II

и III стават неразделни, сухожилията на *m. gracilis* и *m. semitendinosus* припокриват ставата между слоеве I и II.

Външната страна на коляното се състои също от три слоя лигаментарни структури. Дълбокият слой (слой III) представлява ставната капсула и нейните задебеления. Капсулата може да бъде разделена на предна, средна и задна част, както на мениско-феморална и мениско-тибиална част. Съществуват няколко различия между медиалната и латерална части на колянната става [29, 149].

Латералният менискус е по-слабо фиксиран към тибията от медиалния. Поради факта, че латералния фемур и тибия са по - конвексни, латералният менискус изпълнява по-важна роля по отношение на натоварването във външната част на ставата, отколкото медиалния менискус от вътрешната. В латералната част на ставата се намира и сухожилието на *m. popliteus*, което преминава зад периферната инсерция на меникуса и се захваща за околната ставна капсула. Кръвоснабдяването в областта се извършва чрез *a. inferior lateralis genuis* - клон на *a. poplitea*, която навлиза в капсулата пред сухожилието на *m. popliteus* и кръвоснабдява областта на периферната инсерция на латералния менискус [6]. Зад сухожилието на *m. popliteus* артерията върви между двете части на дълбокия слой на ставната капсула.

Налице са няколко задебелявания на най-дълбокия слой (слой III) на капсулата. *Ligamentum collaterale laterale* (или *Ligamentum collaterale fibilare*) представлява плътна лента от надлъжен колаген, която лежи свободно между двата дълбоки слоя и води своето начало от фибулата и латералния епикондил на бедрената кост

Сухожилието на *m. popliteus* функционира в много случаи като връзка. Мускулът отключва коляното (или ротира навътре тибията) при флексия на ставата от крайна екстензия [15]. *M. popliteus* действа повече като ротатор, отколкото като флексор или екстензор. Прави, също така впечатление, че линията на теглене на това сухожилие, латералният колатерален лигамент и аркуатния комплекс поддържат задната кръстна връзка в резистирането на задната трансляция на тибията спрямо фемура [102, 113].

Латералният колатерален лигамент е най-активния рестриктор на варус-стреса на коляното, въпреки че е отпуснат при флексия [18].

Най-повърхностният слой (I) от външната страна на коляното е продължение на дълбоката фасция на бедрото и подбедрицата. Тази фасция обгръща tractus iliotibialis в антеро-латерална позиция, а задно-латерално покрива сухожилието на m. biceps femoris. N. peroneus communis лежи дълбоко в този слой, зад сухожилието на m. biceps femoris, където излиза повърхностно зад главичката на фибулата. Напред повърхностният слой покрива капачето [102, 113].

Средният слой (II) на латералната страна на коляното представлява ретинакулума на капачето, който в трансверзален план води началото си от tractus iliotibialis и ставната капсула и се насочва медиално към ръба на пателата.

Tractus iliotibialis (слой I) също действа като страничен стабилизатор със своите дълбоки фибри. Съществува интимна връзка между задните части на tractus iliotibialis и septum intermusculare, така че дисталните фибри и linea aspera формират един функционален лигамент от linea aspera до tuberculum Gerdy (tuberculum anterolaterale tibiae). Müller нарича тази група от фибри “антеро-латерален тибιο-феморален лигамент” [18]. Същият се явява вторичен стабилизатор по отношение на предното изместване на тибията спрямо фемура.

Пателарното сухожилие е може би най-значителната нелигаментарна структура в колянната става и представлява най-значителната част от m. quadriceps, дистално от пателата. Като продължение на четириглавия бедрен мускус, пателарното сухожилие води началото си от пателарния връх, долния полюс на капачето и завършва в tuberositas tibiae. Покрито е в паратенон и се кръвоснабдява от латералната и медиалната долни колянни артерии чрез мастното тяло. Мастното тяло на Hoffa е свързано в горния си край към сухожилието. В долния край на lig. patellae, зад него се намира bursa infrapatellaris profunda.

Основното движения в колянната става – флексия и екстензия се извършват в сагиталната равнина. Въпреки това, коляното не е обикновена шарнирна става и минимални движения в останалите равнини подпомагат сгъването и разгъването на ставата. Основната крива на флексия и екстензия може да се раздели на три етапа:

- **Заклучване (5°-10°)** Бедрената кост е в неутрално положение спрямо големия пищял при 10° флексия и започва да се ротира навътре при екстензия. При пълна екстензия в колянната става фемура е във вътрешна ротация спрямо тибията,

четирилостовият механизъм на кръстните връзки е опънат, а ставата е заключена. Центърът на тежестта се намира пред центъра на ротация на ставата, а балансът се подпомага от пасивната съпротива на задно-страничните структури. Това позволява съкращението на квадрицепса да спре в даден момент, а позицията на ставата да се запази пасивно с минимален енергиен разход. „Отключването“ се извършва с помощта на *m. popliteus*, а бедрената кост започва своята външна ротация, с началото на флексията.

- **Функционална крива (10°-120°).** Този диапазон се свързва с продължаващата външна ротация на фемура. Докато се извършва флексията, по-малкият латерален кондил започва да се приплъзва назад, докато по-големият медиален бедрен кондил относително запазва положението си спрямо тибията. С този факт се обяснява и цялостната външна ротация на фемура. Счита се за „активна“ част, понеже мускулите и лигаментарният апарат контролират степента на движението.
- **Дълбока флексionна крива (120°-145/160°).** Този обем се свързва с продължаващата външна ротация на бедрото, като и двата кондила се плъзгат назад. Плъзгането и завъртването позволяват на бедрената кост да се отдалечи от тибията, постигайки по-голяма флексия. Движението е “пасивно”, понеже може да бъде постигнато единствено с мануална помощ или при клякане.

За да се определят силите на компресия, действащи върху феморо-тибиалната и патело-феморалната стави, може да се използва статичен анализ. Тези сили се увеличават със степента на флексия, а също така зависят от факта дали долният крайник е в покой или във фаза на люлеене. Фазата на покой от своя страна се дели на еднонога опора и двуног стоеж. Въпреки това, максималната флексия в коляното при натоварване на единия крак варира според предприетата дейност, например тя е около 20° при ходене по равна повърхност, 60° при качване по стълби, 85° при слизане. В резултат на това може да се направи извода, че силите действащи върху колянната става могат да бъдат много вариабилни, и всеки анализ следва да отразява точното състояние на натоварване.

По време на едноног или двуног стоеж: коляното е в пълна екстензия; няма период поддържащ натоварването на горната част на тялото; квадрицепсът не се съкращава. Силите приложени върху феморо-тибиалната става са практически равни на силите необходими да поддържат тежестта на тялото. Теглото на крайника под коляното представлява около 5%

от тежестта на тялото и може да бъде игнорирано, затова всяка става е подложена на компресивни сили равни на половината от теглото на тялото при двунога опора и на цялото тегло при еднонога.

Силите действащи на феморо-тибиалната става се увеличават значително при флексия. Те се сумират от реакцията на повърхността при стъпване и силата на квадрицепса. Често даван пример за илюстриране на пиковите сили в феморо-тибиалната става е при изкачване на стълби. Стандартната височина на едно стъпало е около 15-20 см., което изисква около 60° сгъване в коляното. Анализите показват, че силите действащи на феморо-тибиалната става надвишават около 5 пъти тежестта на тялото.

В заключение, следните твърдения са приложими при статичният анализ:

- *M. quadriceps femoris* осигурява цялата необходима за екстензията на коляното сила и упражнява сили на теглене през пателарното сухожилие.
- Силата, упражнявана от основата на която се стъпва, е равна по големина и противоположна по посока на тежестта на тялото.

Компресивната сила в патело-феморалната става е резултантна от действието на квадрицепса и пателарното сухожилие, а също се покачва и при флексия в коляното. При 60° флексия по време на еднонога опора при изкачване на стълби, силата действаща в патело-феморалната става е изчислена на около четири пъти телесното тегло.

## **2.2 МЕТОДИ НА ЛЕЧЕНИЕ ПРИ ВАЛГУСНОТО КОЛЯНО**

Клиничните симптоми на гонартрозата варират от леки до инвалидизиращи.

Първоначално лечението следва да бъде консервативно. В активната фаза покоеят е задължителен, при наличие на оток се препоръчва криотерапия, пункция на ставата, локално приложение на кортикостероиди; при болка – криотерапия, аналгетици, НСПВС; при мускулни контрактури – миорелаксанти, физикална терапия, масаж. При хроничната форма криотерапията се заменя с топлинни процедури, покоеят се заменя с активна ЛФК, подходяща е хондропротективна терапия. Промяната на режима на физическо натоварване

и почивка оказва благоприятно влияние. Наднорменото тегло определено е рисков фактор за развитието на страданието, а нормализирането му спомага за забавяне на прогресията.

Описани са редица техники за оперативно лечение. Изборът на процедура зависи от тежестта на заболяването, възрастта и очакванията на пациента. Цели се:

а) Подобряване на ставната биология чрез:

- Редуциране на болката – денервация, тоалет на ставата
- Трофика - синовектомия
- Кръвоснабдяване – декомпресия, бориране

б) Подобряване на ставната механика посредством коригиращи остеотомии

в) Артропластика

г) Артродеза

### **2.2.1 ПОДОБРЯВАНЕ НА СТАВНАТА БИОЛОГИЯ**

Тоалетът на ставата (дебридман) включва субтотална синовектомия, резекция на остеофитите, отстраняването на ставни мишки и увредените части от менискусите, както и хондропластика. Много автори съобщават за отлични резултати, лекувайки гонартроза чрез открит дебридман. Magnuson и съавт. приемат, че отстраняването на менискусите и дразнещите продукти от ставната деградация водят до облекчение на болката и намаляване или прекратяване прогресията на заболяването [98]. Самата операция, обаче се оказва болезнена и често изисква продължително, над 6 месеца възстановяване.

С развитието на артроскопската хирургия, използването на откритата техника е все по-рядко.

Предимствата са:

- Значително по-малки оперативни достъпи
- Постоперативната болка е по-слаба и рехабилитацията може да бъде ускорена

- Компликациите по вид са еднакви, но при артроскопията те са снижени значително
- Артроскопията предлага значителни икономически предимства в ерата на нарастващите разходи за здравеопазване

Множество проучвания съобщават за предимствата на артроскопския дебридман при гонартроза. Повечето от тях докладват за успех при около 70% от случаите, а дългосрочните резултати са по-благоприятни в сравнение с тези след самостоятелен лаваж [70].

Болни с рентгенографски данни за осева девиация, особено валгусна, не съобщават за съществено подобрене след този тип лечение.

Артроскопският дебридман включва оглед на цялата колянна става. „Ставните мишки“ се отстраняват, както и менискалните лезии. Увреденият ставен хрущял се ексцизира и заглажда. Блокиращите движения остеофити се отстраняват, а възпалената синовия се ексцизира. Агресивното отстраняване на менисци и ставен хрущял трябва да се избягва, понеже това може да влоши състоянието и да стимулира развитието на остеоартрозата.

Meuys и съавт. съобщават за трансплантация на 59 остеохондрални алографта при 58 пациенти с различни диагнози [105]. 77.5% от проследените 40 колена, на 2 и 10 година са показали задоволителни резултати. Въпреки това, само 30% от групата с артрозни изменения са с подобен резултат. Jamali и съавт., докладват добри резултати при 20 колена след остеохондрална трансплантация, но описва техниката като спасителна процедура за млади, активни пациенти със значителна хрущялна дегенерация [77].

Brittberg докладва резултати при автоложна хондроцитна трансплантация на 23 колена със значителни хондрални дефекти [28]. Здрави хондроцити биват добити от интактна зона на страдащото коляно. Култивират се в тъканна среда, след което се инжектират в хрущялния дефект и се покриват с периост по съседство от проксимална тибия. На втората година след трансплантацията 14 от 16 пациента с дефект на бедрените кондили, показали добри или отлични резултати. Въпреки това, само 2 от 7 пациента с ретропателарна трансплантация имали същите резултати. Peterson препоръчва процедурата само за дефект на фемура и за пациенти под 50 години [125]. В САЩ, Shortkoff демонстрира задоволителни резултати при краткосрочно проследяване, но отбелязва лимитирани индикации – изолирана лезия,

обхващаща цялата дебелина, IV степен бедрен дефект и тибиялна повърхност с не повече от II степен хондромалация [150].

По-скорошни проучвания показват, че автоложната хондроцитна трансплантация с нищо не превъзхожда други методи на лечение, като микрофрактурирането и мозаичната пластика [54, 89]. Настоящите данни не са достатъчни, за да може хондроцитната имплантация да се приеме за по-ефективен от други методи за лечение. Пациентите, също така трябва да са склонни да ограничат физическата си активност за 12 месеца, време необходимо за съзряване на новият хрущял.

## **2.2.2. КОРИГИРАЩИ ОСТЕОТОМИИ**

### **2.2.2.1 ТИБИАЛНА ОСТЕОТОМИЯ**

Проксималната тибиялна коригираща (отворена и затворена) остеотомия е добре известна процедура за лечение на начални дегенеративни промени. В литературата се съобщават приблизително 80% задоволителни резултати при 5 годишно проследяване. Въпреки това има тенденция към редуциране с времето, за сметка на уникондилното ендопротезиране. Все пак, високата тибиялна остеотомия остава полезна процедура за правилно подбраните пациенти.

Някои автори съобщават за артроскопски доказателства за фиброхрущялно възстановяване на дефекта при пациенти претърпели висока тибиялна остеотомия. При повторна артроскопия на 58 колена, 18 месеца след остеотомия със затворен клин, Kanamiya и съавт., откриват само 3 стави с данни за възстановяване, а 55% имат цялостно или частично покритие на лезията с фиброхрущял [80]. Валеганов и съавт., също отбелязват репаративни белези във феморо-тибиялната става 12 години след проксимална тибиялна остеотомия, но не отчитат осезаемо влияние върху феморо-пателарната става [1].

Описани са редица техники за валгизираща висока тибиялна остеотомия. Най-често използвани са три типа: медиална с отворен клин, латерална със затворен клин и овоидна. Техниката с най-дълго проследяване е описаната от Coventry латерална остеотомия със затворен клин [41]. Медиалната остеотомия с отворен клин и костен шпан от crista iliaca и ригидна фиксация е представена от Hernigou [63].

Изолираните лезии на латералният отдел на колянната става не са толкова чести колкото на медиалният. Варизиращите остеотомии за корекция на валгусна деформация са рядко при пациенти с артроза. Стефан Велеганов в своя дисертационен труд разглежда лечението на гонартроза с висока клиновидна остеотомия на тибията, при колена с варусна и валгусна деформация, като отчита значителна редуция на болковата симптоматика при пациенти с минимална ъглова деформация на ставата [2]. Coventry препоръчва медиална остеотомия със затворен клин за корекция на валгусна деформация [39]. Въпреки това, при валгус повече от 12° или при ставен наклон на тибията повече от 10°, той препоръчва супракондилна бедрена остеотомия.

Дългосрочните проследявания (повече от 10 години) потвърждават тенденцията за влошаване на резултатите с времето. Повечето съобщения докладват задоволителни резултати при 80% от случаите на 5 година и 60% на 10 година след проксимална тибиялна остеотомия. Верман и съавт. съобщават за 57% задоволителни резултати при 15-годишно проследяване на 37 пациенти, като отбелязва няколко фактора свързани с постигането на желаните резултати:

1. Възраст под 60 години.
2. Артрозни изменения, обхващащи само един отдел на ставата.
3. Лигаментарна стабилност.
4. Предоперативен обем на движение от минимум 90° [21].

Недков и съавт. проследяват 93 коригиращи тибиялни остеотомии при 90 болни, за среден срок на проследяване от 6,8 години, като отчитат добри и много добри резултати при 85% от случаите [8]. Sprenger и Doerzbacher дават 90% удовлетвореност на 10 година при ретроспективно проучване на 76 болни след остеотомия със затворен клин [153].

Coventry описва техника за валгизираща остеотомия чрез резекция на главата на фибулата.

У нас Холевич, Джеров и Владимиров въвеждат своя модификация на остеотомията на проксимална тибия по Coventry, като отчитат отлични резултати при 70% от случаите и усложнения от забавена консолидация, и инфекция при останалите 30% [3].

Schwartzman и съавт. подкрепят употребата на рингови външни фиксатори след перкутанна тибиялна остеотомия, дистално от tuberositas tibiae, които позволяват точна постоперативна корекция под контрола на рентгенографии с натоварване [143]. Той приема, че оздравителните процеси са по-надеждни след перкутанна остеотомия с отворен клин, отколкото след открита такава, а позиционирането на остеотомията под tuberositas tibiae минимизира риска за patella baja и костна загуба от проксимална тибия, която по-нататък би могла да затрудни тоталното колянно ендопротезиране. Той също цитира като преимущество възможността за трансляция на дисталния фрагмент, за възстановяване на механичната ос на крайника, подобряване на стабилността на фиксацията и незабавната възможност за обем на движение до 90°. Недостатъци на метода се оказват нетолерирането на фиксатора от пациентите, разхлабване на пиновете, възможна инфекция по хода на иглите и необходимостта от чест постоперативен контрол.

#### **2.2.2.2 ТОТАЛНО КОЛЕННО ЕНДОПРОТЕЗИРАНЕ СЛЕД ПРОКСИМАЛНА ТИБИАЛНА ОСТЕОТОМИЯ**

Повечето проучвания за артропластика след тибиялна остеотомия показват намаляване на отличните и добри клинични резултати, в сравнение с тези без предшестваща оперативна интервенция. Уникондилното ендопротезиране показва лоши резултати след проксимална тибиялна остеотомия. Rees и съавт., съобщава за 28% провали при 5 години проследяване на уникаондилните ендопротези след тибиялна остеотомия [132]. Според Meding резултатите на тотално колянно ендопротезиране след тибиялна остеотомия не се различават значително от тези при пациенти с първично ендопротезиране [104]. Артропластиката след остеотомия обаче остава технически по-трудна. Haddad и Bentley сравняват 50 пациенти с тотално колянно ендопротезиране след проксимална тибиялна остеотомия с 50 пациенти, еднакви по пол и възраст, с първично колянно ендопротезиране [60]. Те не откриват разлика в постоперативните резултати, но съобщават, че хирургичната интервенция при пациентите с остеотомия изисква повече оперативно време.

Оперативната техника за тотално колянно ендопротезиране при пациенти с проксимална тибиялна остеотомия може да бъде затруднена от няколко фактора, според Gill и съавт. [56].

При 30 пациенти с остеотомия, претърпели тотално колянno ендoпротезиране, те изпитали затруднения при адекватното визуализиране на структурите; повишена подвижност на латералната или медиална колатерални връзки; фиброзирали задна кръстна връзка като предпоставка за задна сублуксация; по-изразени промени в латералното тибиялно плато, изискващи използването на костен присадък или аугмент; затруднено алиниране на импланта при използването на латерален или заден офсет на проксималния фрагмент; необходимост от остеотомия на *tuberosity tibiae* при наличие на *patella baja*.

### **2.2.2.3 ОСТЕОТОМИЯ НА ДИСТАЛЕН ФЕМУР**

При валгусна деформация на коляното повече от 12°-15° или девиация на ставната линия повече от 10° спрямо хоризонталната равнина, Coventry препоръчва варизираща дистална бедрена остеотомия пред варизираща проксимална тибиялна остеотомия [40]. В своето проучване Verruto и съавт. откриват, че функционалните резултати след супракондилна бедрена остеотомия не се различават значително от тези след тотално колянno ендoпротезиране, поради което приемат, че бедрената остеотомия може да бъде алтернатива на артропластиката за физически активни пациенти под 65 години и валгусна деформация до 15° [23]. Много автори съобщават от 71% до 86% добри и отлични резултати при пациенти с бедрена остеотомия.

Въпреки, че Beyer, Lewallen, Hanssen докладват за задоволителни резултати при 94% от 18 тотални колянни артропластики след дистална бедрена остеотомия, усложнения настъпват при 13 от тях, повечето от които технически, като трудна експозиция поради фиброзиране и трудности при отстраняването на остеосинтезата [25]. Най-трудното препятствие се оказва невъзможността за възстановяване на желания анатомичен валгус от 5° до 10° градуса.

#### 2.2.2.4 УНИКОНДИЛНА АРТРОПЛАСТИКА

Уникондилното ендопротезиране е все по-малко спорно. Ранните съобщения дават противоречиви данни. Скорошни дългосрочни проучвания показват резултати, сравними с тези при тотална колянна артропластика при правилно подбрани пациенти.

В сравнение с проксималните тибиялни остеотомии, уникондилното ендопротезиране е с по-малко усложнения и с по-висок процент на преживяемост. Pandit съобщава за 97% преживяемост на уникондилната Oxford-протеза след 7 години [120], а Weale и Newman докладват 88% пет-годишна преживяемост на уникондилна протеза с фиксирана платформа [167]. Stukenborg - Colsman сравняват проксималната тибиялна остеотомия с уникондилната артропластика в рандомизирано проучване [160]. Резултатите показват висок процент на усложнения при остеотомията, но следоперативните резултати при 7 – 10 годишно проследяване са без съществени различия.

Привържениците на уникондилното ендопротезиране посочват неговите предимства, като акцентират върху по-малката костна загуба и ставни контрактури, незабавното натоварване, кратък период на възстановяване и по-лесния преход към тотално колянно ендопротезиране. Проблемни за уникондилната артропластика се оказват техническата трудност на процедурата, вероятността за асептично разхалтавяване, риск от хондромалация и преместване на оплакванията в незасегнатият отдел на ставата.

Kozinn и Scott отбелязват специфични критерии за кандидатите за уникондилно ендопротезиране: над 60 години, неизискващи високи натоварвания, тегло под 80 кг, минимална болка при покой, предоперативна флексия от поне 90° и флексивна контрактура не повече от 5°, ъглова деформация до 15° [91].

Sculco препоръчва тотално колянно ендопротезиране пред уникондилното такова, с оглед на адекватността му като избор за лечение на всички степени на артрозни изменения в ставата, проста и ясна хирургична техника и отлични дългосрочни резултати [148].

### 2.2.2.5 ТОТАЛНО КОЛЕННО ЕНДОПРОТЕЗИРАНЕ

В случаите, когато цялата колянна става е обхваната от артрозни изменения и пациентът е с оплаквания от болка, скованост и затруднени движения подходящо лечение се оказва тоталното колянno ендopротезиране. Въпреки, че някои ранни проучвания описват различия между ендopротезирането при остеоартроза и при ревматоиден артрит, съвременните съобщения не откриват значима разлика, като констатираТ добри и отлични резултати при 96% от пациентите от двете групи. С подобряването на дизайна на ендopротезите и тяхната дългосрочна преживяемост, тоталното колянno ендopротезиране, било то циментно или безциментно, се превръща в една от най-често използваната техники. Stern съобщава за 81% отлични и 19% добри резултати след циментно тотално колянno ендopротезиране при 50 болни със средна възраст 50 години [155].

Първи в България Кинов и съавт. разглеждат ТКЕ на колена валгусна деформация като самостоятелна нозологична единица. Те докладват за много добри следоперативни резултати с използваният от тях протокол за мекотъканно освобождаване и следоперативна рехабилитация [7]. Йорданов и съавт., също съобщават за добри резултати след ТКЕ на колена с валгусна деформация [5].

Ries, Philbin и Groff откриват, че при пациентите с гонартроза, кислородното насищане на тъканите спада значително при физическо натоварване, в сравнение с контролната група [133]. Те считат че артрозните промени биха могли да рефлектират върху сърдечно-съдовият статус. Според тях, кислородната консумация се покачва значително след тотално колянno ендopротезиране, подобрявайки не само симптоматиката при артроза, но и сърдечно-съдовият статус.

Синовиална пролиферация се оказва често срещана интраоперативна находка при пациенти с остеоартроза. Синовектомията при първично ТКЕ цели редукция на възпалената и разраснала синовиална мембрана, намаляване на болката и подобряване на ставната функция. Въпреки изолирането на цитокини от колена и кръв на пациенти със средно тежка до тежка гонартроза, ползите от провеждането ѝ остават дискутабилни. В своя мета анализ Zi-qin-Zhao и съавт., не откриват значим принос на синовектомията в подобряването на

следоперативните резултати [177]. Те считат, че провеждането на тази интервенция води до увеличаване на кръвозагубата и интраоперативното време.

Предната колянна болка след ТКА се оказва съществен проблем. Въпреки широко разпространеното мнение, че тя се дължи на пателофеморална етиология, все още няма консенсус по въпросите за етиологията и лечението ѝ. Интраоперативната денервация на рецепторите за болка чрез електрокаутер, би могла реши този проблем. Altay и съавт. отчитат редуция на болковата симптоматика след пателарна денервация [13]. Те не наблюдават усложнения като фрактура на пателата, инфекция и др. налагащи ревизия на ставата.

#### **2.2.2.6 АРТОЗА НА ПАТЕЛОФЕМОРАЛНА СТАВА**

Една от най-увредените зони на коляното при гонартроза може да се окаже пателофеморалната става чрез загрубяване на контактната зона между пателата и фемура. Този тип локализация може да е последица от травма или дисекиращ остеохондрит, а може да се развие и при *patella bipartita*. Повечето пациенти се оплакват от болка зад пателата, която се засилва при движение. Клиничният преглед трябва да бъде насочен към проследяване на движението на капачето, измерване на Q-ъгъла на Brattström, изследване симптомите на Clark и Smillie. Фасовата и профилна рентгенография дават възможност за оценка на височината на пателата, алинирането ѝ, както и за ставната конгруентност. Артроскопията може да даде най-правилна оценка за дегенеративните процеси в патело-феморалната става, алинирането на капачето и ангажирането на феморо-тибиалната става от заболяването.

Немалка част от пациентите с патело-феморална артроза могат да бъдат лекувани успешно неоперативно чрез редуция на телесно тегло, подобряване на силата на *m. quadriceps femoris*, нестероидни противовъзпалителни средства, хондропротективна терапия и промяна във физическата активност. Ако оплакванията персистират, следва да се дискутира варианта за оперативно лечение. Хирургичното лечение включва латерална ретинакулотомия, хондропластика, вентрализация на капачето по Bandi, остеотомия на пателата, протезиране на пателата и на *facies patellaris femoris*, пателектомия, тотално колянно ендопротезиране.

За да се сведат до минимум професионалните неудачи, наред с анатомията и биомеханиката на колянната става, ортопедът-хирург следва да познава и ортопедичните изделия – тяхното развитие; материалите, от които са изработени; биомеханичните им възможности; структурните им ограничения; принципите на тяхното имплантиране.

## **2.3 ДИЗАЙН НА КОМПОНЕНТИТЕ ЗА ТОТАЛНО КОЛЕННО ЕНДОПРОТЕЗИРАНЕ**

Тоталното колянно ендопротезиране се изразява в подмяната на ставните повърхности на бедрените кондили и тибиялното плато, с или без заместване на ставната повърхност на пателата. Съвременните импланти имат няколко общи черти:

- Метало-базираната бедрена компонента има две симетрични кондилни повърхности, разделени в предната си част, за да формират ставна повърхност за пателата.
- Полиетиленова тибиялна вложка с двуконкавна артикуларна повърхност.
- Полиетиленов пателарен компонент с кръгла форма и конвексна артикуларна повърхност.
- Тибиялната компонента е метална или полиетиленова и има зъбец за фиксация в костта.

### **2.3.1 ЕДИН И МНОЖЕСТВЕН РАДИУС**

Имплантите за тотално ендопротезиране са проектирани така, че да наподобяват възможно най-точно костната геометрия. В миналото бедрената компонента имала разнообразен радиус на извивката, на базата на това задната повърхност на тибиялните кондили е елипсовидна, погледната от страни. Въпреки това, съвременните импланти за тотално колянно ендопротезиране имат един радиус на извивка в сагиталната равнина, докато задната част на бедрените кондили са окръглени, погледнати от страни при флексия и екстензия. Дизайнът с един радиус има подобна ротаторна ос с тази на нормалната колянна става, която оптимизира функцията на колатералните връзки и останалите мекотъканни структури на коляното.

### **2.3.2 СТАБИЛНОСТ И ПОДВИЖНОСТ**

Протезите за тотално колянно ендопротезиране могат да бъдат класифицирани според тяхната степен на „ограничение“ на движенията. Това зависи от дизайна на импланта и множество фактори, като например съответствие на ставните повърхности и структурите заместващи функционално подкрепящите елементи.

Обемът на движение в ставата е взаимосвързан с нейната стабилност. Общо взето, колкото по-голяма е подвижността на ставата, толкова по-нестабилна е тя и толкова повече се разчита на стабилността на околните меки тъкани. Например раменната става е най-подвижната става в човешкото тяло, но също е най-склонна към дислокации и разчита на лабрума и останалите меки тъкани за своята стабилност; в сравнение с тазобедрената става, която също е ябълковидна става, но е с по-ограничена подвижност, и с много по-малка вероятност за луксации.

Правило при тоталното колянно ендопротезиране е, че с по-голямата конгруентност на ставните повърхности, ставата става стабилна и разчита по-малко на околните меки тъкани. Това се постига за сметка на ограничения обем на движение. Затова и изборът на имплант е компромис между стабилност и подвижност.

### **2.3.3 ФИКСИРАНА И МОБИЛНА ПЛАТФОРМА**

Тоталното колянно ендопротезиране има отлични дългосрочни резултати, но основен недостатък на „преживяемостта“ остава износването на тибиялната полиетиленова вложка. Всички дизайни на коленни ендопротези включват употребата на метал (бедрена компонента) и полиетилен (тибиялна вложка) за носещите повърхности. Тибиялният инсърт е по-меката от двете повърхности и с времето започва да се износва, отделяйки частици, водещи до остеолиза и асептично разхалтавяване на компонентите. Износването на полиетилена е пряко свързано с контактното натоварване на тибиялната вложка при движение. Затова износването може да бъде минимизирано с редуцирането на контактното натоварване.

При колената с „фиксирано натоварване“, тибиялният инсърт е фиксиран към тибиялна плочка. Това предотвратява износването на долната повърхност на пластмасата. Износването на проксималната част на тибиялният инлей се редуцира с увеличаване на конкурентността с бедрената компонента, което увеличава контактната повърхност и редуцира контактния стрес. Подобряването на съответствието обаче, води след себе си до намаляване на обема на движение. Това от своя страна се следва от повишено натоварване на ниво кост-имплант, което пък е последвано от асептично разхалтавяване.

Дизайнът с „мобилно натоварване“ предлага алтернативно решение на проблемите с износването, конгруентността и ограничението на движението. При този вид, тибиялният инсърт е мобилен и не е фиксиран към тибиялната плочка. Износването на проксималната част на пластмасовата вложка се редуцира с високо съответствие с бедрената компонента, което разпределя натоварването на максимална контактна повърхност и намалява контактния стрес. Високата степен на конгруентност означава, че движенията биват ограничени само при флексия и екстензия. Въпреки това, аксиална ротация се наблюдава при контакта на дисталната повърхност на тибиялната вложка с тибиялната плочка. Затова този дизайн постига висока конгруентност без да ограничава аксиалната ротация. Подобрият обем на движение в зоните на натоварване, също така редуцира стреса на ниво кост – имплант.

Налице са няколко недостатъка на дизайна с мобилно натоварване за тотално колянno ендопротезиране. Въпреки, че износването на горната повърхност на тибиялния инсърт е минимизирано, налице е добавъчно износване на долната повърхност на полиетиленовата вложка. Отделените при износването частици са по-малки и могат по-лесно да проникнат между костта и импланта. Затова и коляното с мобилно натоварване е по-податливо на остеолиза и асептично разхалтавяване. В допълнение, повишената подвижност между тибиялната компонента и полиетилената прави ставата по-склонна към нестабилност и дислокации. Все още не е ясно дали този дизайн постига клинично по-добър обем на движение.

### **2.3.4 ПАТЕЛАРНА КОМПОНЕНТА**

Пателарната компонента е кръгла и не е с анатомична, а с куполовидна форма. Въпреки това, конвексната форма е по толерантна към леки степени на неалиниране. Този дизайн също така елиминира необходимостта за екзактно ориентиране на компонентата.

## **2.4 АЛИНИРАНЕ НА КОМПОНЕНТИТЕ**

Основните биомеханични цели при тотално колянно ендопротезиране са: да се запази механичната ос на долния крайник; възстановяване на ставната линия и натоварването на ставата; осигуряване функционален обем на движение със здраво фиксирана и трайна протеза. Правилният размер и алинирането на компонентите, както и мекотъканният баланс, са съществени за успеха на тоталното колянно ендопротезиране.

### **2.4.1 БЕДРЕНА КОМПОНЕНТА**

При флексия и екстензия на коляното две повърхности от феморалните кондили артикулират с тибията: дисталната кондилна повърхност при екстензия в ставата и задната при флексия. За постигането на правилно алиниране на бедрената компонента при флексия и екстензия, двете повърхности на бедрото се нуждаят от правилно ориентирани резекционни линии.

Дисталният бедрен срез е необходимо да бъде перпендикулярен на механичната ос на крайника. Това осигурява неутрално положение на компонентата спрямо механичната ос и алинирането ѝ спрямо центъра на бедрената глава и средата на глезената става. Това се постига с позиционирането на среза спрямо анатомичната ос на бедрената кост. Имайки предвид, че механичната ос се намира в  $5^{\circ}$ - $7^{\circ}$  валгус спрямо анатомичната, с дистален бедрен срез в  $5^{\circ}$ - $7^{\circ}$  валгус спрямо анатомичната ос се постига перпендикулярен спрямо механичната ос.

Механичната ос не може да бъде използвана като ориентир за задния бедрен срез, понеже той се извършва при сгънато коляно. Резекцията се прави паралелно на епикондилната

линия, която се дефинира като линията свързваща двата епикондила. По този начин се постига алиниране в  $3^\circ$  външна ротация на бедрената компонента, което пък кореспондира със задния наклон на тибиялната повърхност. Външната ротация на бедрената компонента осигурява симетрично отзвяване между костите при флексия. Безспорно е изключително важно и за възстановяването на нормалния Q-ъгъл на Brattström.

#### **2.4.2 ТИБИАЛНА КОМПОНЕНТА**

Резекционната линия на тибията трябва да бъде перпендикулярна на механичната ѝ ос (която всъщност съвпада и с анатомичната ос), за да е успоредна на дисталния бедрен срез, като подсигурава симетрично отзвяване при екстензия. Тибиялният срез следва да е с  $3^\circ$  заден наклон, освен ако дизайна на импланта не го изисква.

Ротационното алиниране на тибиялната компонента определя и движението на тибията. Вътрешната ротация на тибиялната компонента води до външна ротация на *tuberositas tibiae*, като така увеличава Q-ъгъла и съответно риска от сублуксация на капачето, и болка в патело-феморалната става. Най-надеждният метод за ориентация на тибиялната компонента е нейното алиниране спрямо медиалната средна трета на *tuberositas tibiae*.

#### **2.4.3 ПАТЕРАЛНА КОМПОНЕНТА**

Повечето от усложненията след тотално колянно ендопротезиране се дължат на патело-феморалната става. Правилното позициониране на тибиялната и бедрената компоненти са от съществено значение за нормалното придвижване на пателата. Пателарният имплант се поставя в леко медиализирана позиция, което осигурява нормалното алиниране на арех *patellae*. В някои случаи бедреният имплант също може да бъде позициониран в леко латерална позиция, което медиализира пателата и подобрява правилното ѝ придвижване.

## 2.4.4 КОНЦЕПЦИИ ЗА ПРАВИЛНО АЛИНИРАНЕ

В литературата са описани различни концепции за правилното позициониране на компонентите. Техниките биха могли да се разделят на: Механично алиниране (МА); Анатомично алиниране (АА); Кинематично алиниране (КА); Коригирано механично алиниране (КМА); ограничено кинематично алиниране (ОКА) и уникондилно ендопротезиране (УКЕ) (Фиг1).

Предоперативна деформация

Пациент  
специфично

Хибридно

Систематично

УКЕ

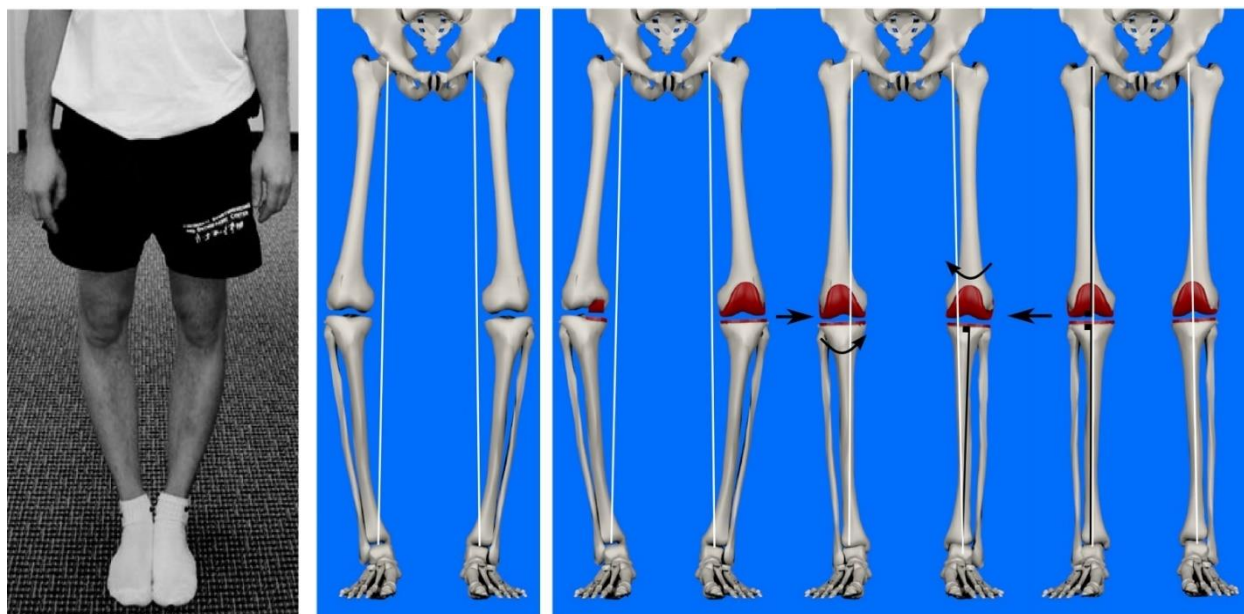
КА

ОКА

КМА

МА

АА



Фиг. 1 Различни философии за позициониране на компонентите при ТКЕ. Колената с варусна деформация са избрани с илюстративна цел.

### 2.4.4.1 МЕХАНИЧНО АЛИНИРАНЕ

Десетилетия наред, постигането на стабилно коляно с неутрално алиниране на долния крайник е била една основните цели на ТКЕ, тъй като то е от съществено значение за постигането на добри следоперативни резултати и преживяемостта на импланта [170].

Целта на техниката с МА е не да възстанови специфичното за пациента алиниране, а да създаде биомеханично правилно позиционирано ендопротезирано коляно [20].

Целта е фронтално и аксиално алиниране на бедрената компонента с използването на трансепикондилната линия, за която в миналото се е вярвало, че представлява оста за флексия и екстензия. По този начин се създава фемуро-тибиална става, перпендикулярна на механичната ос на крайника и фронтално алиниран екстензорен механизъм [170]. Тази позиция се препоръчва за да се избегне пателарна нестабилност и създава по-равномерно предаване на натоварването към тибиялната компонента, предпазвайки от полиетилената от износване и ранно мобилизиране на имплантите. Тази концепция се дефинира като систематичен подход към ТКЕ, тъй като целта не е да се възстанови специфичната за пациента анатомия, а по-скоро систематична [170].

МА при ТКЕ осигурява дългосрочна преживяемост на импланта, но функционалните резултати са по-скоро разочароващи, въпреки подобряването на дизайна на компонентите и по-прецизната хирургична техника (навигация, специфичен за пациента инструментариум, работи и др.) [10, 114, 123]. Понеже много доклади съобщават, че алинирането на крайника във фронталната равнина не е критерий за предсказване на натоварването на коляното при ходене, функцията и дългосрочната преживяемост на имплантите при ТКЕ, интересът към анатомичните техники се възвръща, с надеждата те да възстановят кинематичните и функционални резултати след ТКЕ [9, 99, 106, 122, 138].

#### **2.4.4.2 АНАТОМИЧНО АЛИНИРАНЕ**

Техниката с АА е първоначално представена от Hungerford и Krackow през 80-те години [151]. Тя също би могла да се дефинира като систематичен подход, целяща коса ставна линия (2-3° валгус) спрямо механичната ос на крайника. Приоритети са по-доброто предаване на натоварването към тибиялната компонента, както и по-добрата пателарна биомеханика с редукция на риска от преопъване на латералния ретинакулум при флексия [55, 87]. Предизвикателство през 70-те години е било прецизното постигане на костни срези, без ексцисивен варус на крайника и правилното позициониране на тибиялната компонента, което се оказало пречка за широкото разпространение на АА [99, 101, 136,

154]. В днешно време тази хирургична неточност е преодоляна по два основни начина: използването на прецизна техника за навигация и наличието на импланти съдържащи 3° наклон в дизайна си, осигуряващ предимствата на АА при МА [11, 110, 175].

#### **2.4.4.3 КОРИГИРАНО МЕХАНИЧНО АЛИНИРАНЕ**

Техниката с коригирано механично натоварване е адаптация на МА с цел преодоляване на ъгловата деформация във фронталната равнина (варус или валгус) до максимум 3 ° [43, 44, 127, 165]. Алинира се бедрената компонента, като почитателите на този подход целят тибиялната компонента да остане механично алинирана [43, 127]. Малкото на брой проучвания съобщават за добри средносрочно резултати на КМА след ТКЕ на варусни и валгусни колена.

#### **2.4.4.4 КИНЕМАТИЧНО АЛИНИРАНЕ**

Техниката с кинематично алиниране представлява изцяло анатомично позициониране на компонентите и копие на това при тазобедрената става [66]. КА техниката е специфична за пациента и лигаменто съхраняваща, целяща запазването на специфичното за индивида преартрозно алиниране и подвижност, без необходимостта за комплексна предоперативна оценка или планиране [20, 45, 126, 140] . КА техниката отнема предсказуема по дебелина кост, позволяваща интраоперативна оценка и проверка. Това е нова техника използваща 3D ориентация на тибиялната и бедрена компонента [28, 66] . Единствената прилика с МА е сагиталното позициониране на бедрената компонента. Всички други стъпки са специфични.

#### **2.4.4.5 ОГРАНИЧЕНО КИНЕМАТИЧНО АЛИНИРАНЕ**

Техниката с ограничено кинематично алиниране, някои автори биха избрали като компромис за ТКЕ при пациенти със значителна деформация или коса ставна линия [12, 71]. Тези автори използват изчислително асистирани хирургия, за да определят алинирането на феморалната и тибиялна компонента във фронталната равнина, и ограничават

индикациите на КА техниката до фронтална деформация до 3° дистален бедрен или проксимален тибиаден наклон на артикуларната повърхност по-малко от 5° [12, 71]. При около 1/3 до 1/2 от случаите на тази автори се е наложило провеждането на костен срез за постигане на някои от гореизброените граници. Такава намеса се е наложила при 17% от колената (822 от 4800) [12]. Следват принципите на КА техниката, която се изразява в спазването на кинематичното алиниране на бедрената компонента, спазване на коронарното алиниране на крайника, а косото позициониране на ставната линия се постига с първоначалното позициониране на тибиялата компонента.

## **2.5 МЕКОТЪКАНЕН БАЛАНС**

Както постигането на добро костно алиниране е важно при планирането на феморалния и тибиаден срез, така и регулирането на мекотъканния опън около коляното е необходимо за постигането на оптимален мекотъканен баланс. С правилното медиално и латерално мекотъканно напрежение, би се постигнала ставна стабилност през целия обем на движение. При валгусна деформация, провалът на постепенния подход за постигане на мекотъканен баланс, може да доведе изразена постоперативна нестабилност [16].

В свое проучване, проведено върху кадаври, при 6 колена, Krakow и Mihalko [93] показват, че постепенното мекотъканно освобождаване за корекция на деформацията и освобождаването на LCL имат най-голяма принос за алиниране на флексивната и екстензивна празнина. Те препоръчват първоначално освобождаване на LCL и освобождаване на *m. popliteus* и *tractus iliotibialis*, при необходимост. Авторите отчитат необходимостта от пълна оценка на мекотъканния статус, тъй като LCL не винаги е скъсен при валгусна деформация, въпреки наличието на латерална мекотъканна контрактура. Поради провеждането на изследването върху кадаври, се препоръчва натрупването на клинични данни.

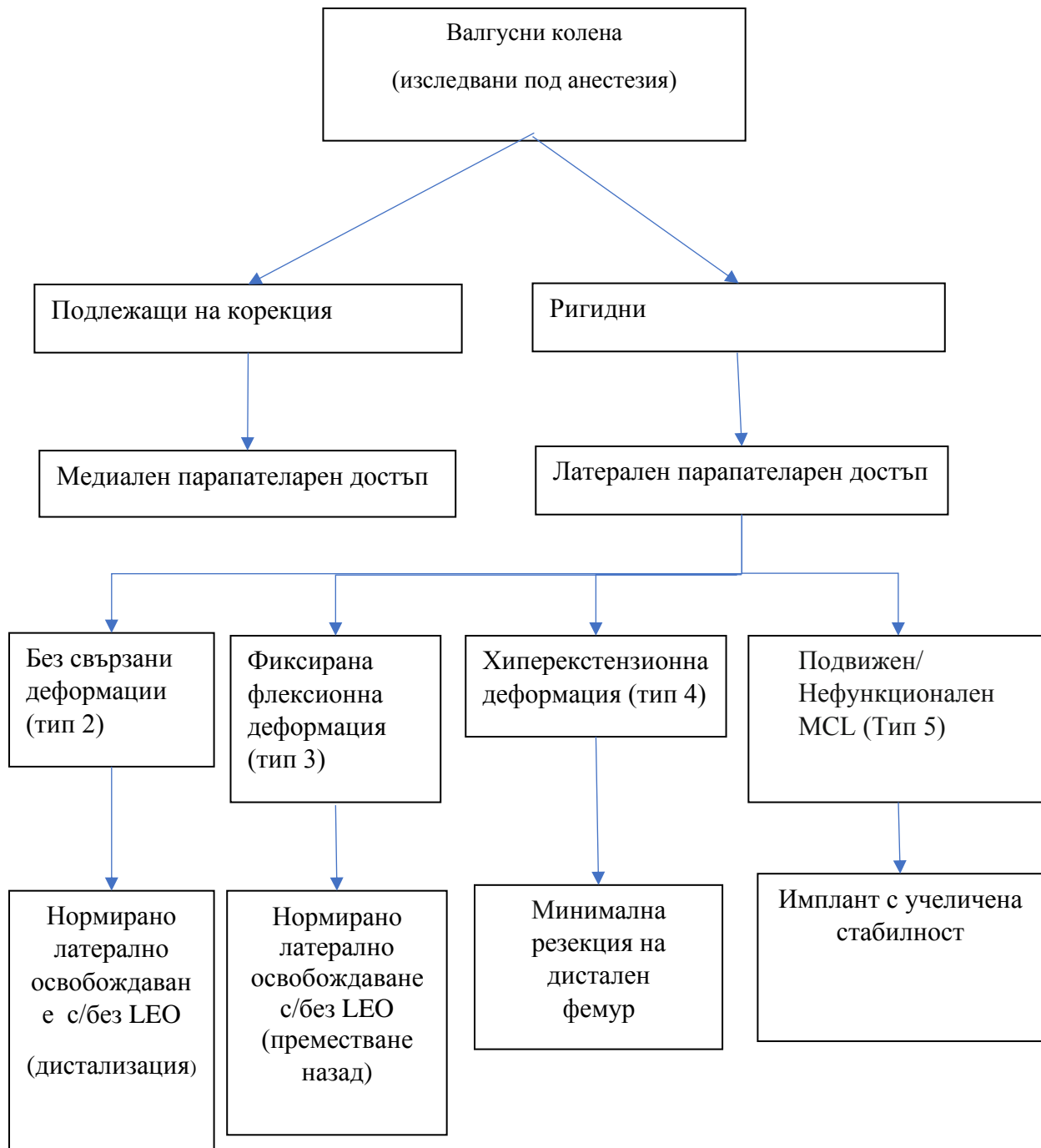
Whiteside и съавт. [171] препоръчва индивидуален за всеки пациент подход за постигане на мекотъканен баланс. Той отбелязва, че структурите залавящи се близо до латералният епикондил (LCL, *m. popliteus*, задна капсула) влияят на тензионните сили както във флексия, така и в екстензия, за разлика от тези които се залавят относително по-далеко от

епикондилите (задна капсула и tractus iliotibialis), имащи принос само към флексия или екстензия, но не и към двете. По тази причина, е необходими на се определи метокъканното напрежение при флексия и екстензия преди престъпване към мекотъканно освобождаване. Ангажираните структури следва да бъдат идентифицирани за да позволят цялостна корекция през целият обем на движение. В своята серия от 229 пациента, Whiteside съобщава резултатите от хирургичната си техника със запазване на кръстните връзки, като в нея не се наблюдават случаи на коленна нестабилност при 6 годишно проследяване.

Elkus и съавт. [48] описват „inside – out” техника за мекотъканен баланс. След феморалата и тибиялна резекции, меките тъкани се балансират в екстензия за постигането на правоъгълна празнина. За постигането на тази задача, се отстраняват остеофитите и се освобождава задна кръстна връзка. След това се освобождават задна капсула и заднолатералният капсулен комплекс по проксималният тибиялен ръб. Освобождаване на сухожилието на m. popliteus обикновено не се е налагало. Когато tractus iliotibialis е контрахиран, авторът предлага “piecrustung” техника, изразяваща се в създаването на множество малки срезове в tractus iliotibialis, позволяващи удължаване, но запазвайки целостта му. С балансирана екстензионна празнина, симетрична флексионна празнина се постига с резизиране на задният кондилен отдел паралелно на тибиялния срез. Те съобщават за 35 пациента с валгусна деформация и проследяване от 5 до 15 години, които са се подложили на тотално колянно ендопротезиране със задно стабилизирана (PS) или ограничен тип протеза и “inside-out” мекотъканно освобождаване. Не са докладвани случаи с късна нестабилност, а преживяемостта е 100% на десетата година и 83% на 15 година [112].

Въпреки, че някои серии [14, 92, 112] докладват своите резултати за латералан и медиален връзков баланс със застъпване, епикондилно репозициониране, и техники с компютърно асистирано мекотъканно освобождаване, нито една от тях не се е наложила като най-подходяща при ендопротезиране на колена с валгусна деформация. Редът на мекотъканното освобождаване варира сред ортопедичните среди, а Таблица 1 описва представените в литературата предпочитанията на някои от тях.

През 2014г. Mullaji и съавт. [111] предлагат свой алгоритъм за решаване на проблема с валгусните колена при тотално колянno ендопротезиране, базиран на тяхната класификация (Фиг. 1).



**Фиг. 2** Алгоритъм (базиран на типа на деформацията) използван от Mullaji и авт. хирургична последователност при тотално колянno ендопротезиране на колена с валгусна деформация. *LEO* – остеотомия на латералният епикондил

Автор	Първоначално	Втора стъпка	Трета стъпка	Финален ход
Insall [73]	Постеро-латерална капсула	Tractus iliotibialis	LCL, Septum intermusculare laterale	ССК
Ranawat [129]	Tractus iliotibialis	m. popliteus, LCL	Задна капсула	Septum intermusculare laterale, латерална глава на m. gastrocnemius
Keblish [84]	Латерален достъп	Tractus iliotibialis множествени инцизии	Постеро-латерална капсула	Tuberculum anterolat. tibiae, tuberositas tibiae
Buechel [30]	Латерален достъп	Tractus iliotibialis	LCL, m. popliteus	Резекция на caput fibulae
Clayton [37]	LCL, m. popliteus, латерална капсула	Задно-латерална капсула, латерална глава на m. gastrocnemius, LIS	Tractus iliotibialis	Z- удължаване на сухожилието на m. biceps femoris
Whiteside [171]	Tractus iliotibialis	m. popliteus	LCL	Латерална глава на m. gastrocnemius
Krackow [92]	Tractus iliotibialis	m. popliteus	Задно-латерална капсула	Сухожилие на m. biceps femoris, латерална глава на m. gastrocnemius, транспозиция на MCL

**Таблица 1.** Последователност на освобождаването според авторите LCL - ligamentum collaterale laterale; MCL – ligamentum collaterale mediale; ССК – “Constrained condylar knee”

## 2.6 ОБОБЩЕНИЕ НА ДАННИТЕ ОТ ЛИТЕРАТУРНИЯ ОБЗОР

1. Валгусното коляно представлява рядка деформация, което я прави предизвикателство за лечение.
2. Проксималните бедрени и дисталните тибиялни остеотомии се оказват незадоволителен метод за лечение в дългосрочен план.
3. Ендопротезирането се е наложило като съвременен и надежден метод за лечение на гонартроза.
4. Наличието на богат избор от импланти показва, че все още не е наличен имплант наподобяващ изцяло структурно и функционално коленната става.
5. Адекватният мекотъканен баланс и правилното алиниране на компонентите са ключови за постигане на добри клинични резултати.

### 3. 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 увеличена 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.

## 4. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ

### 4.1 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. 2.

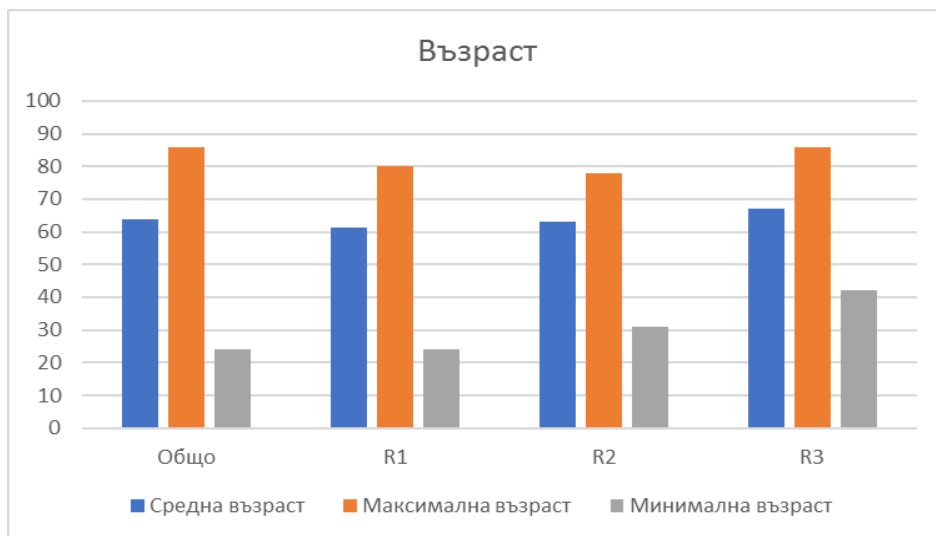
<u>Група</u>	<u>Брой</u>
R1	21
R2	38
R3	31

Таблица 2 – Разпределение по брой

Разпределението по възраст при подлагането на тотално коленно ендопротезиране е представено в Таблица 3 и Фигура 3

	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 3 Разпределение по възраст



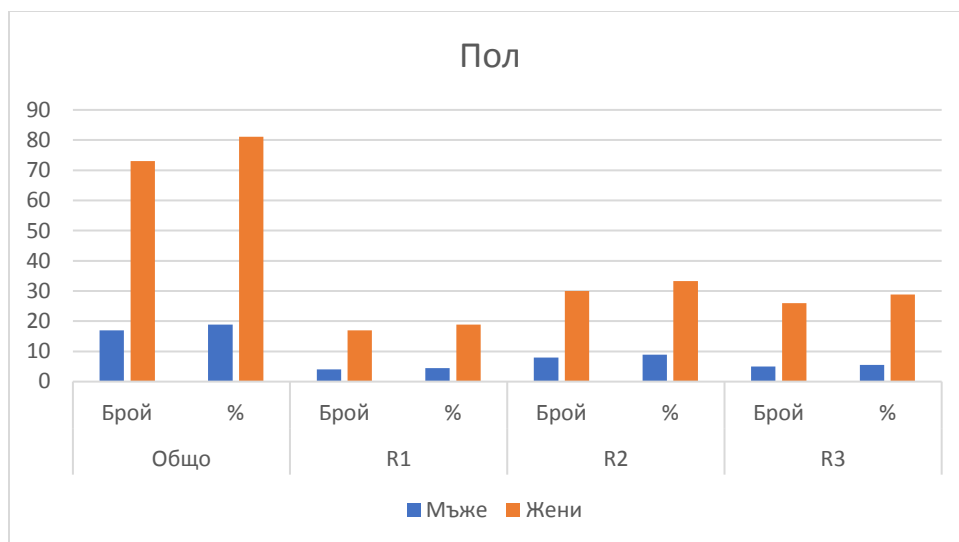
Фиг. 3 Общо и групово разпределение по възраст

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 4 Разпределение по пол.



Фиг. 4 Разпределение по пол

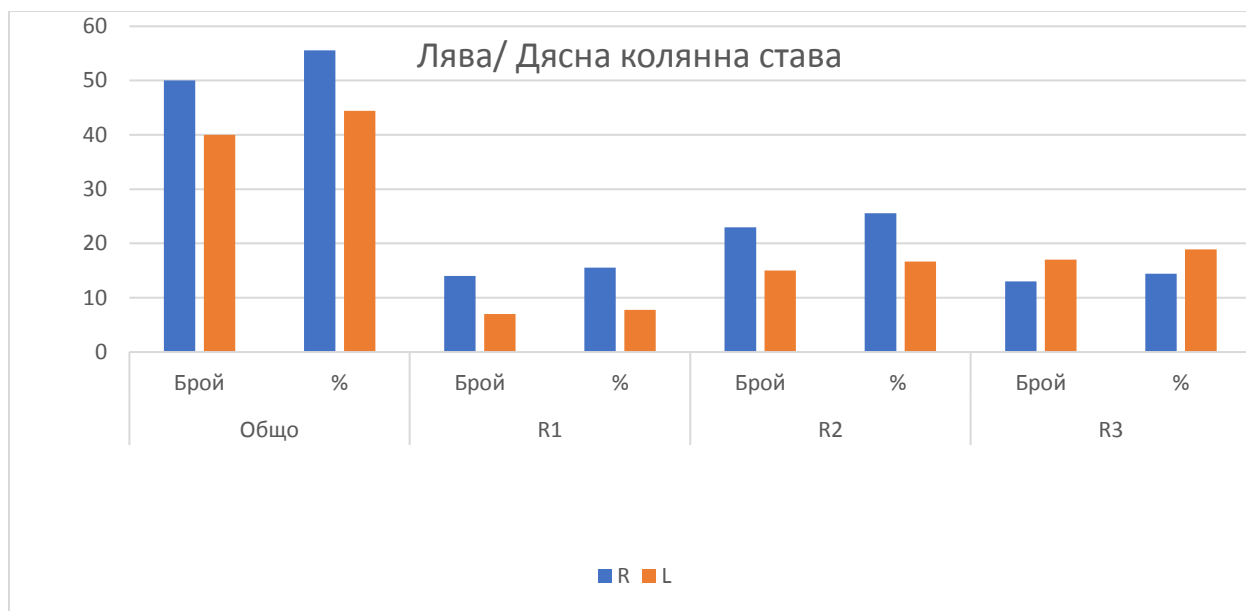
Забелязва се преваляване на женски пол, като съотношенията в групите са идентични.

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. 5 – Лява/ дясна коленна става



Фиг. 5 Разпределение според лява/дясна колянна става

## 4.2 ДИАГНОСТИЧНИ И ТЕРАПЕВТИЧНИ МЕТОДИ

### 4.2.1 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 (LDFa) – латерално отвореният ъгъл между артикуларната повърхност на фемура и механичната ос на бедрото.

#### **4.2.2 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.

#### **4.2.3 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.

През последните две десетилетия са предложени различни протоколи за последователността за мекотъканно освобождаване, като единомислието в тази посока остава спорно. През 2003г. SOO (*Societe d'Orthopedie de l'Ouest—Western France Orthopedics Society*) предлагат четиристепенна класификация на валгусните колена, с нарастваща хирургична трудност от I към IV. По-специално при тип I деформацията може да бъде изцяло отстранена, без медиална нестабилност и без съществени затруднения, като медиалният парapatеларен достъп може да бъде използван. В случай на пателарна нестабилност се препоръчва латерален парapatеларен достъп. При тип II валгусно коляно, деформацията е изцяло или частично не коригируема, но без медиална нестабилност и изискваща мекотъканно освобождаване. Това е най-често срещаният тип деформация. За тип III, деформацията подлежи на корекция, но с медиална нестабилност, която е необходимо да бъде преодоляна. Последно тип IV, деформацията е нередуцируема, с медиална нестабилност и е комбинация от проблемите на тип II и тип III [173].

#### **4.2.3.1 ЛАТЕРАЛЕН ПАРАПАТЕЛАРЕН ДОСТЪП**

Латерален парapatеларен достъп е използван при 4 случая от серията. Латералният парapatеларен достъп се оказва по труден с оглед на по рядкото му използване и ориентацията за различните костни и мекотъканни 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. [84] и Buechel и съавт. [30], следва латералния ръб на пателарното сухожилие в дисталния му ход. Keblish и съавт. [84], предлагат латерална парapatеларна 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. peroneus 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 парapatеларен 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.

#### 4.2.3.2 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 парапателарен ретинакулум, като проксимално се разширява по хода на сухожилието на *m. rectus femoris*, 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 резцира 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.

#### 4.2.3.3 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 потвърдението на правилната ориентация на бедрения срез. Вземайки под внимание този аспект, Agima и съавт. въвеждат в употреба предно-задната ос, за да дадат правилна ротация на бедрената компонента [14]. 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 .

#### 4.2.3.4 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 флексионната 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 флексионното. 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 епиконтил, 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 флексионен 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 контили 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-тясна 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, прибягваме 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, прибягваме 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*.

#### **4.2.3.5 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 тибиалната 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 *tuberostas 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 genus*. 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.

#### **4.2.4 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 секреция (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.

### 4.3 СТАТИСТИЧЕСКИ МЕТОДИ

За определяна на разпределението:

- Тест на Shapiro-Wilk

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

- 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.

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

## 5. РЕЗУЛТАТИ

### 5.1 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 6. Резултати от Interclass Correlation Test

### 5.2 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

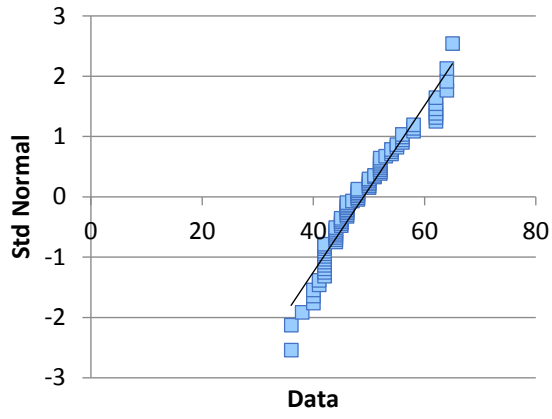
Таблица 7. Разпределение с тест Shapiro - Wilk

d'Agostino-  
Pearson

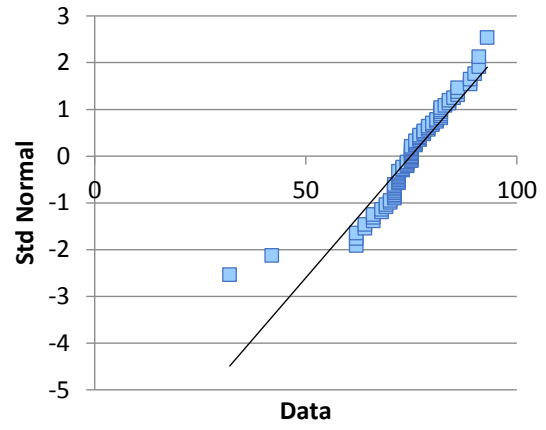
	<i>Болка</i>	<i>Болка / сл. оп.</i>	<i>Симпт.</i>	<i>Симпт./ сл.оп.</i>	<i>ЕЖД</i>	<i>ЕЖД/ сл. Оп.</i>	<i>Спорт</i>	<i>Спорт / сл.оп.</i>	<i>КнЖ</i>	<i>КнЖ /сл.оп.</i>
DA- stat	5.38015	44.1372 1	15.5290 6	21.7067 1	14.1087 9	19.7578 5	87.4267315 7	19.8713057 6	4.48176979 1	4.58592 8
p- value	0.06787 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 8. Разпределение с тест на d'Agostino-Pearson

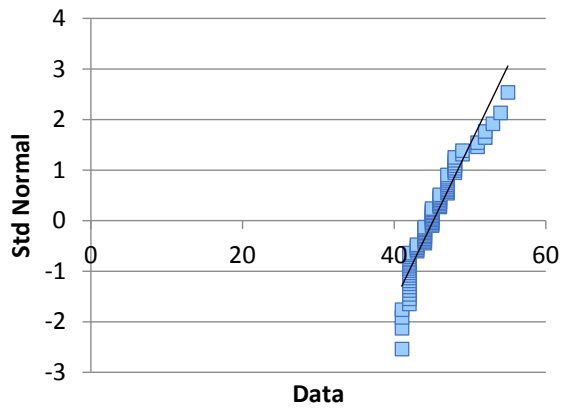
**Болка**



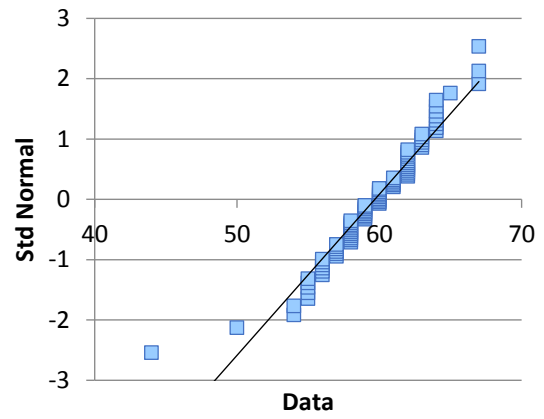
**Болка сл. оп.**

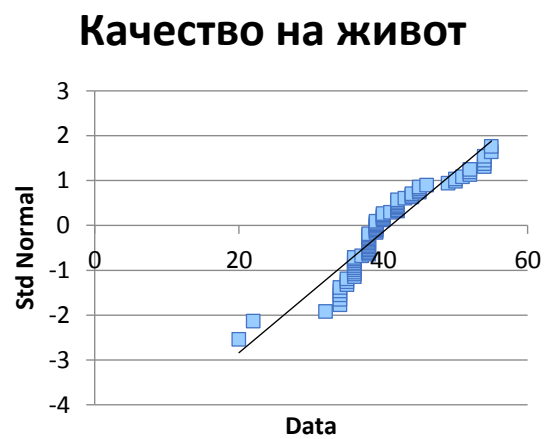
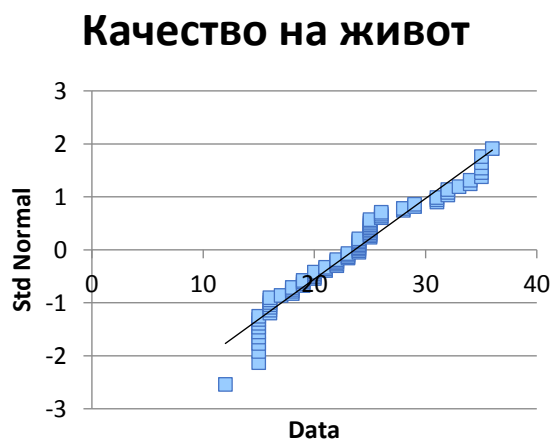
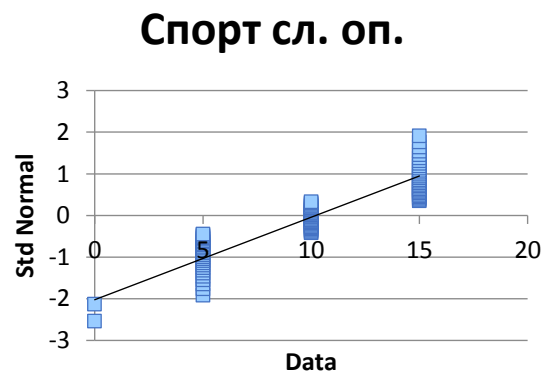
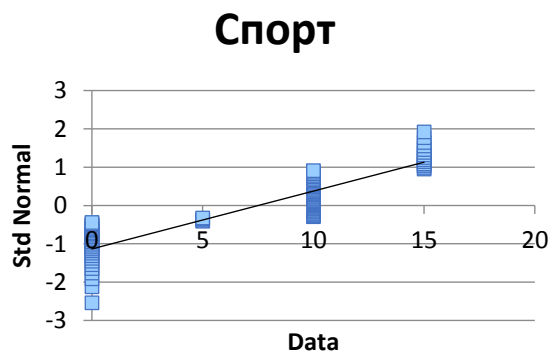
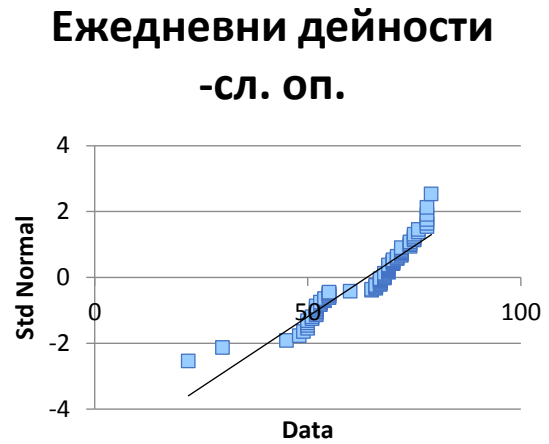
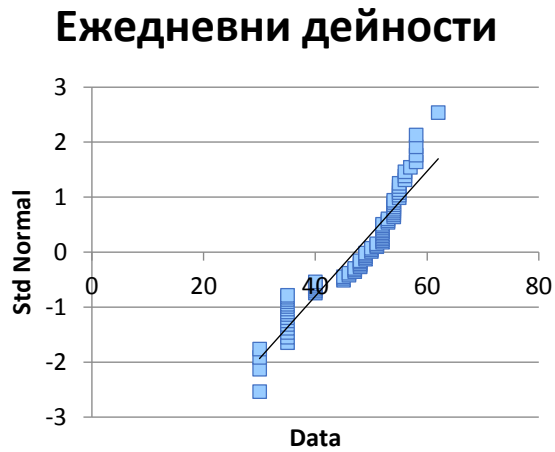


**Симптоми**



**Симптоми сл. оп.**





Фиг. 6-15. Квантилни графики на разпределението според критериите KOOS

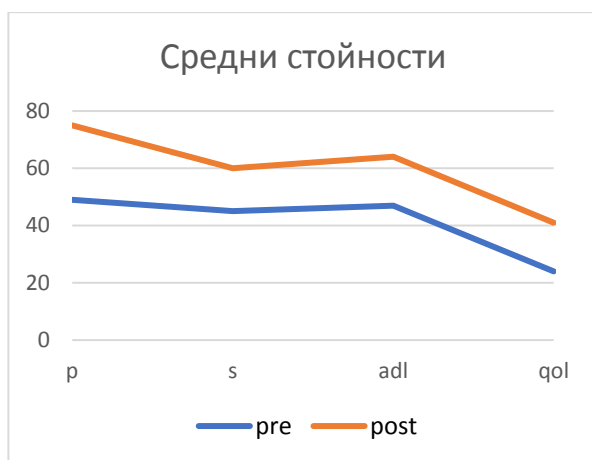
Не се наблюдава равномерно разпределение. Приложени за непараметрични методи за анализ.

	<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

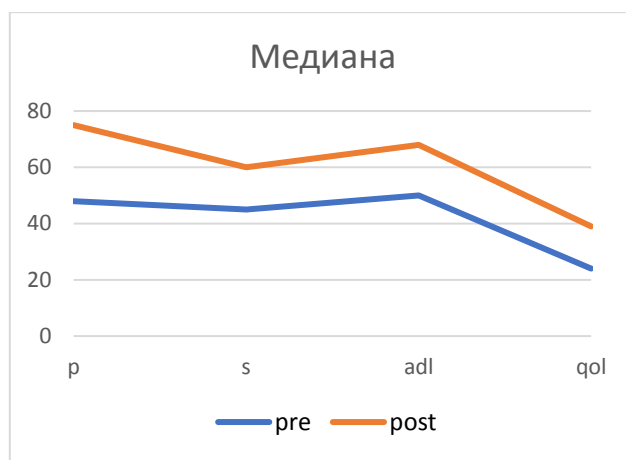
Таблица 9. Описателна статистика

Отчита се следоперативно подобрене във всеки критерий от KOOS.

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



Фиг. 16. Графично представяне според средните пред- и следоперативни стойности



Фиг. 17. 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	
p-norm		0
p-exact		<b><math>1.61559 \times 10^{-27}</math></b>

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

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

Таблица 13. 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 14. 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.

### 5.3 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 15. 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 16. 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 17. 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 18. 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 19. 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 20 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

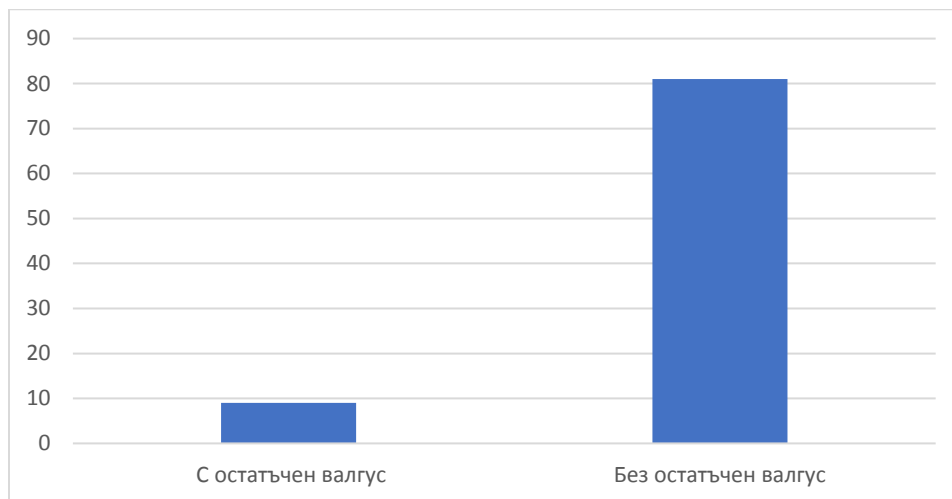
Таблица 21. Резултати след корекция на Bonferroni по метода на Benjamini-Hochberg от междугрупов анализ след провеждане на тест на Mann-Whitney за две независими

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.

#### 5.4 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. 18. 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

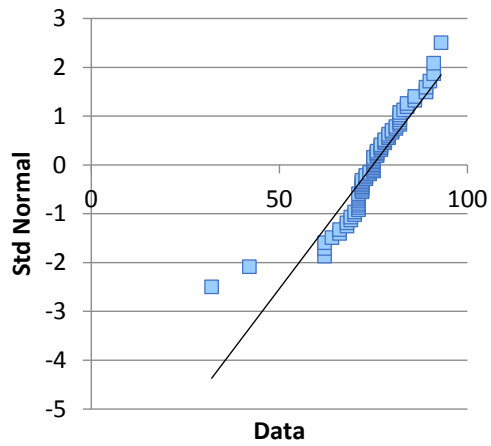
DA-stat	42.97729	0.225502	21.11087	10.3226	23.32874	0.012026	5.421064	9.366879
p-value	$4.65 \times 10^{-10}$	0.893373	$2.61 \times 10^{-05}$	0.005734	$8.59 \times 10^{-06}$	0.994005	0.066501	0.009247
alpha	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
normal	He	Да	He	He	He	Да	Да	He

Таблица 22. Разпределение с тест Shapiro - Wilk

Таблица 23. Разпределение с тест d'Agostino-Pearson

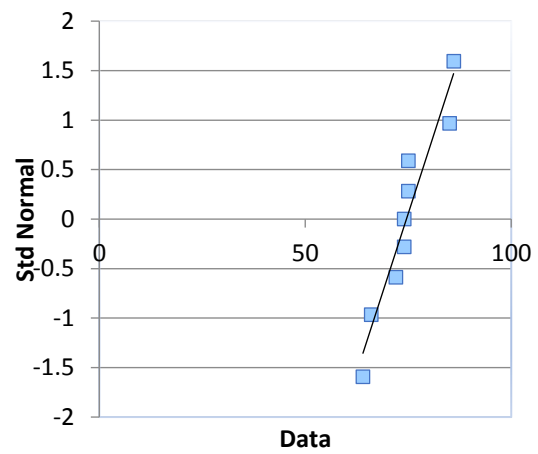
Изцяло коригирани

### Болка - кориг.

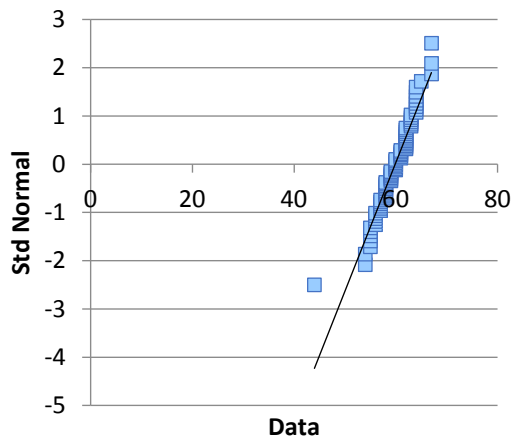


С остатъчен валгус

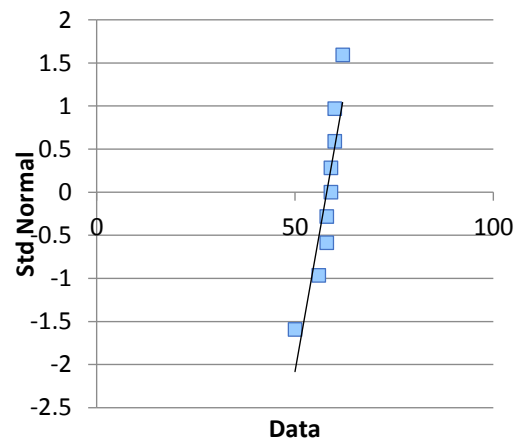
### Болка - с валг.



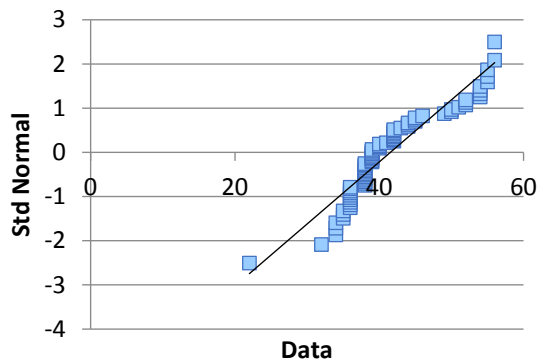
### Симптоми - кориг.



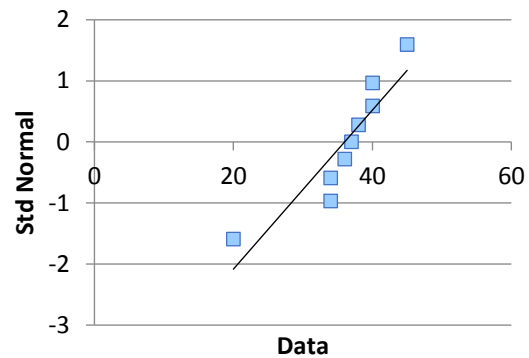
### Симптоми - с валг.



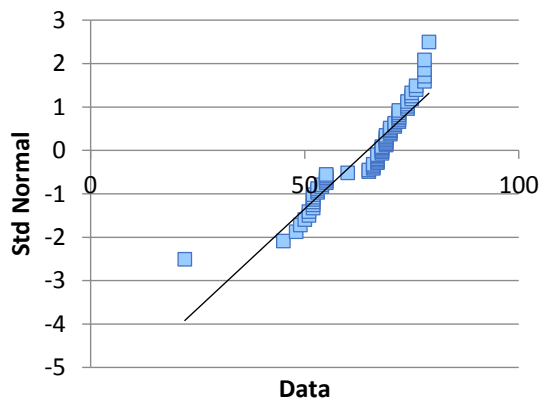
### Качество на живот - кориг.



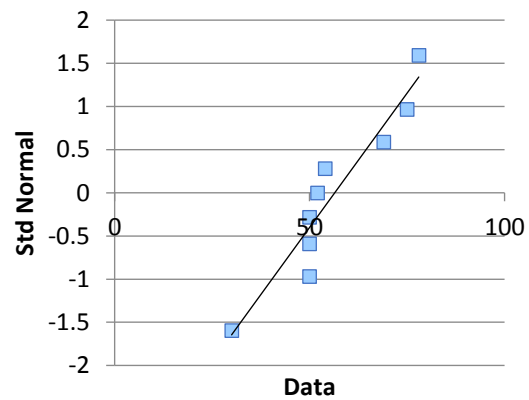
### Качество на живот - с валг



### Ежедневни дейности - кориг.



### Ежедневни дейности- с валг.



Фиг. 19-26. 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 24- 27. 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 28. 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 29 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 30 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 31 Прогнозни стойности

Fisher Exact Test

p-value 0.358371

Таблица 32 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 33  $\chi^2$  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.

## **5.5 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. 27 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. 28 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. 29 Жена на 67 г. с наличие на повърхностна ранна следоперативна инфекция

## 5.6 ПРОТОКОЛ ЗА МЕКОТЪКАНЕН БАЛАНС

Предложеният протокол за мекотъканен баланс и избор на имплант с или без увеличена стабилност в представен схематично (Фиг. 30).



Фиг. 30 Протокол за мекотъканен баланс

## 6. ДИСКУСИЯ

### 6.1 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 ориентирали 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 тибиялна 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, тибиялната 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 тибиялен 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. „Imperial Knee Protocol” дефинира алгоритъм за редукция на абсорбираната доза до  $0,7 \text{ mSv}$  при жените и  $0,5 \text{ mSv}$  при мъжете [61]. 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.

## **6.2 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 менисците. 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.

Флексионната 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 флексионно 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 [84] е първият, който през 1991г. предлага латералния капсуларен достъп за ТКЕ при валгусни колена, а техниката е доразработена от Buechel [30]. Методиката се оказала непопулярна и считана за технически трудна, поради елевацията на *tuberositas tibiae*. От друга страна, Whiteside през 1993г. [169] и Bulki и съавт. през 1991г. представят резултатите при валгусни колена с латерален парapatеларен достъп и остеотомия на *tuberositas tibiae* (ТТО) [31]. Недостатък на достъпа се оказва ТТО, която е необходима за повдигане на пателата. През 1998г. Fiddian и съавт. представят модифициран латерален капсуларен достъп с репозиция на *vastus lateralis* при валгусна деформация и добри резултати след ТКЕ [53].

Надлъжна кожна инцизия по латералния ръб на *m. quadriceps femoris* е описана от Keblish и съавт. [84], 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 [84].

При латералния парапателарен достъп, описан детайлно от Nikolopoulos и съавт. [115, 116], 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

### 6.3 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.

## **6.4 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 [42]. 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 редукция на следоперативната болка [33].

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. [131], публикуват 12-годишно проследяване на 150 коленни ендопротези с PS дизайн и 94,6% преживяемост. За сравнение Dixon и съавт. [47], 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. [139]. Резултатите са идентични, дори когато интервенциите са проведени в не строго профилирани институции. Gioe и съавт. [57] 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 [36, 124, 164]. 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 [76]. За разлика, Tanzer и съавт. [163] 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. [103] 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 [75, 141]. За да изучи ефекта върху проприоцепцията, Swanik и съавт. [162], 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 имплантите.

Индикациите за избор на PS дизайн са: значителна деформация, артроза, предшестваща пателектомия, нарушена бедрена и тибиялна геометрия, отсъствие на задна кръстна връзка.

За контраиндикация се счита: прекомерната хлабавост или нарушената цялост на един или двата колатерални лигамента. 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, редукция на режещите сили на повърхността на тибиялната компонента и запазване на кост от дисталния фемур [32, 82, 109, 131]. 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 тибиялен 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 полиетилена поради конгруентността на ставните повърхности, по-лесно коригиране на значителни деформации и по-лесен лигаментарен баланс [47]. С елиминирането на задна кръстна връзка, се създава потенциален риск от дислокация на компонентите с флексивна нестабилност, импинджмънт между тибияния зъбец и феморалния палец, пораждащ износване на полиетилена, пателофеморални проблеми и значителна костна резекция от дистална бедрена кост [109].

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 флексивни контрактури [94, 147]. 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 екстензивна и флексивна празнина, при CR колената се налага възстановяване на ставната линия с оглед правилния баланс на LCP [117]. Тъй като обширната бедрена резекция би нарушила ставната линия, CR дизайна разчита на по-голяма тибиялна резекция за преодоляване на

флекссионната контрактура. Това би довело до позиционирането на тибиялната компонента на по-крехката метафизарна кост [117]. PS системата позволява свобода в проксимализирането на ставната линия, което цели корекция на флекссионната 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 [147]. Прекомерното освобождаване на LCP също води до риск от скъсване или нестабилност [117]. Отстраняването на задна кръстна връзка води до разширяване на флекссионната и екстензионна празнина с 1,0-1,3мм. [17]. Жертването на задна кръстна връзка осигурява предимство на мекотъканния баланс, улеснява достъпа до задния отдел на коленната става и подобрява видимостта към проксималната тибия [94, 117, 147].

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 [74]. 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 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 прераснала в протеза с ротационна платформа Sigma (De Puy Inc.)

Между конгруетността и ограничеността на дизайните за ТКЕ [61, 121], се намира създадената от New Jersey - Integrated Knee Replacement System, разработена с голям радиус на извивката в екстензия, симетричен 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 в фронталната и сагиталната равнина. Налице е и по-добра конгруентност между пателата и предната област на бедрената компонента. Всичко това води до потенциална редукция 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 [88]. 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 флекссионна 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 [86, 119]. Callaghan и съавт. [33] считат, че резултатите на колената с мобилно натоварване би следвало да са поне идентични на тези с фиксирано натоварване. Callaghan и съавт. [33], 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. [152] докладват за 88% 13 годишна преживяемост при пациенти под 65 години, използвайки същата система. Beuchel и съавт. [24] демонстрират 98% преживяемост за 20 години. Никой от тях не описва повече от 1 процент периакуларна 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 ендопротезиране. 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

полиетилен, избягването на проблеми вързани със заключващия механизъм, задното износване, редуция 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 трансляция 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, флексивна контрактура с несрастване на проксимална тибия или дистален фемур или наличие на остеосинтезен материал.

Предизвикателство за хирурга се оказва постигането на добре балансирана, правоъгълна флексивно-екстензивна 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 флексивно 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. [58] 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. [50, 51] 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 тибиалното 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 тибиална 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.

## **6.5 УСЛОЖНЕНИЯТА**

### **6.5.1 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 недостатъчна 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 случаи 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 флектирането 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 флексионно-екстензионния баланс, както и след руптура на колатерален лигамент. Несиметричната нестабилност е често срещана, а причината обикновено е прекомерното освобождаване на колатерален лигамент. Insall и съавт. [72] заключават, че валгусната нестабилност след свръх освобождаване на медиалните структури е рядка. Коо и Choi [90] 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 дизайна 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 съавтори [96] 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. [118] 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. [166] 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.

## **6.5.2 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. [174] 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 [157] 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 кожния 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 съвт. [78] 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.

### **6.5.3 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 размятане на костните фрагменти, както и общото състояние на пациента.

Следоперативни фрактури могат да 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. [135] докладват, че предното задълбаване не се свързва с перипротезните фрактури. Scott и съавт. [144], Zalzal и съавт. [176], 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. съобщават, че по този начин се редуцират издръжливостта на огъване с 18%, а на торзия с 39% [95].

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 краят 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.

#### **6.5.4 ОСТАТЪЧНА ДЕФОРМАЦИЯ**

Счита се, че неуспехът за възстановяване на правилното алиниране на крайника след тотално колянно ендопротезиране, увеличава процента на ревизиите. Рентгенологичната дефиниция за „правилно“ алинирано коляно, след тотално коленно 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 персистирание 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.

## 6.5 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  $20^\circ$ , 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  $20^\circ$  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 колянно 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  $5-7^\circ$ , на до  $3^\circ$  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.

## 7. 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.

## РЕФЕРЕНЦИИ:

1. Валеганов Ст., Панчев П., Петров Т. Остеотомия на Ковънтри и рентгенова еволюция на гонартрозата. Ортопедия и травматология 2/1994 стр. 30-31.
2. Велеганов, Стефан Божидаров Лечение на гонартрозата с висока клиновидна остеотомия на тибията при варусна или валгусна деформация на колянната става : Дисертация за присъждане на научна степен "Кандидат на медицинските науки" / Стефан Божидаров Велеганов . - Пловдив, 1990 . - 217 с.
3. Владимиров Б., Георгиев Х., Джеров А., Късни резултати от висока коригираща остеотомия на тибията при гонартроза по Холевич – Джеров- Владимиров. Ортопедия и травматология 2/1994 стр. 28-29.
4. Владимиров, Борислав Йорданов - Кръвоснабдяване на колянната става на човека: Дисертация за присъждане на научна степен "Кандидат на медицинските науки" / Борислав Йорданов Владимиров. - София, 1970. - 186 с.: с ил.
5. Йорданов Н., Младенов О., Андреев А., Петров Г., Димитров Н. „Ендопротезиране при валгусно коляно“ Ortop. i travmatol., 53, 2016, N 2, ISSN 0473-4378, с. 100-104
6. Калниев, Манол Анастасов Светлинно-микроскопско и ултраструктурно проучване на менискусите от колянната става в норма и някои патологични състояния: Дисертация за придобиване на образователна и научна степен "Доктор" / Манол Анастасов Калниев. - София, 2008. - 221 с.
7. Кинов П., Танчев П., Антонов Б., Соколов Д., Цветанов. Л. „Ендопротезиране на колянна става при валгусна деформация“ Ortop. i travmatol., 51, 2014, N 1-2, ISSN 0473-4378, с. 17-22
8. Недков Д., Герчев Ив., Жеков Ал., Генов Сл. Колянна става след остеотомия Ортопедия и травматология 2/1994 стр.32-33.
9. Abdel MP, Oussedik S, Parratte S, Lustig S, Haddad FS. Coronal alignment in total knee replacement: historical review, contemporary analysis, and future direction. The bone & joint journal. 2014 Jul;96(7):857-62.
10. Abdel MP, Parratte S, Blanc G, Ollivier M, Pomero V, Viehweger E, Argenson JN. No benefit of patient-specific instrumentation in TKA on functional and gait outcomes: a randomized clinical trial. Clinical Orthopaedics and Related Research®. 2014 Aug;472(8):2468-76.

11. Ahmed I, Salmon LJ, Waller A, Watanabe H, Roe JP, Pinczewski LA. Total knee arthroplasty with an oxidised zirconium femoral component: ten-year survivorship analysis. *The bone & joint journal*. 2016 Jan;98(1):58-64.
12. Almaawi AM, Hutt JR, Masse V, Lavigne M, Vendittoli PA. The impact of mechanical and restricted kinematic alignment on knee anatomy in total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2017 Jul 1;32(7):2133-40.
13. Altay MA, Ertürk C, Altay N, Akmeşe R, Işıkan UE. Patellar denervation in total knee arthroplasty without patellar resurfacing: a prospective, randomized controlled study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2012 Jun 1;98(4):421-5.
14. Arima J, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE. Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. A technical note. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1995 Sep 1;77(9):1331-4.
15. Arnoczky SP. Blood supply to the anterior cruciate ligament and supporting structures. *Orthop Clin North Am* 1985;16:15-28.
16. Babazadeh S, Stoney JD, Lim K, Choong PF. The relevance of ligament balancing in total knee arthroplasty: how important is it? A systematic review of the literature. *Orthopedic reviews*. 2009 Oct 10;1(2).
17. Baldini A, Scuderi GR, Aglietti P, Chalnack D, Insall JN. Flexion—Extension Gap Changes During Total Knee Arthroplasty—Effect of Posterior Cruciate Ligament and Posterior Osteophytes Removal. *The journal of knee surgery*. 2004;17(02):69-72.
18. Barnett CH, Richardson AT. The postural function of the popliteus muscle. *Ann Phys Med* 1953;1:177-179.
19. Baumgartl F. *Das kniegelenk*. Berlin: Springer-Verlag, 1944.
20. Bellemans J, Colyn W, Vandenuecker H, Victor J. The Chitranjan Ranawat Award: is neutral mechanical alignment normal for all patients?: the concept of constitutional varus. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2012 Jan;470(1):45-53.
21. Berman AT, Bosacco SJ, Kirshner ST, Avolio Jr A. Factors influencing long-term results in high tibial osteotomy. *Clinical orthopaedics and related research*. 1991 Nov 1(272):192-8.
22. Bernhang AM. Familial absence of the patella. *J Bone Joint Surg* 1973;55A:1088.

23. Berruto M, Bianchi M, Laura G. Surgical treatment of arthritic valgus knee: Femoral supracondylar osteotomy or knee replacement?. *Italian journal of orthopaedics and traumatology*. 1993 Jan 1;19(1):33-41.
24. Beuchel FF Sr, Buechel FF Jr, Pappas MJ, et al. Twenty year evaluation of the New Selection of the Implant in Total Knee Arthroplasty 203 Jersey LCS rotating platform knee replacement. *J Knee Surg* 2002;15:84–9
25. Beyer CA, Lewallen DG, Hanssen AD. Total knee arthroplasty following prior osteotomy of the distal femur. *Am J Knee Surg*. 1994; 7:25–30.
26. Bjorkstrom S, Goldie IF. A study of the arterial supply of the patella in normal state, in chondromalacia patellae and in osteoarthritis. *Acta Orthop Scand* 1980;51:63-70.
27. Brar AS, Howell SM, Hull ML. What are the bias, imprecision, and limits of agreement for finding the flexion–extension plane of the knee with five tibial reference lines?. *The Knee*. 2016 Jun 1;23(3):406-11.
28. Brittberg M, Lindahl A, Nilsson A, Ohlsson C, Isaksson O, Peterson L. Treatment of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocyte transplantation. *New england journal of medicine*. 1994 Oct 6;331(14):889-95.
29. Bruser DM. A direct lateral approach to the lateral compartment of the knee joint. *J Bone Joint Surg* 1960;42B:348.
30. Buechel FF. A sequential three-step lateral release for correcting fixed valgus knee deformities during total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*. 1990 Nov 1(260):170-5
31. Burki H, Von Knoch M, Heiss C, Drobny T, Munzinger U. Lateral approach with osteotomy of the tibial tubercle in primary total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*. 1999 May 1(362):156-61
32. Buvanendran A, Kroin JS, Tuman KJ, Lubenow TR, Elmofty D, Moric M, Rosenberg AG. Effects of perioperative administration of a selective cyclooxygenase 2 inhibitor on pain management and recovery of function after knee replacement: a randomized controlled trial. *Jama*. 2003 Nov 12;290(18):2411-8
33. Callaghan JJ, O'Rourke MR, Iossi MF, Liu SS, Goetz DD, Vittetoe DA, Sullivan PM, Johnston RC. Cemented rotating-platform total knee replacement: a concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. *JBJS*. 2005 Sep 1;87(9):1995-8.

34. Castaing J, Burdin P. Le genou. In: Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur. Paris:Vigot; 1960.
35. Chao EYS. Biomechanics of high tibial osteotomy. In: Evarts CM, ed. Management of knee disorders. St. Louis: Mosby, 1978:143.
36. Clark CR, Rorabeck CH, MacDonald S, MacDonald D, Swafford J, Cleland D. Posterior-stabilized and cruciate-retaining total knee replacement: a randomized study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®. 2001 Nov 1;392:208-12.
37. Clayton ML, Thompson TR, Mack RP. Correction of alignment deformities during total knee arthroplasties: staged soft-tissue releases. *Clinical orthopaedics and related research*. 1986 Jan 1(202):117-24.
38. Cobb AC, Ewald FC, Wright RJ, Sledge CB. The kinematic knee: survivorship analysis of 1943 knees. *J Bone Joint Surg B*. 1990;72:542-6.
39. Coventry MB. Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 1973;55(1):23-48.
40. Coventry MB. Proximal tibial varus osteotomy for osteoarthritis of the lateral compartment of the knee. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1987 Jan 1;69(1):32-8.
41. Coventry MB. Upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *JBJS*. 1985 Sep 1;67(7):1136-40.
42. Crowninshield RD, Rosenberg AG, Sporer SM. Changing demographics of patients with total joint replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®. 2006 Feb 1;443:266-72.
43. De Muyllder J, Victor J, Cornu O, Kaminski L, Thienpont E. Total knee arthroplasty in patients with substantial deformities using primary knee components. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015 Dec;23(12):3653-9.
44. Deep K, Eachempati KK, Apsingi S. The dynamic nature of alignment and variations in normal knees. *The bone & joint journal*. 2015 Apr;97(4):498-502.
45. Deep K, Picard F, Clarke JV. Dynamic knee alignment and collateral knee laxity and its variations in normal humans. *Frontiers in surgery*. 2015 Nov 25;2:62.
46. Diduch DR, Insall JN, Scott WN, Scuderi GR, Font-Rodriguez D. Total knee replacement in young, active patients. Long-term follow-up and functional outcome. *Jbjs*. 1997 Apr 1;79(4):575-82.

47. Dixon MC, Brown RR, Parsch D, Scott RD. Modular fixed-bearing total knee arthroplasty with retention of the posterior cruciate ligament: a study of patients followed for a minimum of fifteen years. *JBJS*. 2005 Mar 1;87(3):598-603.
48. Elkus M, Ranawat CS, Rasquinha VJ, Babhulkar S, Rossi R, Ranawat AS. Total knee arthroplasty for severe valgus deformity: five to fourteen-year follow-up. *JBJS*. 2004 Dec 1;86(12):2671-6.
49. Emmerson KR, Moran CG, Pinder IM. Survivorship analysis of the Kinematic Stabilizer total knee replacement: a 10-to 14-year follow-up. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. 1996 May;78(3):441-5.
50. Engh GA, Ammeen DJ. Classification and preoperative radiographic evaluation: knee. *Orthopedic Clinics of North America*. 1998 Apr 1;29(2):205-17.
51. Engh GA, Parks NL. The management of bone defects in revision total knee arthroplasty. *Instructional course lectures*. 1997 Jan 1;46:227-36.
52. Ewald F, Christie MJ. Results of cemented total knee replacement in young patients. *Orthop Trans*. 1987;11:442.
53. Fiddian NJ, Blakeway C, Kumar A. Replacement arthroplasty of the valgus knee: a modified lateral capsular approach with repositioning of vastus lateralis. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 1998 Sep;80(5):859-61
54. Fontana A, Bistolfi A, Crova M, Rosso F, Massazza G. Arthroscopic treatment of hip chondral defects: autologous chondrocyte transplantation versus simple debridement—a pilot study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2012 Mar 1;28(3):322-9.
55. Ghosh KM, Merican AM, Iranpour-Boroujeni F, Deehan DJ, Amis AA. Length change patterns of the extensor retinaculum and the effect of total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Research*. 2009 Jul;27(7):865-70.
56. Gill T, Schemitsch EH, Brick GW, Thornhill TS. Revision total knee arthroplasty after failed unicompartmental knee arthroplasty or high tibial osteotomy. *Clinical orthopaedics and related research*. 1995 Dec 1(321):10-8.
57. Gie T, Novak C, Sinner P, Ma W, Mehle S. Knee arthroplasty in the young patient: survival in a community registry. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 2007 Nov 1;464:83-7.

58. Girard J, Amzallag M, Pasquier G, Mulliez A, Brosset T, Gougeon F, Duhamel A, Migaud H. Total knee arthroplasty in valgus knees: predictive preoperative parameters influencing a constrained design selection. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2009 Jun 1;95(4):260-6.
59. Goodfellow J, Hungerford S, Zindel M. Patello-femoral joint mechanics and pathology: functional anatomy of the patellofemoral joint. *J Bone Joint Surg* 1976;58B:287-290.
60. Haddad FS, Bentley G. Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy: a medium-term review. *The Journal of arthroplasty*. 2000 Aug 1;15(5):597-603.
61. Hamelynck, Karel J., and James B. Stiehl, eds. "LCS® Mobile Bearing Knee Arthroplasty: A 25 Years Worldwide Review." (2013).
62. Henckel J, Richards R, Lozhkin K, Harris S, Baena FR, Barrett AR, Cobb JP. Very low-dose computed tomography for planning and outcome measurement in knee replacement: the imperial knee protocol. *The Journal of bone and joint surgery*. British volume. 2006 Nov;88(11):1513-8.
63. Hernigou PH, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D. Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *The Journal of bone and joint surgery*. American volume. 1987 Mar 1;69(3):332-54.
64. Heywood AWB. Recurrent dislocation of the patella: a study of its pathology and treatment in 106 knees. *J Bone Joint Surg* 1961;43B:508.
65. Hollinshead WH. *Anatomy for surgeons*, 2nd ed. New York: Harper & Row, 1968;3.
66. Howell SM, Hull ML. Kinematic alignment in total knee arthroplasty. Definition, history, principle, surgical technique, and results of an alignment option for TKA. *Arthropeadia*. 2014;1:44-53
67. Hsu H, Siwiec RM. *Knee osteoarthritis*. 2018
68. Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clinical orthopaedics and related research*. 1990 Jun 1(255):215-27.
69. Hungerford DS, Krackow KA, Kenna RV. Cementless total knee replacement in patients 50 years old and under. *The Orthopedic Clinics of North America*. 1989 Apr 1;20(2):131-45.

70. Hunt SA, Jazrawi LM, Sherman OH. Arthroscopic management of osteoarthritis of the knee. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2002 Sep 1;10(5):356-63.
71. Hutt JR, LeBlanc MA, Massé V, Lavigne M, Vendittoli PA. Kinematic TKA using navigation: surgical technique and initial results. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2016 Feb 1;102(1):99-104.
72. Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA. Total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*. 1985 Jan 1(192):13-22.
73. Insall JN, Scott WN, Ranawat CS. The total condylar knee prosthesis. *J Bone Joint Surg*. 1979; 61A(2):173–180.
74. Insall, John N. "Adventures in mobile-bearing knee design: a mid-life crisis." (1998): 1021-1023.
75. Itokazu M, Uemura S, Aoki T, Takatsu T. Analysis of rising from a chair after total knee arthroplasty. *Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, NY))*. 1998 Jan 1;57(2):88-92.
76. Jacobs WC, Clement DJ, Wymenga AB. Retention versus removal of the posterior cruciate ligament in total knee replacement: a systematic literature review within the Cochrane framework. *Acta orthopaedica*. 2005 Jan 1;76(6):757-68.
77. Jamali AA, Emmerson BC, Chung C, Convery FR, Bugbee WD. Fresh osteochondral allografts. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2005 Aug 1;437:176-85.
78. Johnson DP, Eastwood DM. Lateral patellar release in knee arthroplasty: effect on wound healing. *The Journal of arthroplasty*. 1992 Jan 1;7:427-31.
79. Jones RD. Congenital dislocation of the patella. *Clin Orthop* 1976;119:177.; Katz ER. Congenital absence of the patella. *J Pediatr* 1949;34:760.
80. Kanamiya T, Naito M, Hara M, Yoshimura I. The influences of biomechanical factors on cartilage regeneration after high tibial osteotomy for knees with medial compartment osteoarthritis: clinical and arthroscopic observations. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2002 Sep 1;18(7):725-9.
81. Kapandji IA. *The physiology of the joints*, 2<sup>nd</sup> ed. New York: Churchill Livingstone, 1970;2.

82. Kärrholm, Johan, and Tuuli Saari. "Removal or retention—will we ever know? The posterior cruciate ligament in total knee replacement." (2005): 754-756.
83. Kauffer H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg* 1971;53A:1551.
84. Keblish PA. The lateral approach to the valgus knee. Surgical technique and analysis of 53 cases with over two-year follow-up evaluation. *Clinical orthopaedics and related research*. 1991 Oct 1(271):52-62.
85. Kettlekamp DB, Chao EYS. A method of quantitative analysis of medial and lateral compression forces at the knee during stand. *Clin Orthop* 1972;83:202.
86. Kim YH, Kook HK, Kim JS. Comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee arthroplasties. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2001 Nov 1;392:101-15.
87. Klatt BA, Goyal N, Austin MS, Hozack WJ. Custom-fit total knee arthroplasty (OtiKnee) results in malalignment. *The Journal of arthroplasty*. 2008 Jan 1;23(1):26-9.
88. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz MR, Walker S, Outten J. In vivo polyethylene bearing mobility is maintained in posterior stabilized total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2004 Nov 1;428:207-13.
89. Kon E, Verdonk P, Condello V, Delcogliano M, Dhollander A, Filardo G, Pignotti E, Marcacci M. Matrix-assisted autologous chondrocyte transplantation for the repair of cartilage defects of the knee: systematic clinical data review and study quality analysis. *The American journal of sports medicine*. 2009 Nov;37(1\_suppl):156-66.
90. Koo MH, Choi CH. Conservative treatment for the intraoperative detachment of medial collateral ligament from the tibial attachment site during primary total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2009 Dec 1;24(8):1249-53.
91. Kozinn SC, Scott RI. Unicondylar knee arthroplasty. *JBJS*. 1989 Jan 1;71(1):145-50.
92. Krackow KA, Jones MM, Teeny SM, Hungerford DS. Primary total knee arthroplasty in patients with fixed valgus deformity. *Clinical orthopaedics and related research*. 1991 Dec 1(273):9-18.
93. Krackow KA, Mihalko WM. Flexion-extension joint gap changes after lateral structure release for valgus deformity correction in total knee arthroplasty: a cadaveric study. *The Journal of Arthroplasty*. 1999 Dec 1;14(8):994-1004.

94. Laskin RS, O'Flynn HM. The Insall Award. Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in rheumatoid arthritis. Problems and complications. *Clinical orthopaedics and related research*. 1997 Dec 1(345):24-8.
95. Lesh ML, Schneider DJ, Deol G, Davis B, Jacobs CR, Pelligrini Jr VD. The consequences of anterior femoral notching in total knee arthroplasty: a biomechanical study. *JBJS*. 2000 Aug 1;82(8):1096.
96. Lombardi Jr AV, Engh GA, Volz RG, Albrigo JL, Brainard BJ. Fracture/dissociation of the polyethylene in metal-backed patellar components in total knee arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1988 Jun 1;70(5):675-9.
97. Lovejoy JF. Popliteus muscle in man. *Anat Rec* 1971;169:727.
98. Magnuson PB. Joint debridement: Surgical treatment of degenerative arthritis. *Surg Gynecol Obst*. 1941;73:1-9.
99. Magnussen RA, Weppe F, Demey G, Servien E, Lustig S. Residual varus alignment does not compromise results of TKAs in patients with preoperative varus. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2011 Dec;469(12):3443-50.
100. Malkani AL, Rand JA, Bryan RS, Wallrichs SL. Total knee arthroplasty with the kinematic condylar prosthesis. A ten-year follow-up study. *The Journal of Bone and Joint surgery. American Volume*. 1995 Mar 1;77(3):423-31.
101. Manjunath KS, Gopalakrishna KG, Vineeth G. Evaluation of alignment in total knee arthroplasty: a prospective study. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2015 Jul;25(5):895-903.
102. Mann RA, Hogg JL. The popliteus muscle. *J Bone Joint Surg* 1977;59A:924-927.
103. Maruyama S, Yoshiya S, Matsui N, Kuroda R, Kurosaka M. Functional comparison of posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2004 Apr 1;19(3):349-53.
104. Meding JB, Keating EM, Ritter MA, Faris PM. Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy: a comparison study in patients who had bilateral total knee replacement. *JBJS*. 2000 Sep 1;82(9):1252.
105. Meyers MH, Akeson WA, Convery FR. Resurfacing of the knee with fresh osteochondral allograft. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1989 Jun 1;71(5):704-13.

106. Miller EJ, Pagnano MW, Kaufman KR. Tibiofemoral alignment in posterior stabilized total knee arthroplasty: static alignment does not predict dynamic tibial plateau loading. *Journal of Orthopaedic Research*. 2014 Aug;32(8):1068-74.
107. Mitchell Ns, Shepard N. Changes in proteoglycan and collagen in cartilage in rheumatoid arthritis: A study by light and electron microscopy. *JBJS*. 1978 Apr 1;60(3):349-54.
108. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg* 1987; 69A:745.
109. Morgan H, Battista V, Leopold SS. Constraint in primary total knee arthroplasty. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2005 Dec 1;13(8):515-24.
110. Mugnai R, Digennaro V, Ensini A, Leardini A, Catani F. Can TKA design affect the clinical outcome? Comparison between two guided-motion systems. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2014 Mar;22(3):581-9.
111. Mullaji AB, Shetty GM. Deformity correction in total knee arthroplasty. Springer; 2014 May 7.
112. Mullaji AB, Shetty GM. Lateral epicondylar osteotomy using computer navigation in total knee arthroplasty for rigid valgus deformities. *The Journal of arthroplasty*. 2010 Jan 1;25(1):166-9.
113. Müller W. *The knee: form, function, and ligament reconstruction*. New York: Springer-Verlag, 1983.
114. Nam D, Nunley RM, Barrack RL. Patient dissatisfaction following total knee replacement: a growing concern?. *The bone & joint journal*. 2014 Nov;96(11\_Supple\_A):96-100.
115. Nikolopoulos D, Michos I, Safos G, Safos P. Current surgical strategies for total arthroplasty in valgus knee. *World journal of orthopedics*. 2015 Jul 18;6(6):469.
116. Nikolopoulos DD, Polyzois I, Apostolopoulos AP, Rossas C, Moutsios-Rentzos A, Michos IV. Total knee arthroplasty in severe valgus knee deformity: comparison of a standard medial parapatellar approach combined with tibial tubercle osteotomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2011 Nov 1;19(11):1834-42.

117. Pagnano MW, Cushner FD, Scott NW. Role of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 1998 May 1;6(3):176-87.
118. Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG, Stuart MJ. Flexion instability after primary posterior cruciate retaining total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 1998 Nov 1;356:39-46.
119. Pagnano MW, Trousdale RT, Stuart MJ, Hanssen AD, Jacofsky DJ. Rotating platform knees did not improve patellar tracking: a prospective, randomized study of 240 primary total knee arthroplasties. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 2004 Nov 1;428:221-7.
120. Pandit H, Jenkins C, Barker K, Dodd CA, Murray DW. The Oxford medial unicompartmental knee replacement using a minimally-invasive approach. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 2006 Jan;88(1):54-60.
121. Pappas MJ. Engineering design of the LCS knee replacement. In *LCS® Mobile Bearing Knee Arthroplasty 2002* (pp. 39-52). Springer, Berlin, Heidelberg.
122. Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, Berry DJ. Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *JBJS*. 2010 Sep 15;92(12):2143-9.
123. Patil S, McCauley JC, Pulido P, Colwell CW. How do knee implants perform past the second decade? Nineteen-to 25-year followup of the Press-fit Condylar design TKA. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2015 Jan;473(1):135-40.
124. Pereira DS, Jaffe FF, Ortiguera C. Posterior cruciate ligament-sparing versus posterior cruciate ligament-sacrificing arthroplasty: functional results using the same prosthesis. *The Journal of arthroplasty*. 1998 Feb 1;13(2):138-44.
125. Peterson L, Minas T, Brittberg M, Lindahl A. Treatment of osteochondritis dissecans of the knee with autologous chondrocyte transplantation: results at two to ten years. *JBJS*. 2003 Apr 1;85(suppl\_2):17-24.
126. Puthumanapully PK, Harris SJ, Leong A, Cobb JP, Amis AA, Jeffers J. A morphometric study of normal and varus knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2014 Dec 1;22(12):2891-9.

127. Ranawat AS, Ranawat CS, Elkus M, Rasquinha VJ, Rossi R, Babhulkar S. Total knee arthroplasty for severe valgus deformity. *JBJS*. 2005 Sep 1;87(1\_suppl\_2):271-84.
128. Ranawat CS, Flynn Jr WF, Saddler ST, Hansraj KK, Maynard MJ. Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study. *Clinical orthopaedics and related research*. 1993 Jan 1(286):94-102.
129. Ranawat CS. Total-condylar knee arthroplasty for valgus and combined valgus-flexion deformity of the knee. *Techniques Orthop*. 1988; 3(2):67-75.
130. Rand JA, Ilstrup DM. Survivorship analysis of total knee arthroplasty. Cumulative rates of survival of 9200 total knee arthroplasties. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1991 Mar 1;73(3):397-409.
131. Rasquinha VJ, Ranawat CS, Cervieri CL, Rodriguez JA. The Press-Fit Condylar Modular Total Knee System with a Posterior Cruciate-Substituting DesignN1: A Concise Follow-up of a Previous Report. *JBJS*. 2006 May 1;88(5):1006-10.
132. Rees JL, Price AJ, Lynskey TG, et al. Medial unicompartmental arthroplasty after failed high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Br*. 2001; 83:1034-1036.
133. Ries MD, Philbin EF, Groff GD, Sheesley KA, Richman JA, FRANKLIN LYNCH JR. Improvement in cardiovascular fitness after total knee arthroplasty. *JBJS*. 1996 Nov 1;78(11):1696-701.
134. Ritter MA, Campbell E, Faris PM, Keating EM. Long-term survival analysis of the posterior cruciate condylar total knee arthroplasty: a 10-year evaluation. *The Journal of arthroplasty*. 1989 Dec 1;4(4):293-6.
135. Ritter MA, Campbell ED. Postoperative patellar complications with or without lateral release during total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*. 1987 Jun 1(219):163-8.
136. Ritter MA, Davis KE, Meding JB, Pierson JL, Berend ME, Malinzak RA. The effect of alignment and BMI on failure of total knee replacement. *JBJS*. 2011 Sep 7;93(17):1588-96.
137. Ritter MA, Herbst SA, Keating EM, Faris PM, Meding JB. Long-term survival analysis of a posterior cruciate-retaining total condylar total knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*. 1994 Dec 1(309):136-45.

138. Rivière C, Ollivier M, Girerd D, Argenson JN, Parratte S. Does standing limb alignment after total knee arthroplasty predict dynamic alignment and knee loading during gait?. *The Knee*. 2017 Jun 1;24(3):627-33.
139. Rodricks DJ, Patil S, Pulido P, Colwell Jr CW. Press-fit condylar design total knee arthroplasty: fourteen to seventeen-year follow-up. *JBJS*. 2007 Jan 1;89(1):89-95.
140. Roth JD, Howell SM, Hull ML. Native knee laxities at 0, 45, and 90 of flexion and their relationship to the goal of the gap-balancing alignment method of total knee arthroplasty. *JBJS*. 2015 Oct 21;97(20):1678-84.
141. Rowe PJ, Myles CM, Walker C, Nutton R. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life?. *Gait & posture*. 2000 Oct 1;12(2):143-55.
142. Scapinelli R. Blood supply of the human patella: its relation to ischemic necrosis after fracture. *J Bone Joint Surg* 1967;49B:563-569.
143. Schwartzman VL, Schwartzman RO. Corticotomy. *Clinical orthopaedics and related research*. 1992 Jul 1(280):37-47
144. Scott RD. Anterior femoral notching and ipsilateral supracondylar femur fracture in total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 1988;3(4):381.
145. Scuderi G, Scharf SC, Melffen L, Nisonson B, Scott N. Evaluation of patella viability after disruption of the arterial circulation. *Am J Sports Med* 1987;15:490-493.
146. Scuderi GR, Insall JN, Windsor RE, Moran MC. Survivorship of cemented knee replacements. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 1989 Nov;71(5):798-803.
147. Sculco TP. The role of constraint in total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2006 Jun 1;21(4):54-6.
148. Sculco, Thomas P. "The case for total knee replacement in unicompartmental knee arthritis." (1994): 857-858.
149. Seebacher JR, Inglis AE, Marshall JL, Warren RF. The structure of the posterolateral aspect of the knee. *J Bone Joint Surg* 1982;64A(4):536-541
150. Shortkoff S, Barone L, Hsu H-P, et al. Healing of chondral and osteochondral defects in a canine model: the role of cultured chondrocytes in regeneration of articular cartilage. *Biomaterials* 1996;17:147-54.

151. Sledge CB, Ewald FC. Total knee arthroplasty experience at the Robert Breck Brigham Hospital. *Clinical orthopaedics and related research*. 1979 Nov 1(145):78-84.
152. Sorrells RB, Stiehl JB, Voorhorst PE. Midterm results of mobile-bearing total knee arthroplasty in patients younger than 65 years. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®. 2001 Sep 1;390:182-9.
153. Sprenger TR, Doerzbacher JF. Tibial osteotomy for the treatment of varus gonarthrosis: survival and failure analysis to twenty-two years. *JBJS*. 2003 Mar 1;85(3):469-74.
154. Srivastava A, Lee GY, Steklov N, Colwell Jr CW, Ezzet KA, D'Lima DD. Effect of tibial component varus on wear in total knee arthroplasty. *The Knee*. 2012 Oct 1;19(5):560-3.
155. Stern SH, Bowen MK, Insall JN, Scuderi GR. Cemented total knee arthroplasty for gonarthrosis in patients 55 years old or younger. *Clinical orthopaedics and related research*. 1990 Nov 1(260):124-9.
156. Stern SH, Insall JN. Posterior stabilized prosthesis. Results after follow-up of nine to twelve years. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1992 Aug 1;74(7):980-6.
157. Stern SH, Insall JN. Total knee arthroplasty in obese patients. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1990 Oct 1;72(9):1400-4.
158. Stern, S. H., Bowen, M. K., Insall, J. N., & Scuderi, G. R. "Cemented total knee arthroplasty for gonarthrosis in patients 55 years old or younger." *Clinical orthopaedics and related research* 260 (1990): 124-12
159. Stuart MJ, Rand JA. Total knee arthroplasty in the young adult. *Orthop Trans*. 1987; 11:441–442.
160. Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ, Lazovic D, Wefer A. High tibial osteotomy versus unicompartmental joint replacement in unicompartmental knee joint osteoarthritis:: 7–10-year follow-up prospective randomised study. *The Knee*. 2001 Oct 1;8(3):187-94.
161. Stulberg SD. Bi/tri-compartmental degenerative knee disease in the young patient. *Orthopedics*. 1995 Sep 1;18(9):899-901.
162. Swanik CB, Lephart SM, Rubash HE. Proprioception, kinesthesia, and balance after total knee arthroplasty with cruciate-retaining and posterior stabilized prostheses. *JBJS*. 2004 Feb 1;86(2):328-34.

163. Tanzer M, Smith K, Burnett S. Posterior-stabilized versus cruciate-retaining total knee arthroplasty: balancing the gap. *The Journal of arthroplasty*. 2002 Oct 1;17(7):813-9.
164. Udomkiat P, Meng BJ, Dorr LD, Wan Z. Functional comparison of posterior cruciate retention and substitution knee replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007). 2000 Sep 1;378:192-201.
165. Vanlommel L, Vanlommel J, Claes S, Bellemans J. Slight undercorrection following total knee arthroplasty results in superior clinical outcomes in varus knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2013 Oct 1;21(10):2325-30.
166. Vince KG, Abdeen A, Sugimori T. The unstable total knee arthroplasty: causes and cures. *The Journal of arthroplasty*. 2006 Jun 1;21(4):44-9.
167. Weale AE, Newman JH. Unicompartmental arthroplasty and high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. A comparative study with a 12-to 17-year follow-up period. *Clinical orthopaedics and related research*. 1994 May 1(302):134-7.
168. Weir DJ, Moran CG, Pinder IM. Kinematic condylar total knee arthroplasty: 14-year survivorship analysis of 208 consecutive cases. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. 1996 Nov;78(6):907-11.
169. Whiteside LA. Correction of ligament and bone defects in total arthroplasty of the severely valgus knee. *Clinical orthopaedics and related research*. 1993 Mar 1(288):234-45.
170. Whiteside LA. Principles of ligament balancing and alignment in total knee arthroplasty. Parvizi J, Cashman J, Goyal N, Morrey MC, Restrepo C. *The Knee: reconstruction, replacement and revision*. Towson: Data Trace Publishing Company. 2013;51(01):51-23.
171. Whiteside LA. Selective ligament release in total knee arthroplasty of the knee in valgus. *Clinical orthopaedics and related research*. 1999 Oct 1(367):130-40.
172. Wiberg G. Roentgenographic and anatomic studies on the femoral patellar joint. *Acta Orthop Scand* 1941;12:319-410.
173. Williot A, Rosset P, Favard L, Brilhault J, Burdin P. Total knee arthroplasty in valgus knee. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2010 Jun 1;96(4):S37-42.
174. Wilson MG, Kelley K, Thornhill TS. Infection as a complication of total knee-replacement arthroplasty. Risk factors and treatment in sixty-seven cases. *JBJS*. 1990 Jul 1;72(6):878-83.

175. Yim JH, Song EK, Khan MS, hui Sun Z, Seon JK. A comparison of classical and anatomical total knee alignment methods in robotic total knee arthroplasty: classical and anatomical knee alignment methods in TKA. *The Journal of arthroplasty*. 2013 Jun 1;28(6):932-7.
176. Zalzal P, Backstein D, Gross AE, Papini M. Notching of the anterior femoral cortex during total knee arthroplasty: characteristics that increase local stresses. *The Journal of arthroplasty*. 2006 Aug 1;21(5):737-43.
177. Zhao ZQ, Xu J, Wang RL, Xu LN. The efficacy of synovectomy for total knee arthroplasty: a meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2018 Dec;13(1):1-9.