

УНИВЕРСИТЕТСКА МНОГОПРОФИЛНА БОЛНИЦА ЗА АКТИВНО  
ЛЕЧЕНИЕ И СПЕШНА МЕДИЦИНА „Н. И. ПИРОГОВ“

---

ПЪРВИЧНО ЗВЕНО ПО ОРТОПЕДИЯ И ТРАВМАТОЛОГИЯ

**д-р Мария Андреева Хаджиниколова**

**РАМЕННО ПРОТЕЗИРАНЕ – АНАЛИЗ НА РЕЗУЛТАТИТЕ  
И УСЛОЖНЕНИЯТА**

**Дисертационен труд**

**за присъждане на образователна и научна степен**

**„Доктор“**

**Научна специалност „Ортопедия и травматология“**

**Научен ръководител:**

**доц. д-р Михаил Ивов Рашков, дм**

София

2024

## Съдържание

Използвани съкращения.....	i
Резюме.....	ii
Публикации, свързани с темата.....	vi
Увод.....	viii
Раздел I. Литературен обзор.....	1
Раздел II. Цел и задачи.....	64
Раздел III. Материали и методи.....	65
Раздел IV. Резултати и усложнения.....	79
Раздел V. Обсъждане.....	109
Раздел VI. Изводи.....	168
Раздел VII. Заключение.....	169
Раздел VIII. Приноси.....	170
Раздел IX. Библиография.....	I

## Използвани съкращения:

<b>АВН</b> – аваскуларна некроза	<b>АСНР</b> – a. circumflexa humeri posterior
<b>АХР</b> – акромио-хумерално разстояние	<b>АSES Score</b> – American Shoulder and Elbow Surgeons Score
<b>ГТ</b> – голям туберкул	<b>ARFI</b> – acoustic radiation force impulse
<b>ГХС</b> – глено-хумерална става	<b>AUC</b> – area under the curve
<b>ДАРП</b> – двуполусно анатомично раменно протезиране	<b>BMI</b> – body mass index
<b>ДГХЛК</b> – долен гленохумерален лигаментарен комплекс	<b>CS</b> – Constant-Murley Score
<b>ДОРП</b> – двуполусно обратно раменно протезиране	<b>CSabs</b> – абсолютен Constant-Murley Score
<b>ИМОС</b> – интрамедуларна остеосинтеза	<b>CSindiv</b> – индивидуален Constant-Murley Score
<b>КТ</b> – компютърна томография	<b>CSrel</b> – релативен Constant-Murley Score
<b>ЛГ</b> – латерализарна гленосфера	<b>DASH</b> – Disabilities of the ARM, Shoulder, and Hand
<b>ЛХ</b> – латерализирана хумерална компонента	<b>FOV</b> – field of view
<b>МГ</b> – медиализирана гленосфера	<b>IS</b> – m. infraspinatus
<b>МТ</b> – малък туберкул	<b>NI</b> – notching index
<b>МХ</b> – медиализирана хумерална компонента	<b>PGRD</b> – peg-glenoid rim distance
<b>ОДС</b> – опорно-двигателна система	<b>PSNA</b> – prosthesis scapular-neck angle
<b>ОРВФ</b> – Открита репозиция с вътрешна фиксация	<b>pSWE</b> – Point shear wave elastography
<b>РИ</b> – ротаторен интервал	<b>ROC</b> – Receiver Operating Characteristic Analysis
<b>РМ</b> – ротаторен маншон	<b>ROI</b> – range of interest
<b>РН</b> – раменна нестабилност	<b>RSA</b> – reverse shoulder arthroplasty
<b>СН</b> – скапуларен ночинг	<b>SBOD</b> – sphere bone overhang distance
<b>СРК</b> – creatine phosphokinase	<b>SE</b> – strain elastography
<b>СС</b> – стабилност на ставата	<b>SNA</b> – scapular neck angle
<b>УЗ</b> – ултразвук	<b>SSP</b> – m. supraspinatus
<b>УЗЕ</b> – ултразвукова еластография	<b>SST</b> – Simple Shoulder Test
<b>ФПХ</b> – фрактура на проксимален хумерус	<b>SUBS</b> – m. subscapularis
<b>ЦР</b> – център на ротация	<b>SWE</b> – shear wave elastography
<b>ШДЪ</b> – шийно-диафизарен ъгъл	<b>SWS</b> – shear wave speed
<b>МР</b> – магнитен резонанс	
<b>АСНА</b> – a. circumflexa humeri anterior	

## Резюме

**Цел:** Да се извърши ретроспективен анализ на резултатите и усложненията при лекувани с еднополюсно и reverse раменни протези пациенти и да се изработи алгоритъм за проследяване.

**Дизайн:** Ретроспективно, проследяваща серия.

**Пациенти:** На лечебен алгоритъм с еднополюсни и reverse раменни протези са подложени съответно 136 пациенти и 62 пациенти. От първата група пациенти съобразно критериите за селекция са проследени 33 – 7 мъже и 25 жени. От втората група пациенти според критериите за селекция са проследени 26-5 мъже и 21 жени. На ехографска оценка на РМ подлежат 33 пациенти, а оценката на механичните свойства на m.deltoideus с SWE при reverse ендопротезираните пациенти се проведе при 20 пациенти. Подбра се контролна група от 48 здрави рамена без данни за предходни травми, хирургични интервенции и запазен пълен обем движения.

**Метод:** Изследването е проведено в УМБАЛСМ „Н. И. Пирогов“. Пациентите са лекувани и проследявани по специфичен алгоритъм. При всички пациенти е използван делтоидо-пекторален достъп. На първично еднополюсно раменно протезиране след ФПХ са подложени 29 пациенти, а останалите 4 са протезирани след разпад на ОРВФ. Алгоритъмът за проследяване включва оценка на усложнения – несрастване и резорбция на туберкулите, миграция на импланта, ерозия на гленоида (рентгенологично проследяване) и оценка на целостта на РМ (ехографско). В групата на reverse протезираните пациенти 22 пациенти са протезирани след ФПХ и 4 пациенти след ОРИФ. Алгоритъмът за оценка на усложненията след RSA, включва: нестабилност, резорбция и несрастване на туберкулите (рентгенологично) и оценка на механичните свойства на m.deltoideus (ехографско). Функционалната оценка на двете групи ендопротезирани пациенти е с DASH и CS- скалите.

**Резултати:** *Хемипротезирани пациенти.* В нашата кохорта пациенти постигаме изключително висок процент на срастване на двата туберкула – 93,75%. По отношение на резорбцията на туберкулите в края на първия период на проследяване (шест месеца) установяваме отчитаме резорбция на ГТ – 4%, а на МТ – 28%. Честотата на резорбция на туберкулите се увеличава

с близо 5 пъти за ГТ и 2 пъти за МТ при крайното проследяване. Целостта на РМ оценяваме с рентгенологични (АХР и трансляция на хумералната глава) и ехографски методи (директна ехографска оценка на РМ). След еднополюсно раменно протезиране АХР остана в норма на шестия месец при 80% от пациентите. Едва 50% от пациентите при крайното проследяване имат **АХР**, което попада в нормалните граници. От направения рентгенологичен анализ за **трансляция на хумералната глава** установихме, че при около 60% от пациентите на 6-ия месец от проследяването наблюдаваме нормално позиционирана хумерална глава, но този процент намалява до около 20% при крайното проследяване. Общата честота на пациентите с увреда на РМ в нашето изследване е 78,12%. Ерозия на cavitas glenoidalis на 6-ия месец е 62,5 %, който се увеличава драстично при крайното проследяване.

Отлични функционални резултати се отчитат според CSabs едва при 6,25% (n=2), а лошите са 46,86% (n=15). След направен анализ се установи, че повечето фрактури, лекувани с еднополюсни раменни протези са 4-фрагментни и имат статистически значима корелация с клиничните резултати – CSabs, CSrel и DASH ( $p \leq 0,24$ ). Този тип фрактури се свързват с предимно лоши резултати след раменното протезиране, в нашата кохорта – 42% незадоволителни резултати.

*RSA-протезирани пациенти.* При пациентите, оперирани с RSA ендопротези, се откриха по-малко рентгенологични усложнения. **Несрастване** на ГТ и МТ се наблюдава при 8% от всички случаи във всички етапи на проследяването. В изследваната от нас група пациенти на шестия месец наблюдаваме частична резорбция на МТ при 3,9%. При крайното проследяване се наблюдава увеличаване на резорбиралите се МТ – 15,3% и ГТ – 11,3%. РН установихме при 11,4% от пациентите, като при всички тя е ранна и при един – рецидивираща. За да се оценят измененията на m.deltoideus установихме нормалните стойности за механичните свойства на мускула с двете методики на ултразвукова еластография – SWE и strain. При SWE по сегменти те са: А1 2,46-3,33 m/s, А2 2,58-3,63 m/s, М 3,05-3,80 m/s, Р1 2,86-3,88 m/s, Р2 2,63-3,33 m/s. От резултатите при strain еластографията прави впечатление, че най-често в сегментите А1, А2, преобладаващата еластичност на мускула попада в категория 1. В сегменти М, Р1, Р2 – преобладава категория 2. При пациентите с RSA бе направен сравнителен анализ между оперирано – неоперирано рамо и се установи

переразпределение на мускулната еластичност към по-висока ригидност след оперативната интервенция. Сравнението между установената специфичност и чувствителност на същата група пациенти за SWE и strain еластографията в сегмент P2. SWE се оказа с близо 0,1 по-чувствителен метод, но с по-ниска специфичност спрямо strain еластографията – 0,792 за P2 за SWE и 0,830 за strain. В нашата кохорта пациенти анализът на функционалните резултати показва, че средният CSabs е 69,96, CSrel - 88,73, CSind 82.

**Изводи:** Хемипротезирането при ФПХ и след ОРИФ е метод за лечение с неясен резултат, докато RSA-протезирането води до по-бързи и по-добри функционални резултати в ранния период на проследяване. Конвенционалната ехография има място за мониторирането на състоянието на РМ при еднополюсно ендопротезирани пациенти. Ултразвуковата еластография има потенциала да се утвърди като методика за оценка на функцията на m.deltoideus при обратно раменно протезираните пациенти и връзката с неговата еластичност и функционалните резултати на пациентите.

**Заключение:** Раменното протезиране е техника за лечение както на дегенеративни състояния на раменната става и ФПХ, неподлежащи на реконструкция, така и при разпаднала се ОРВФ по повод ФПХ. Независимо че резултатите на Neer са с трудна повторимост и учебната крива при този тип раменно протезиране е стръмна, с непредвидими функционални резултати – еднополюсното раменно протезиране дълго време се смята за „златен стандарт“.

С навлизането на обратното раменно протезиране, което е спасяваща техника при недостатъчност на РМ, ФПХ с много фрагментни туберкули с висок риск от исхемия и ограничена възможност за анатомична реконструкция, все повече се разширяват показанията за селекция на пациентите. Причината за това се корени в по-предвидимите, по-добри функционални резултати, които се постигат в по-кратък срок от лечението на пациента.

Сравнителният анализ на двете техники в нашето проучване потвърди резултатите на редица други изследвания по отношение на клиничните резултати и честотата на усложненията. При обратното раменно протезиране функционалните резултати са по-добри. Еднополюсното ендопротезиране намира все по-ограничено приложение при много добре

селектирани пациенти. Ключов момент за постигане на добри функционални резултати при ендопротезираните пациенти е: възстановяването на анатомичните съотношения на хумеруса: височината, верзията му и най-важното – анатомичната реконструкция на туберкулите. При пациентите с RSA стави освен позиционирането на компонентите според правилата на Gramont стои *m. deltoideus*. Системното проследяване на пациентите и изработването на единен алгоритъм за това в определени етапи на следоперативния период помага да се установят рано редица усложнения и да се избегне търсенето на решение на предизвикателни от хирургична гледна точка проблеми.

## Публикации и участия в научни форуми във връзка с дисертационния труд

### I. Публикации във връзка с дисертационния труд

1. Хаджиниколова, М., Д. Енчев, А. Балтов, М. Рашков. Ултразвукова еластография – видове, физични аспекти на методиката и клинично приложение при ОДС. Диагностичен и терапевтичен ултразвук, vol. 27, N 1, 2022.
2. Хаджиниколова, М., Д. Енчев, А. Балтов, М. Рашков. Връзка между проксималната миграция на импланта и ехографски установени лезии на ротаторния маншон при пациенти след еднополюсно раменно протезиране. Диагностичен и терапевтичен ултразвук, vol. 27, N 1, 2022.
3. Rusimov, L., Zderic, I., Ciric, D., Barcik J.P., Enchev, D., Rashkov, M., Hadzhinikolova M., Richards, G., Gueorguiev, B., Baltov, A. Does Supplemental Intramedullary Grafting Increase Stability of Plated Proximal Humerus Fractures? J Orthop Trauma. 2019 Apr;33(4):196-202.

### II. Участия в научни форуми

1. Hadzhinikolova, M., Rusimov, L., Raskov, M. Tuberosities in RSA – to fix it or not?, 7th European Hand Trauma Prevention Congress, Plovdiv, Bulgaria, 19-22.10. 2023, oral presentation.
2. Hadzhinikolova M., Enchev, D., Baltov, A., Gueorguiev, B., Rusimov, L., Rashkov, M. Ultrasonographic Shear Wave Elastography Assessment Of Deltoid Muscle Mechanical Characteristics After Shoulder Arthroplasty, 24th EFORT Congress in Vienna, Austria, 24-26.05.2023, poster presentation.



3. **Hadzhinikolova M.** Enchev, D., Baltov, A., Gueorguiev, B., Rusimov, L., Rashkov, M. Risk Factors For Shoulder Instability After Reverse Shoulder Arthroplasty Following Primary Fracture Or Failed ORIF, 24th EFORT Congress in Vienna, Austria, 24-26.05.2023, poster presentation.
4. **Хаджиниколова, М.,** Д. Енчев, А. Балтов, М. Рашков. Ултразвукова еластография за оценка на м. делтоидеус при пациенти след раменно протезиране, XV Национален конгрес БОТА, Бургас, България, 29.09-02.10.2022, устна презентация.
5. **Хаджиниколова, М.,** Д. Енчев, А. Балтов, М. Рашков. Раменна нестабилност след reverse ендопротезиране. XV Национален конгрес БОТА, Бургас, България, 29.09-02.10.2022, устна презентация.
6. **Хаджиниколова, М.,** Д. Енчев, А. Балтов, М. Рашков. Ултразвукова еластография за оценка на м. делтоидеус при обратното раменно протезиране. Национална конференция хирургия на ръка. Велико Търново, България, 13-15.05.2022, устна презентация.
7. **Хаджиниколова, М.,** Д. Енчев, А. Балтов, М. Рашков. Ранни резултати след раменно протезиране. XXIV Дни на българската ортопедия и травматология. Пловдив, България, 02-04.10. 2020, устна презентация.
8. **Хаджиниколова, М.,** Д. Енчев, А. Балтов,. М. Рашков. Ултразвукова оценка на ротаторния маншон при еднополюсно раменно протезиране – ограничение на метода, XIV Национален конгрес на БОТА, Златни пясъци, България, 03-06.10. 2019, устна презентация.

## Увод

Ендопротезирането на раменната става нараства ежегодно. Причината се корени във факта, че раменното протезиране е успешен метод за лекуване на редица дегенеративни и травматични проблеми на раменната става<sup>474</sup>. Натрупването на повече хирургичен опит, усъвършенстването на хирургичната техника и еволюцията на дизайна на имплантите води до добри клинични резултати.

Ясна е тенденцията за отлив от хемипротезирането поради високия процент усложнения. Независимо от това то остава средство на избор при много добре селектирани пациенти. От друга страна, употребата на reverse системите за ендопротезиране се увеличава скорострелно. Въпреки обещаващите резултати, облекчаването на болковия синдром при пациентите и отличните клинични резултати, редица проблеми и усложнения остават нерешени. Все още усложненията след раменното протезиране в различни метаанализи варират от много ниски до стряскащите 40 %<sup>474</sup>.

Макар че раменното протезиране е широко застъпена хирургична техника, се оказва, че липсва стандартизиран подход за проследяване на пациентите след такава хирургия. На фона на увеличаването на продължителността на живот, не достатъчният брой проучвания за дългосрочната преживяемост на имплантите поставя въпроса за мониторирането на пациентите в кратко-, средно- и дългосрочен план. Анализът на етапите на възстановяване в следоперативния период и възможните усложнения, които могат да се проявят във всеки един от тях, стоят в основата на оптимизацията на следоперативното проследяване на пациента и изработването на алгоритъм за проследяване. Инструментите за осъществяване на това са: образни (рентгенологични и ехографски) и клинични методи, базирани на различни скали за оценка на функционалните резултати.

Рентгеновото изследване дава информация за: ставната конгруентност, позицията на имплантите, резорбцията на туберкулите, (не)срастването на туберкулите, ерозията на гленоида при хемипротезираните пациенти. Акромиохумералното разстояние и трансляцията на хумералната глава спрямо гленоидалната повърхност при пациентите след еднополюсно

раменно протезиране са косвени белези за оценка на целостта на ротаторния маншон (PM).

Ултразвуковата диагностика дава възможност за достъпна, лесно приложима, евтина и навременна диагностика на патологичните състояния след раменно протезиране. На практика ехографската диагностика на PM след раменно протезиране е един от най-лесните и надеждни методи за доказване на тотална или частична лезия на PM. От друга страна, нови ехографски методики като strain и SW еластографията дават възможност за определяне на еластичността на делтовидния мускул – основен двигател при RSA протезите. На тази нова методика се залагат големи надежди за подпомагането на диагностиката на различни патологични изменения в *m. deltoideus*, за които досега се разчиташе на субективна оценка и опита на хирурга като: мастна инфилтрация, степен на сраствания, дори и опъна на мускула.

Крайният резултат от този процес на проследяване и създаването на алгоритъм за проследяване дава възможност за ранна оценка на състоянието, усложненията и навременното решаване на проблема, което води до по-добро качество на живот на пациента и намалява честотата на трудно решими и предизвикателни за ревизия случаи.

# I. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

## 1.1. Хирургична анатомия

### 1.1.1. Костна анатомия

#### 1.1.1.1. Проксимален хумерус

*Проксималният хумерус* участва в образуването на раменната става и се намира в дълбочина на делтовидната област – *regio deltoidea*. Нейните граници съответстват на разположението на *m. deltoideus*<sup>513</sup>. От горната страна тя се ограничава от *acromion scapulae*, *clavicula*, *spina scapulae*, т.е. структурите, от които започва делтовидният мускул<sup>513</sup>. За предна и задна граница служат съответните ръбове на мускула, а за долна – неговото залавно място – *tuberositas deltoidea*<sup>513</sup>.

Проксималният край на раменната кост може да бъде отграничен по метода на квадрата и се състои от главата на хумеруса, двата израстъка – голям и малък туберкул и част от диафизата<sup>295</sup>. *Главата на хумеруса* е голяма кръгла костна структура покрита с хиалинен хрущял. Тя формира 1/3 от сфера, насочена е медиално, нагоре и назад<sup>515</sup>. Инклинацията на главата спрямо диафизата на раменната кост варира между 130 - 150<sup>357, 387</sup>. Ретроверзията на хумералната глава е вариабилна както между различните индивиди, така и между двете страни на един човек<sup>160</sup>. Pearl и Volk<sup>370</sup> установяват при измервания на рентгенограми на 21 хумеруса, че средната ретроверзия е 28,8° (10 - 55°). Voileau<sup>53, 48</sup> също установява голяма вариабилност на инклинацията на главата на хумеруса и доказва, че поставянето на хумералната компонента на протезата в границите 30°- 40° може да не е оптимално, ако търсим максимално възстановяване на анатомията на проксималния хумерус. Затова хирургичната цел е максимално да се възстанови анатомията на проксималния хумерус. Средният вертикален размер на главата на хумеруса е 48 mm с радиус на ставната повърхност от 25 mm, средният трансверзален – 45 mm с радиус на ставната повърхност 22 mm<sup>223</sup>

Надолу големият и малкият туберкул преминават в *crista tuberculi majoris et minoris*, като заграждат *sulcus intertubercularis*, в който минава дългата глава на *m.biceps brachii*<sup>512</sup>. *Sulcus intertubercularis* се разполага на 30° от линията, свързваща центъра на главата на хумеруса и разполовяваща

диафизата. Медиалната му стена се формира от малкия туберкул, а латералната – от големия <sup>160</sup>.

### 1.1.1.2. Скапула

Скапулата е плоска кост, която осъществява връзката с аксиалния скелет. Тя има триъгълна форма, като се формират три ръба – *margo superior*, *medialis et lateralis* и три ъгъла – горен, долен и латерален. Латералният ъгъл е значително задебелен и участва в образуването на скапуларната артикулираща повърхност на глено-хумералната става – *cavitas glenoidalis*. Между *cavitas glenoidalis* и тялото на скапулата има прищипване, което образува шийката на лопатката – *collum scapulae*. В непосредствена близост с шийката от горния край на скапулата се издава дебел, извит напред израстък – *processus coracoideus* <sup>512</sup>.

Задната повърхност на скапулата се разделя от костен израстък – *spina scapulae*, на две ямки – *fossa suprascapularis* и *fossa infraspinata*. Там залягат едноименните мускули. *Spinae scapulae* постепенно се издига и става с плоска повърхност закривен напред израстък – *acromion scapulae*. Предната повърхност на лопатката – *fossa subscapularis*, осъществява връзката между торакса и раменния пояс. Там заляга и *m. Subscapularis* <sup>512</sup>.

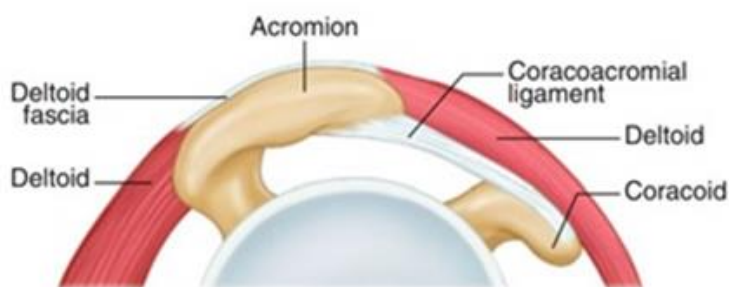
**Cavitas glenoidalis** има крушовидна форма, дисталната част е по-широка и се стеснява в проксимална посока<sup>511</sup>. Гленоидът има конкавна форма и е покрит с хиалинен хрущял <sup>160</sup>. В центъра на гленоидната fossa той е най-тънък. Според De Palma и сътрудници тази област съответства на региона с най-голям контакт с главата на раменната кост.

### 1.1.1.3. Коракоакромиална арка

Коракоакромиалната арка се състои от акромиалния израстък на скапулата, коракоакромиалния лигамент и коракоидния израстък <sup>463</sup> (фиг.1). Арката от проксимално и главата на хумеруса от дистално ограничават субакромиалното пространство, в което се разполагат субакромиалната bursa, сухожилията на ротаторния маншон и дългата глава на бицепса <sup>463</sup>.

Коракоакромиалната арка представлява статичен предно-горен стабилизатор на хумералната глава<sup>427</sup>. Арката е главният ограничител при горна раменна нестабилност, особено при пациентите с дефицит на ротаторния маншон<sup>34</sup>. При тези пациенти коракоакромиалната арка

представлява „краен стабилизатор“, който предпазва от появата на горна сублуксация на хумералната глава при предна елевация. При раменното протезиране коракоакромиалната арка е необходимо да се съхрани, за да се избегне патологично проксимално изместване, например така нареченото **anterior-superior escape** <sup>512</sup>.



**Фиг. 1.** Анатомия на коракоакромиалната арка (Arthroscopic Rotator Cuff Surgery: A practical approach to management, Chapter 7, 2008)

#### **1.1.1.4. Ключица**

Ключицата е S-образна кост, чиято медиална половина е изпъкнала напред, а латералната е изпъкнала назад <sup>512</sup>. Тя се състои от централна част – тяло, медиален и латерален край. Медиалният край е с призматична форма и на него се намира ставна повърхност, покрита с влакнест хрущял. Тя участва в образуването на стерно-клавикуларната става. Латералната част е по-тънка и е приплесната в горно-долна посока. На нея също има ставна повърхност с овална форма, покрита с влакнест ставен хрущял. Чрез тази повърхност се осъществява съчленяване с лопатката в акромио-клавикуларната става.

### **1.1.1. Мекотъкнна анатомия**

#### **1.1.1.1. Стави в областта на раменния пояс**

##### **1.1.1.1.1. Гленохумерална става**

Гленохумералната става е сферична многоосна става, която осъществява свързването на свободния горен крайник с раменния пояс. Раменната става се образува от съчленяването на главата на хумеруса и *cavitas glenoidalis*. Ставната ѝ капсула има площ, която е два пъти по-голяма от площта на

главата на хумеруса. Обемът на ставата е 28 - 35 ml ставна течност<sup>339</sup>. Има известна вариабилност в залавянето на ставната капсула за костите, които влизат в образуването на ставата. Ставната капсула се залавя за гленоида, като не може да се разграничи от лабриума, с изключение на предния и задния край на скапуларната инсерция на място на дългата глава на *m. triceps brachii*<sup>325</sup>. По отношение на хумералната инсерция на ставната капсула има относително по-тясна залавна повърхност в областта на ротаторния маншон. Най-широкото залавно място се намира аксиларно.

*Labrum glenoidale* е структура с триъгълно сечение, изградена от фиброхрущял<sup>328</sup> и малко количество еластични влакна. Той се залавя за ръба на *cavitas glenoidalis* чрез фиброхрущялна транзиторна зона<sup>110</sup>. Лабриумът увеличава дълбочината на *cavitas glenoidalis* до 50%, повърхността за контакт на хумералната глава и в крайна сметка – стабилността на раменната става<sup>38, 110, 198, 243</sup>. Кръвоснабдява се от малки клонове на три главни кръвоносни съда – *a. circumflexa scapulae*, *a. circumflexa humeri posterior*, *a. suprascapularis*<sup>6</sup>. Тези клончета осъществяват кръвоснабдяването на лабриума, като навлизат през ставната капсула и се кръвоснабдяват периферните му участъци<sup>6</sup>.

*Лигаментарния комплекс* на раменната става е описан от Flood<sup>469</sup>. Той разграничава лигаментите на раменната става като константни структури<sup>469</sup>. Гленохумералните лигаменти са част от пасивните стабилизатори на раменната става и представляват уплътнения на ставната капсула<sup>230</sup>. Според редица автори те могат да се отграничат както по външната повърхност, така и по вътрешната повърхност на ставната капсула<sup>73, 98, 100, 144, 224, 240, 255-257, 363, 380, 448</sup>. Описват три лигамента – *горен, среден и долен*. Гленохумералните лигаменти се обтягат и отпускат при ротация в раменната става, като ограничават трансляцията и ротацията<sup>484</sup>.

*Горният гленохумерален лигамент* е най-константният от всички. Той се среща при около 90% от популацията<sup>349, 408, 429, 481</sup>. Има три основни вариации при закрепването му за *cavitas glenoidalis*: може да е общо начало със сухожилието на дългата глава на бицепса, да започне от лабриума, пред сухожилието или да има общо начало със *средния гленохумерален лигамент*. Залавното място на лигамента е на *fovea capitis* над малкия туберкул. От биомеханична гледна точка се смята, че има малка роля в определянето на стабилността на раменната става<sup>429</sup>, тъй като при неговото прерязване при

кадаври не се наблюдава значително повлияване на трансляцията на хумеруса.

*Коракохумералният лигамент* има променлива дебелина, започва от дорзолатералната част на основата на *proc. coracoideus* и продължава като две ленти, които се сливат със ставната капсула<sup>235</sup>. Те се залавят за големия туберкул, а за малкия туберкул се залавят само отделни фибри<sup>73, 144, 235</sup>. Коракохумералният лигамент се слива с горния гленохумерален лигамент, с предната част на сухожилието на *m. supraspinatus* и горната част на сухожилието *m. subscapularis* и така подсилва ротаторния интервал. Той предотвратява дисталната трансляция на адуцирания и ротирания хумерус<sup>45,89,360, 373</sup>.

*Ротаторният интервал (РИ)*, описан за първи път от Neer, е пространство с триъгълна форма по горно-предната повърхност на ставната капсула, което се формира от основата на *proc. coracoideus*, предната част на *m. supraspinatus* и горния ръб на *m. subscapularis*<sup>156</sup>. Структурите, формиращи РИ, допринасят за стабилността на раменната става, като поддържат отрицателно вътреставно налягане и/или оказват съпротивление на гленохумералната трансляция<sup>175, 206, 220, 235, 472</sup>.

*Средният гленохумерален лигамент* е един от най-вариабилните лигаменти на раменната става по отношение своя диаметър и наличност<sup>348, 429, 483, 481</sup>. Този лигамент може да е с дебелината на ставната капсула или на сухожилието на *m. subscapularis*. Той може да липсва или да е трудно забележим при 40% от индивидите<sup>144, 429</sup>. Средният гленохумерален лигамент води началото си от *tuberculum supraglenoidale* и предно-горната област на лабриума на позиция между 1 и 3 часа<sup>73</sup>. Той се залавя 2 cm медиално на малкия туберкул, като фибрите му се сливат със сухожилието на *m. subscapularis*<sup>467</sup>. Средният гленохумерален лигамент е опънат при 45° абдукция, 10° екстензия и външна ротация и участва в осигуряването на предната стабилност на раменната става в тази позиция<sup>467</sup>.

*Долният гленохумерален лигаментарен комплекс (ДГХЛК)* е структура, наподобяваща хамак<sup>73</sup>. Той включва две отделни ленти: уплътнения на предно-долната, долната и задно-долната част на ставната капсула. Между тях се намира аксиларната торбичка<sup>107</sup>. Позицията, от която започва предната лента на ДГХЛК от предния гленоидален ръб, е между 4 и 6 часа. Задната лента започва от задния гленоидален ръб на позиция между 7 и 9



часа<sup>348</sup>. Дистално предната и задната лента на ДГХЛК се залавят за проксималния хумерус в областта на шийката. Аксилярната торбичка, която се намира между тях, има вариабилна по форма инсерция към проксималния хумерус. Тя се закрепя към него С- или V-образно, като разпределението е приблизително 50% при двата варианта<sup>348</sup>. ДГХЛК е главният статичен стабилизатор на раменната става при аддукция от 90° и външна ротация<sup>467</sup>.

*Биципиталният тунел* е извънставна фибро-костна структура, която ограничава дългата глава на бицепса от началото ѝ в гленохумералната става до субпекторалната област. Taylor et al.<sup>457</sup> го разделят на три зони. Първата зона включва биципиталния сулкус и се простира от ставния ръб до дисталния ръб на m. subscapularis. В тази част на канала дългата глава на бицепса е обвита циркумферентно от синовия. Втората зона се простира от дисталния ръб на m. subscapularis до проксималния ръб на m. pectoralis major. Сухожилието в тази зона има синовиална обвивка при 65% от индивидите. Третата зона е субпекторалната зона и има плосък костен под, покрит от фибри на m. latissimus dorsi. Покрива и латерална стена на третата зона се образува от сухожилието на m. pectoralis major, докато медиална стена е изградена от хлабава съединителна тъкан или от тънко повлекло плътна съединителна тъкан.

#### **1.1.2.1.2. Акромио-клавикларна става**

Акромио-клавикларната става се образува от съчленяването на ставните повърхности на ключицата и от акромиалния израстък на скапулата. По горната повърхност на ставната капсула заляга акромио-клавикларният лигамент. Лигаментарната стабилност на акромио-клавикларната става се определя в най-голяма степен от корако-клавикларните лигаменти – коноиден и трапецовиден.

#### **1.1.2.1.3. Стерно-клавикларна става**

Стерно-клавикларната става се образува от съчленяването на ставните повърхности на ключицата и гръдната кост<sup>512</sup>. Те са неконгруентни и това несъответствие се компенсира от влакнестохрущялен диск. Той разделя ставната кухина на две отделни камери, които не се свързват помежду си. Ставната капсула е хлабава, но подсилена от три връзки – lig. sternoclaviculare anterius, posterius и lig. interclaviculare.

#### 1.1.2.1.4. Скапуло-торакална става

Скапуло-торакалната става е комплексна анатомична структура, която има важна роля в цялостното движение на рамото<sup>154</sup>. Тя се различава от останалите стави на раменния пояс по липсата на ставна капсула, артикулиращи повърхности, покрити с хиалинен хрущял и синовия<sup>358</sup>. Тази става се състои от мускули и бурси, които са разположени между скапулата и гръдната стена и позволява осъществяването на гладко плъзгащо движение<sup>155, 175</sup>. Williams et al.<sup>495</sup> ги групира в три слоя – повърхностен, среден и дълбок. Повърхностният слой се състои от *m. latissimus dorsi* и *m. trapezius*. В средния слой попадат *m. levator scapulae*, *mm. rhomboidei major et minor*. В този слой се намират важни съдово-нервни структури. Сред тях е *n. accessorius spinalis*, който инервира *m. trapezius*, намира се латерално от *m. levator scapulae* и преминава близо до горно медиалния ръб на лопатката. *N. dorsalis scapulae*<sup>153</sup> инервира само *m. levator scapulae* при 48% от случаите, а *m. levator scapulae*, *mm. rhomboidei major et minor* в 52% от случаите. Този нерв се намира под *m. levator scapulae* и върви паралелно на медиалния ръб на скапулата. Напречно на горно-медиалния ръб на лопатката, отиващ към скапуларната инцизура, минава *n. sprascapularis*<sup>86</sup>. В средния слой се разполагат клонове *a. cervicalis transversa*, които се отделят на нивото на *m. levator scapulae*<sup>410</sup>. В дълбокия слой на скапуло-торакалната става се разполагат *m. serratus anterior* и *m. subscapularis*.

Бурсите, които са част от скапуло-торакалната става, са шест – две основни (скапулоторакална / инфрасератусна bursa и субскапуларна / супрасератусна bursa)<sup>261</sup>. Те са разположени в дълбокия слой. Останалите бурси, които могат да се наблюдават, обикновено са резултат от абнормно движение на ставата<sup>155</sup>.

#### 1.1.1.2. Невро-васкуларна анатомия

*Кръвоснабдяването на раменната област* се осъществява от *a. subclavia*, продължението ѝ в *a. axillaris* и техните клонове. *A. axillaris* започва от латералния ръб на първото ребро и продължава по долния ръб на *m. latissimus dorsi*, където преминава в *a. brachialis*. *A. axillaris* се разделя на три дяла. Първият дава клон *a. thoracica superior*. Вторият дял на *a. axillaris* дава два главни клона – *a. thoracoacromialis* и *a. thoracica lateralis*. *A.*

thoracoacromialis дава четири клона – два основни (ramus deltoideus и r. pectoralis) и два по-малки (r. acromialis и r. clavicularis). Пекторалният клон се намира между m.pectoralis major et minor. При всички индивиди той кръвоснабдява m.pectoralis major. M. pectoralis minor има вариабилно кръвоснабдяване. Оказва се, че в 14% от случаите m.pectoralis minor се кръвоснабдява от r. pectoralis<sup>388</sup>, а в 36% – от клон, излизащ директно от a. thoracoacromialis. A. thoracica lateralis, която е вторият клон на втория дял на артерията, преминава по латералния ръб на m. pectoralis minor и после преминава по протежение на дълбоката повърхност на m. pectoralis major като кръвоснабдява гръдните мускули, m. serratus anterior и m. subscapularis. Тя е една от най-вариабилните артерии по отношение на своето начало. Loukas et al.<sup>290</sup> намират артерията при 96.7% от случаите и описват шест типа на артерията според нейното начало. Третият дял на a. axillaris дава три клона – a. subscapularis, a. circumflexa humeri anterior (АСНА) и a. circumflexa humeri posterior (АСНР). A. subscapularis преминава по долния ръб на едноименния мускул, който кръвоснабдява.

*Кръвоснабдяването на главата на проксималния хумерус* се осъществява от двата клона на a. axillaris – АСНА и АСНР. АСНА минава хоризонтално зад общото сухожилие по предната повърхност на хирургичната шийка. Артерията е важен анатомичен ориентир за границата на мускулно-сухожилния преход на m. subscapularis. АСНА дава и асцендентен клон, който се намира зад дългата глава на бицепса, залягащ по латералната повърхността на биципиталния сулкус. На 5 mm от ставната повърхност тя пенетрира в главата на хумеруса. АСНР се отделя на същото ниво като АСНА, но е с по-голям калибър от нея. АСНР се насочва десцендентно към квадрилатералното пространство заедно с n. axillaris, като преминава около хирургичната шийка и анастомозира с АСНА. АСНР отделя клонове, които кръвоснабдяват кожата над m. deltoideus и отговаря за кръвоснабдяването на средната трета на мускула.

Gerber и Brooks въз основа на проучванията си върху кадаври установяват, че аркуатната артерия е основен съд, кръвоснабдяващ главата на хумеруса<sup>66, 177</sup>. Редица други изследвания показват, че клончетата на АСНР, отговорни за кръвоснабдяването на постеромедиалната част на главата на хумеруса, са с еднаква значимост с АСНА<sup>129, 272, 313</sup>. Проспективно изследване показва, че при пациентите с фрактура на проксималния хумерус АСНА при 80% е с нарушена цялост, а при 85% от изследваните АСНР е

запазена<sup>111</sup>. През 2010 г. Hettrich et al.<sup>213</sup> правят проучване на кадаври, като изследват с МР кръвоснабдяването на главата на проксималния хумерус. В резултат от проучването се установява, че в 64,3% от изследваните кадаври проксималният хумерус се кръвоснабдява от АСНР, а в останалите от АСНА.

Рамото се инервира от *plexus brachialis* (C5-Th1). Като C5 и C6 формират горния ствол на мишничния сплит, C7 формира самостоятелно средния ствол, а C8-Th1 се обединяват в долния ствол. Всеки от трите ствола се разделя на преден и заден клон. Всички задни клонове образуват задния фасцикул, горният и средният ствол формират латералния фасцикул, а предният клон на долния ствол се продължава в медиалния сноп. От най-голямо значение при хирургичната дисекция при достъпите в рамената област са nn. *subscapulares*, n. *axillaris* и n. *musculocutaneus*.

Nn. *subscapulares* се отделят от горния ствол на *plexus brachialis* и обикновена са два или три. Навлизат в едноименния мускул, който инервират. Често тези нерви могат да се увредят при дисекцията на делтоидо-пекторалния достъп. Yung et al.<sup>506</sup> описват безопасна зона за хирургична дисекция. Те установяват, че палпируемият преден ръб на гленоида и медиалният ръб на общото сухожилие служат като безопасна зона за дисекция, тъй като всички клончета са поне на 1,5 cm медиално от общото сухожилие. При раменното протезиране е добре да се използва пълна тенотомия на m. *subscularis* поради факта, че се намалява рискът от денервация на мускула<sup>284</sup>. Това е установено чрез измервания във вертикална посока от медиалната основа на коракоидния израстък до средния и долния клон на субскапуларните нерви, които отстоят съответно 2,2 cm (1,1 - 3,1 cm) и 4,4 (3,7 - 5,7 cm).

N. *axillaris* се отделя от задния ствол на мишничния сплит. Той преминава в пространството между m. *subscularis* и m. *teres major*, като заедно с него оттам преминава АСНР. Нервът преминава латерално до долно-латералния ръб на m. *subscularis*. В тази област аксиларният съдово-нервен сноп попада в квадрилатералното пространство, което се формира от m. *teres minor* (проксимално), m. *teres major* (дистално), дългата глава на m. *triceps* (медиално) и диафизата на хумеруса (латерално). В това пространство n. *axillaris* се разделя на преден и заден клон. Предният клон инервира при всички индивиди предната и средната част на m. *deltoideus*, а в 91,5% от случаите дава и клонче за задната част на мускула. В малък процент от

случаите n. axillaris отделя два предни клона. В 97,7% от случаите задния клон на аксиларния нерв инервира задната трета на m. deltoideus и дава клон за m. teres minor<sup>282</sup>. Разстоянието от акромиона, на което се разделя n. axillaris, е 7,2 cm, а според други автори това разстояние варира от 2 - 7 cm 75, 174, 236.

N. musculocutaneus се отделя от латералния сноп на мишничното сплетение. Той преминава през m. coracobrachialis на разстояние от 5 - 8 cm дистално от proc. coracoideus. Flatow et al.<sup>149</sup> откриват, че мястото, на което n. musculocutaneus преминава през m. coracobrachialis, варира от 3,1 - 8 cm и в 29% от случаите основният нерв навлиза по-проксимално. При около 74% от случаите, когато има аксесорен нерв, един или повече от тях навлизат в мускула проксимално от 5 cm от коракоидния израстък.

### 1.1.2.3. Сухожилия и мускули, повърхностна анатомия

Мускулите на раменния пояс могат да бъдат разделени на няколко групи – *интринзинг* и *екстринзинг* мускули. Към интринзинг мускулите спадат мускулите, които се залавят за скелета на горния крайник, а именно: m. subscapularis, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres major, m. teres minor и m. deltoideus. Екстринзинг мускулите са тези, които свързват горния крайник с гръбначния стълб – m. trapezius, m. latissimus dorsi, m. levator scapulae и mm. rhomboidei или свързват горния крайник с торакалната стена – m. serratus anterior, m. pectoralis minor et major. Herzberg et al.<sup>212</sup> разделят мускулите на раменния пояс в три групи – *торакоskapуларна* (m. trapezius, m. levator scapulae, mm. rhomboidei, m. serratus anterior, m. pectoralis minor), *skapулохумерална* (влизат мускулите на ротаторния маншон и m. deltoideus) и *торакохумерална* (m. pectoralis major и m. latissimus dorsi).

Мускулите на раменния пояс могат да се разделят смислово на четири групи. Първата група са скапулоторакалните мускули, които участват в движението на лопатката. Втората група се състои от гленохумералните мускули, които се намират около ставата. Третата група са мускулите, които преминават около две или повече стави. Последната група са мускулите, които не са директно включени във функцията на раменната става, но са важни анатомични ориентери при дисекция в раменната област. От гледна точка на механиката на фрактурите на проксималния хумерус и раменното

протезиране изключително значение имат *m. deltoideus*, *m. pectoralis major*, мускулите на ротаторния маншон, които ще бъдат подробно разгледани.

*M. deltoideus* е важен мускул за функцията на раменната става и оформя силуета на раменната става. Той има три основни части предна, която започва от латералната трета на ключицата, средна, започваща от латералния ръб на акромиона и задна – води началото си от *spina scapulae*. Клавикуларната част на *m. deltoideus* се захваща директно за периоста на ключицата. Тя е в близост до клавикуларната глава на *m. pectoralis major*, като делтоидопекторалният сулкус ги разделя. Понякога той липсва и двата мускула се сливат<sup>278, 329</sup>. Акромиалната част на *m. deltoideus* се състои от три или четири фиброзни ленти/интрамускулни сухожилия, които се залавят за горната повърхност на акромиона. Третата част на мускула споделя залавната си част с *m. trapezius* и делтоидо-трапециалната фасция покрива двата мускула. Трите части на мускула се различават по своята структура и ориентация на мускулните влакна. *M. deltoideus* има многопереста структура и фиброзна рамка<sup>289</sup>. Lorne et al.<sup>289</sup> установяват, че средната част на мускула има 4 интрамускулни сухожилия, които я разделят, а предната и задната нямат такива. Sakoma et al.<sup>415</sup> разделят *m. deltoideus* на 7 сегмента според броя на интрамускулните сухожилия. Според тях в предната и задната част има по три, в средната едно. Предната и задната част на мускула са едноперести, докато средната е двупереста има по-голяма сила и прави по-кратка екскурзия.

*M. deltoideus* се инсерира на широка основа за *tuberositas deltoidea*<sup>131, 327</sup>. Инсерцията има трапецовидна форма<sup>251</sup>, като покрива 1/3 от циркумференцията на диафизата на хумеруса на протежение – 65-97 mm. Дисталното сухожилие е дълго около 30 mm. Инсерцията на мускула най-често е двойна<sup>391</sup>. Макроскопски могат да се различат две инсерционни полета на предната и средната му част. В по-редките случаи на тройна инсерция, се разграничат три инсерционни места на сегментите на *m. deltoideus*. Разстоянието между проксималния ръб на инсерцията на *m. deltoideus* и проксималния ръб на *m. pectoralis major* е 4,2 mm<sup>251</sup>. От гледна точка на дисекцията важно е да се има предвид, че разстоянието между *n. axillaris* и предната инсерция на *m. deltoideus* е около 5,6 cm, а между нерва и задната инсерция на мускула 4,5 cm. Разстоянието между *n. radialis* и задната инсерция е 2,4 cm.

*M. deltoideus* се инервира от *n. axillaris* и кръвоснабдява от *a. thoracoacromialis*, *a. circumflexa humeri posterior*, *a. profunda brachii*.

*M. deltoideus* извършва комплексни движения и функцията му зависи от това коя част е включена в движението<sup>251</sup>. Предната част на мускула отговаря за флексията, аддукцията и вътрешната ротация на горния крайник, извършваща се синергично с *m. pectoralis major*. Средната част извършва абдукция в раменната става и е по-ефективна при вътрешната ротация. В първите 30° абдукцията се извършва с помощта на *m. supraspinatus*. В задната си част *m. deltoideus* заедно с *m. latissimus dorsi* извършват екстензия, аддукция и външна ротация<sup>40</sup>. Елевацията на раменната става в равнината на скапулата е резултат предимно от съкращението на предната и средната част на *m. deltoideus*, задната част е ангажирана минимално, предимно при отвеждане повече 90°<sup>433</sup>. Billuart et al.<sup>40</sup> доказва, че средната част на *m. deltoideus* натиска главата на хумеруса надолу и че при покой на горния крайник траекторията на мускулните фибри на тази част от мускула се променя повече от 90°. Gagey et al.<sup>170</sup> показват, че делтовидният мускул предотвратява миграцията на хумералната глава и осъществява компресията ѝ срещу гленоида.

***M. pectoralis major*** е мускул с триъгълна форма и има две глави – клавикуларна и стерно-костална<sup>5</sup>. Клавикуларната глава води началото си от предния ръб на медиалната половина на ключицата. Тя не може да се раздели на сегменти. Стерно-косталната глава на *m. pectoralis major* е по-голямата от двете. Води началото си от второ до шесто ребро, ребреният ръб на стернума и външната коса апоневроза. Тя представлява около 80% от общия мускулен обем и може да се раздели на шест до седем припокриващи се сегмента<sup>76, 168, 312, 382, 461</sup>. Клавикуларната глава и сегментите на стерно-косталната глава имат ветрилообразна подредба и взаимно се припокриват в областта на мускулно-сухожилния преход<sup>168</sup>. Сухожилието на *m. pectoralis major* има биламинарна структура и се залавя за латералния ръб на биципиталния сулкус, където двете ламини се сливат. Сухожилието се състои от преден и заден слой, разделени от заоблена мастна торбичка с диаметър около 3 cm. В предният му слой вземат участие сухожилните влакна на цялата клавикуларна глава и най-долната част от влакната на втори и трети сегменти на стернокосталната глава<sup>135</sup>. Задният сухожилен слой се простира 11 mm по-проксимално на хумеруса от предния<sup>168</sup>. Залавната площ на сухожилието се намира на около 4 cm дистално от големия

туберкул и има размери 70 mm ( в проксимално-дистална посока) x 1,4 mm (в медиално-латерална посока)<sup>81</sup>. M. pectoralis major се инервира от п. pectoralis lateralis и medialis. Латералният пекторален нерв минава долно-латерално през клавиопекторалната фасция, дистално на ключицата и близо до коракоидния израстък и инервира клавикуларната глава на мускула. Той навлиза в мускула на 11,9 cm от латералната хумерална инсерция. Медиалният нерв инервира останалата част от мускула и в 75% от случаите преминава през m. pectoralis minor <sup>252</sup>. Безопасната зона на дисекцията спрямо двата нерва се намира латерално от m. pectoralis minor и на по-малко от 8.5 cm от хумералната инсерция на сухожилието на m. pectoralis major. Основният източник на кръвоснабдяване на клавикуларната глава на мускула е делтовидният клон на a. thoracoacromialis, а на стернокосталната глава – a. pectoralis.

M. pectoralis major е мощен аддуктор и вътрешен ротатор на горния крайник <sup>382</sup>. Той участва във флексията на горния крайник от позиция на екстензия<sup>374</sup>. Основната роля на клавикуларната глава на мускула е да повдига крайника напред, аддукция и вътрешна ротация на хумеруса. Тя взема частично участие при абдукцията на горния крайник над 90° и за аддукцията, когато крайникът се намира в позиция под 90°. Стернокосталната глава на m. pectoralis major има важна роля при предна елевация, вътрешната ротация, аддукцията в хоризонтален план и екстензията.

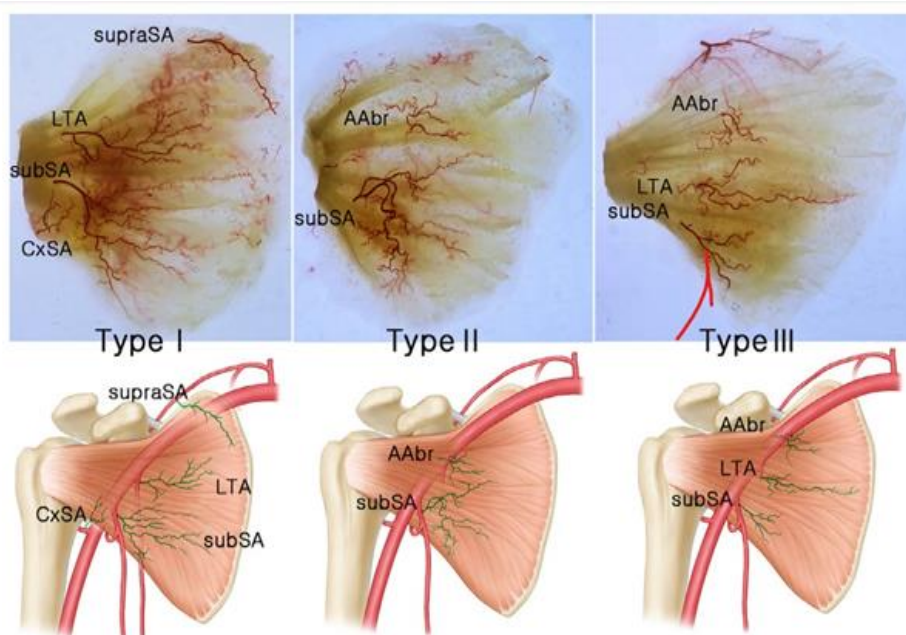
**Ротаторният маншон** е изграден от мускулите и сухожилията на четири мускула – m. subscapularis, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor, които се залавят за туберкулите на хумеруса и го обвиват. Макар гореспоменатите мускули да започват от лопатката и да се залавят поотделно в областта на проксималния хумерус като отделни структури, Clark et al.<sup>100</sup> установяват, че в близост до инсерционното си място сухожилията на ротаторния маншон повърхностно изглеждат отделни, но в дълбочина се сливат и образуват общ комплекс заедно със сухожилието на дългата глава на m. biceps brachii и ставната капсула, гленохумералните и коракохумералния лигаменти. Сливането на сухожилията на мускулите на ротаторния маншон в една обща инсерция върху туберкулите се осъществява като фибри от m. subscapularis напред и от m. infraspinatus се интегрират с тези на m. supraspinatus. Kask et al.<sup>240</sup> описват lig. semicirculare, който е добре отграничена аркуатна структура, състояща се от три сегмента



– преден, среден и заден. Lig. semicirculare води началото си от големия и малкия туберкул и формира арка с формата на полукръг. Залавното му място е задната фасетка на големия туберкул. Предният сегмент на лигаментата се започва от от предния ръб на m. supraspinatus, формира латералната част на ротаторния интервал и се образува от сливането на фибри от сухожилието на m. supraspinatus и повърхностния слой на лигаментата. На своето инсерционно място те се вплитат във фибрите на m. subscapularis и lig. transversum. Дълбокият слой на предния сегмент на лигаментата преминава над интертуберкуларния сулкус и се залавя за ГТ. Сегментът на lig. semicirculare, който се намира под сухожилието на m. supraspinatus формира средната му част. В средната част, фибри от m. supraspinatus се сливат с лигаментата. Задният сегмент се образува от частта на lig. semicirculare, намираща се под сухожилието на m. infraspinatus. Десцендентните фибри на инфраспинатуса, които се сливат с лигаментата, завиват латерално и назад и се инсерират на мястото между сухожилията на m. infraspinatus и m. teres major

*M. subscapularis* е най-големият мускул на ротаторния маншон. Той започва от косталната повърхност на скапулата и се залавя за МТ чрез няколко сухожилни ленти, които се сливат и образуват едно сухожилие<sup>60, 326</sup>. Сухожилието на мускула има вариабилна инсерция, която включва биципиталния сулкус, малкия и големия туберкул. В тази област над сулкуса преминава lig. transversum, чиято структура предизвиква дискусия. Редица автори смятат, че lig. transversum не е самостоятелна структура, а се образува от фибри от сухожилието на m. subscapularis<sup>181, 245, 443</sup>. MacDonald et al.<sup>296</sup> твърдят, че влакна от сухожилието на m. pectoralis major също влизат в структурата му. Hinton et al.<sup>215</sup> демонстрират, че 60% от инсерцията на m. subscapularis е сухожилна, а останалите 40% дистално от малкия туберкул е мускулна. Хистологичният анализ на структурата на сухожилието на m. subscapularis показва, че то се изгражда от два слоя. Дълбокият слой е потънък и се изгражда от паралелни лонгитудинални влакна колаген<sup>458</sup>. Повърхностният слой, от друга страна, е по-плътен и се разделя на две ленти. Едната лента постила пода на биципиталния тунел, а другата минава над него<sup>458</sup>. M. subscapularis се инервира от nn. subscapularies superior et inferior. Той се кръвоснабдява от директни клонове на a. axillaris, a. subscapularis, a. thoracica lateralis, a. suprascapularis, които формират артериална анастомоза около scapula (**фиг. 2**). Мускулът е многоперест и е един от стабилизаторите на раменната става както пасивен, така и активен<sup>43</sup>. Основната му функция е

осъществяването на вътрешна ротация. В различни позиции на рамото, *m. subscapularis* спомага за аддукцията, абдукцията, флексията и екстензията<sup>326</sup>. Горните му мускулни влакна участват в абдукцията, докато долните – в аддукцията. Той се проявява като активен стабилизатор по време на външна ротация и абдукция<sup>260, 372</sup>. *M. subscapularis* противодейства на силите на *m. infraspinatus* в аксиален план и на силите на *m. deltoideus* в коронарен план, като депресираща главата на хумеруса с помощта на долните мускулни влакна<sup>10, 74</sup>.



**Фиг. 2.** Вариации на кръвоснабдяване на *m. subscapularis* от директни клонове на *a. axillaris* (AAbr), *a. subscapularis* (subSA), *a. thoracica lateralis* (LTA), *a. suprascapularis* (supraSa) (Youn et al. *Clinical anatomy*, 2019)<sup>502</sup>.

*M. supraspinatus* започва от медиалната трета на едноименната фоса и се залавя за горно-предната част на фасетката на големия туберкул<sup>294</sup>. В 21% от случаите се наблюдава допълнителна инсерция на най-високата част на малкия туберкул<sup>320</sup>. Залавната част на сухожилието е с триъгълна форма и медио-латерална дължина 6,9 mm, максимална предно-задна ширина 12,6 mm<sup>320</sup>. Средната площ на залавяне на мускула за фасетката е около 1,55 cm<sup>2</sup> (0,68 - 2,64 cm<sup>2</sup>) на 14,7 mm (SD 3,22 mm)<sup>127</sup>. Според Guerini et al.<sup>189</sup> сухожилието на *m. supraspinatus* има две отделни части – повърхностна и дълбока. Мускулът се инервира от *n. suprascapularis*, който според Bigliani et

al.<sup>37</sup> има дължина от 3 cm (2,5 - 3,9 cm) от супрагленоидалния туберкул до супраскапуларната изрезка, 2,5cm (1,9 - 3,2 cm) от супрагленоидалния туберкул до спината на лопатката и 1,8 cm (1,4 - 2,5 cm) от срединната линия на задния гленоидален ръб до основата на скапуларната спина. *M. supraspinatus* се кръвоснабдява от а. *suprascapularis*, а. *dorsalis scapulae*. *M. Supraspinatus* спомага за гленохумералната компресия при активните движения и подпомага абдукцията заедно с *m. deltoideus*. Екскурзията на *m. supraspinatus* е около 2/3 от тази на *m. deltoideus*, което го прави лост с по-малко рамо<sup>307</sup>.

***M. infraspinatus*** започва от *fossa infraspinata*, с изключение на т.нар „bare area“, която се намира между лабриума от латерално, латералния аспект на началото на *spina scapulae* – нагоре, началото на най-латералните мускулни влакна на *m. infraspinatus* от медиално. Оттам зад *spina scapulae* асцендентните му влакна се насочват нагоре и латерално, където пресичат т.нар. „bare area“ на лопатката и формират широко сухожилие<sup>139</sup>. То се залавя по горно-задната страна на големия туберкул. Залавната част на сухожилието е с трапецовидна форма. Средната залавна площ на сухожилието на *m. infraspinatus* е 1,76 cm<sup>2</sup> (1,23 - 2,53 cm<sup>2</sup>), дължината му от медиално към латерално е 1,34 cm (1,01-1,42 cm), от 1,64 cm (1,19 - 2,11 cm) – отгоре надолу<sup>127</sup>. *M. infraspinatus* се инервира от п. *suprascapularis* и се кръвоснабдява от а. *subscapularis*. *M. infraspinatus* е перест мускул, който се разделя от сухожилния шев на две<sup>103</sup>. Тази анатомична особеност може да се сбърка с междумускулен интервал между него и *m. teres minor*. *M. infraspinatus* е един от основните външни ротатори на раменната става. Смята се, че около 60% от външната ротация се дължи на него. Този мускул е един от главните стабилизатори на раменната става срещу задна сублуксация. *M. infraspinatus* стабилизира рамото във вътрешна ротация като ограничава хумералната глава и създава сила, насочена напред<sup>360</sup>.

***M. teres minor*** води началото си от средата на латералния ръб на лопатката и плътната фасция на *m. infraspinatus*. *M. teres minor* се залавя за задната част на големия туберкул. Средната площ на залавяне на *m. teres minor* е 2,22 cm<sup>2</sup> (1,56 - 3,39 cm<sup>2</sup>). Размерите на залавното му място са: в медиално-латерална посока – 1,14 cm (0,70 - 1,69 cm), а в горно-долна 2,07 cm (1,76 - 2,65 cm)<sup>127</sup>. В 48% от случаите той се ограничава с отделна фасция в самостоятелен компартмент<sup>84</sup>. В останалите случаи не се открива собствено фасциално ложе, а комбинирана фасция между *m. deltoideus*, *m.*

infraspinatus, m. teres minor, която започва от spina scapulae и се залавя за латералния ръб на скапулата и долната част на шийката на гленоида. Фасцията заляга над дългата глава на трицепса. M. teres minor се инервира от задния клон на n. axillaris, който дава моторни клонове за мускула – малък екстрафасциален и голям субфасциален. Разстоянието от латералната инсерция на m. teres minor и моторния субфасциален клон е 44 mm (25 - 68 mm) <sup>84</sup>. Поради трудното идентифициране на вторичния моторен клон измерването на разстоянието между латералната инсерция на мускула и допълнителния моторен клон е затруднено, но е около 30 mm (15 - 48 mm). M. teres minor се кръвоснабдява от клон на a. circumflexa humeri posterior. Мускулът отговаря за около 45% от външната ротация и е важен по отношение осигуряването на предна стабилност на раменната става. M. teres minor често е неделима част от m. infraspinatus.

### Биомеханика на рамо

Биомеханиката на рамото е изключително комплексна поради факта, че за нормалното функциониране на раменния пояс от значение е запазената функция на гленохумералната, акромио-клавикларната, скапуло-торакалната и стетно-клавикларната стави, влизайки в образуването на раменния пояс <sup>182</sup>. Рамото има няколко свободи на движение, в чиято основа лежи взаимодействието между редица анатомични структури и механични стимули, съгласуващи действието си <sup>292</sup>. По този начин се осигурява и стабилността на рамото. **Стабилността** се дефинира като състоянието на ставата да остане конгруентна или да се запази центрирана под действието на уравновесяваща сила <sup>43, 297, 444</sup>. До тази дефиниция се достига след биомеханични изследвания, проучващи ефекта на натоварването на мускулите и ставната капсула върху стабилността <sup>43, 297, 444</sup>. Върху стабилността на раменната става оказват влияние редица фактори, които се разделят условно в две групи: **пасивни (статични) и активни стабилизатори**. Нарушеното взаимодействие между отделните компоненти води до нарушаване на стабилността в различна степен.

#### 1.1.1. Статични стабилизатори

Статичните стабилизатори на раменната става са: хумералната глава, гленоидът, лабриумът, глено-хумералните лигаменти, негативното вътреставно налягане <sup>218</sup>. От гледна точка на анатомичните особености на

раменната става от значение за нейната стабилност имат верзията на *cavitas glenoidalis*, която е 7° според Saha et al.<sup>414</sup>. От значение е верзията на главата на хумеруса. Максималната контактна повърхност на двете артикулиращи повърхности на раменната става е около 30%, поради несъответствие между двете артикулиращи костни структури<sup>484</sup>. Контактните повърхности на хумеруса и гленоида варират при арката на движение. Например при абдукция хумералната глава е по-конгруентна с гленоида, което увеличава контактната повърхност и намалява налягането. Отношение към стабилността на раменната става има дълбочината на гленоида, която в предно-задна позиция е 2,5 mm, а в горно-долна 9 mm<sup>218</sup>. Осигуряването на относително постоянен обем на вътреставната течност и лигаментарния апарат също имат принос към раменната стабилност. Тези фактори, както и негативното вътреставно налягане и лигаментарният апарат на раменната става, предотвратяват ексцесивната трансляция<sup>484</sup>. Лигаментите имат ключова роля при предотвратяването на трансляция при крайни движения<sup>1</sup>.

### 1.1.2. Динамични стабилизатори

Мускулите на *ротаторния маншон* са основните динамични стабилизатори на раменната става. Те са така разположени в пространството, че да противостоят на глено-хумералните режещи сили<sup>292</sup>. Мускулите на РМ често функционират като „силова двойка“, при която резултантната сила на две групи мускули с противоположна посока на действие на силите достигне определен „момент“. Ролята на РМ като „силова двойка“ мускули около ставата дава възможност за коактивация както на агонистите, така и на мускулите антагонисти. Това позволява координирано активиране на агонистите и инхибиране на антагонистите<sup>1, 292</sup>. Това води до усукване и ускорение, нужни за движението на раменната става. Мускулите на РМ са разположени максимално близо до центъра на ротация на раменната става и осигуряват нейната стабилност, като генерират компресионни сили, които водят до депресия на хумералната глава в по-голяма дълбочина на *cavitas glenoidalis*. По този начин, се неутрализират режещите сили в раменната става и се постига централизиране на хумералната глава. Поради близкото си разположение до центъра на ротация на раменната става рамото на лоста, образуван от мускулите на РМ, е по-малко, по-малка е и създадената резултантна сила.

Стабилизиращият механизъм на РМ зависи от интегритета на трансверзалната „силова двойка“, която е изградена от m. subscapularis напред и от m.infraspinatus/teres minor назад. Лезии на m. subscapularis и m. infraspinatus водят до нарушаване на силовата двойка, докато изолираната лезия на m. supraspinatus се компенсира от останалите мускули на РМ и не води до нарушена стабилност на раменната става<sup>368</sup>.

Скапуло-торакалните мускули могат да допринесат за стабилността на раменната става. M. latissimus dorsi, m. serratus anterior, m. pectoralis major, m. deltoideus могат да генерират големи ротационни сили в раменната става заради голямото си отстояние от нея и анатомичните си особености на напречното сечение<sup>176, 292</sup>. Мускулите, допринасящи както за ротацията и елевацията на лопатката, така и за привеждането на медиалния ѝ ръб към гръдния кош в синхрон с движението в раменната става, са съответно m. serratus anterior и m. trapezius.

### 1.1.3. Движения на раменната става

ГХС е най-мобилната става, осъществяваща движение в трите основни равнини – фронтална, сагитална и трансверзална, около три оси на движение – вертикална, напречна и предно-задна ос. В раменната става се извършват шест основни движения: флексия, екстензия, абдукция, аддукция, външна и вътрешна ротация. Флексията и екстензията се осъществяват в сагиталната равнина, абдукцията и аддукцията – във фронталната равнина, а външната и вътрешната ротация – в трансверзалната равнина.

За изходна позиция при движенията в рамото се приема тази, при която горният крайник стои свободно до тялото, така че дългата ос на хумеруса съвпада с дългата ос на горния крайник, дланта е обърната към тялото, а палецът сочи напред<sup>520</sup>.

*Екстензията* се извършва в малък диапазон до 45°-50°. Мускулите, които вземат участие в това движение, са: m. deltoideus, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres major et minor, mm. rhomboidei, m. trapezius, m. latissimus dorsi, който има ролята на антагонист мускул на m. deltoideus.

*Флексията* в раменната става е движение, което се извършва в три фази. **Първата фаза** включва диапазона от 0° - 50°/60°. Тя се осъществява от pars clavicularis на m. deltoideus, m. coracobrachialis, pars clavicularis на m.

pectoralis major. Тази фаза се ограничава от напрежението в lig. coracohumerale и съпротивлението, което оказват m. teres minor et major, m. infraspinatus. По време на **втората фаза** на флексията в ГХС (60°-120°) ключова роля имат m. trapezius, m. serratus anterior от една страна, а от друга скапуло-торакалната става оказва съпротивление в този етап на движението чрез m. latissimus dorsi и косто-стерналните влакна на m. pectoralis major. В тази фаза лопатката се ротира с 60°, така че cavitas glenoidalis гледа нагоре и напред, а в стерно-клавикуларната и акромио-клавикуларните стави се извършва аксиална ротация от 30°. В третата фаза на флексия (120° - 180°) взема участие спиналната мускулатура.

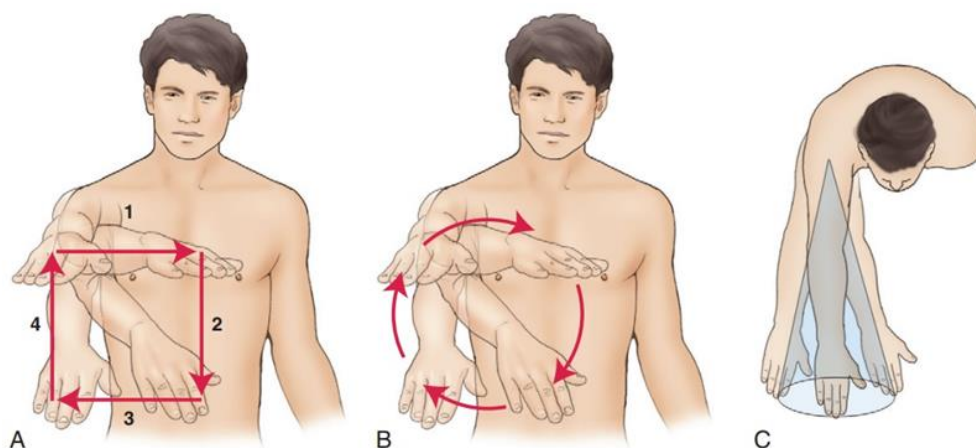
*Абдукцията* е движение, което се извършва във фронталната равнина и на практика е невъзможно да се извърши самостоятелно поради наличието на торса. Това движение се осъществява в комбинация с екстензия или флексия. В последния случай има диапазон от 30°- 45°.

*Абдукцията* е движение в ГХС, което достига до 180° и също е разделено на три фази. **Първата фаза** (0°- 90° на абдукцията се осъществява изцяло в ГХС, **втората** (60°- 120°) – се извършва в скапуло-торакалната става, а в **третата** (120°-180°) – движенията се извършват съвместно в ГХС и скапуло-торакалната, като се наблюдава флексия в трункуса в противоположна посока. В първата фаза на абдукцията според Karandji ключова роля имат m. deltoideus и m. supraspinatus <sup>3</sup>.

*Външната и вътрешната* ротация на ГХС се извършват в хоризонталната равнина, като вътрешната ротация е движението с по-голям обем.

*Външната ротация* е движение, което също се извършва в две фази. През първата се извършва скапуло-хумерална ротация с участието на m.infraspinatus и m.teres minor, последвана от външна ротация и абдукция на скапулата, която се извършва от mm. rhomboidei и m. trapezius, през втората фаза. За външната ротация от голямо значение, според Karandji, са следните мускули: mm. pectoralis major et minor, m. serratus anterior <sup>3</sup>.

При осъществяване на вътрешна ротация също може да отграничим две фази. Първо се наблюдава скапуло-хумерална ротация под действието на *m. latissimus dorsi*, *m. teres major*, *m. subscapularis* и *m. pectoralis major*, след това скапулата се ротира навътре и абдуцира под действието на *m. serratus anterior* и *m. pectoralis major*.



**Фиг. 3.** Циркумдукция на горният крайник. а) четирите отделни движения на циркумдукцията, описващи квадрат б) и в) сливането на тези движения, описващо кръг/конус (Muscolino. (2011). Kinesiology : the skeletal system and muscle function)

Циркумдукцията представлява събирателно движение от описаните елементарни такива<sup>3, 336</sup>. При изпълнение на това движение горният крайник първо се аддуцира, след това се екстензира, абдуцира и флектира. Ако тези движения се изпълняват едно след друго като отделни, дисталният край на горния крайник ще опише квадрат (фиг. 3. а), но ако се изпълняват последователно като едно движение – той описва окръжност (фиг. 3 б, в). По този начин, в пространството се описва въображаем конус, който има за основа споменатата окръжност, височина – дължината на горния крайник и връх, лежащ в центъра на рамото.

### 1.1.1. Скапуло-хумерален ритъм

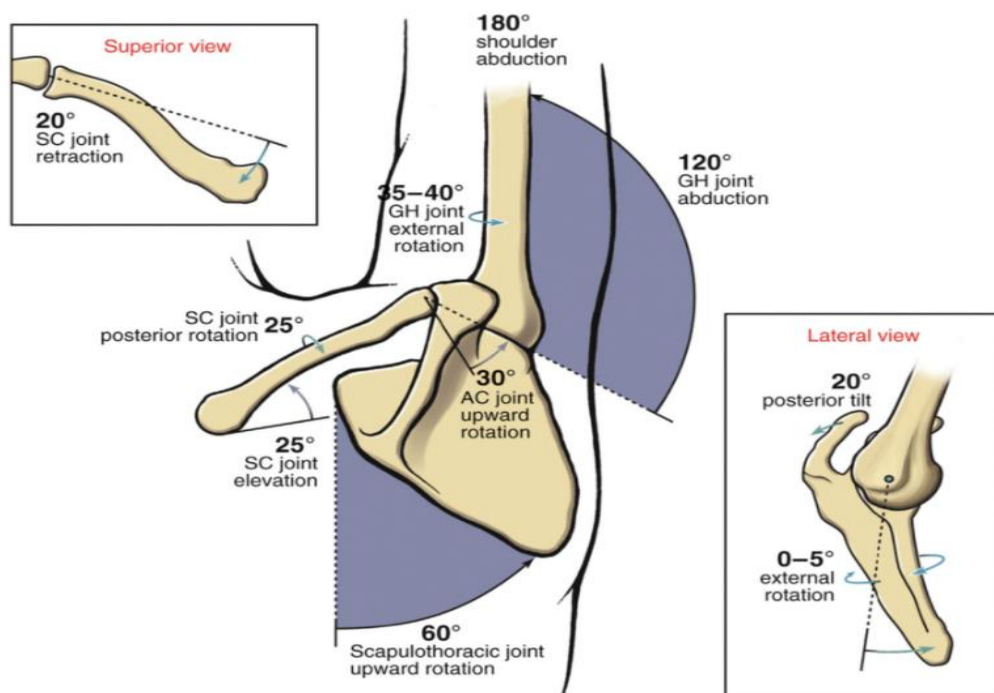
Скапуло-хумералният ритъм е описан за първи път от Codman<sup>130</sup>. Той го определя като взаимодействието на хумеруса и скапулата в гленохумералната става по време на елевация<sup>63, 130</sup>. По време на хумералното движение скапулата се ротира в три оси: **предно-задна или хоризонтален план** (перпендикулярно на скапуларния план), **горно-долна**



или вертикална ос и медиално-латерална (успоредна на *spinae scapulae*). Това дава възможност за осъществяването на 3 различни движения съответно предно-задно наклоняване, горно-долна ротация и вътрешна-външна ротация<sup>234, 238, 253</sup>. Ротацията нагоре се смята за едно от най-важните движения в клинично отношение<sup>234, 247, 291, 293, 482</sup>. Причината за това е, че адекватната ротация нагоре предпазва хумералната глава да окаже компресия и съпротивление на приплъзване на подлежащите структури под акромиона по време на елевация. Комбинацията от компресия и съпротивлението, което се оказва при приплъзването на хумералната глава на акромиона и коракохумералната арка се описват като основния механизъм за развиване на субакромиален импинджмънт<sup>247, 291, 293, 482</sup>.

Inman et al.<sup>225</sup> определят, че съотношението между глено-хумералното и скапуло-торакалното движение е 2:1. Съществуват различни проучвания, които съобщават вариращи съотношения<sup>22, 61, 118, 119</sup>, но Ludewig et al.<sup>291</sup> измерва средния скапуло-торакален ритъм при абдукция 2,1:1, при флексия 2,4 :1 и при скапуларния план на абдукция 2,2:1.

Скапуло-торакалният ритъм е добре изучен при движението на раменния комплекс при абдукция във фронталната равнина<sup>336</sup>. Абдукцията достига до 180° на горния крайник спрямо торса. При абдукцията до 120° в глено-хумералната става скапулата се ротира нагоре 60° в скапуло-торакалната става. Това дава възможността горния крайник да продължи движението до 180° (фиг. 4.). Това движение може да се раздели на две фази по 90°: ранна и късна. В ранната фаза раменната става е в 60° абдукция, а скапуло-торакалната се ротира нагоре с 30°. Ротацията в скапуло-торакалната става се осъществява от две движения: 25° елевация на клавикулата и 5° ротация нагоре на скапулата. Елевацията на клавикулата се осъществява под действието на елеваторите на ключицата, от една страна, и от скапуларните ротатори, от друга страна. Останалите 5° ротация на скапулата в акромио-клавикуларната става се постига от скапуларните ротатори до опъна *lig. costoclaviculare*, който ограничава по-нататъшното движение.



**Фиг. 4.** Схематично изобразяване на скапуло-торакалния ритъм (Muscolino. (2011). *Kinesiology : the skeletal system and muscle function*)

По време на късната фаза горният крайник се абдуцира още 60° в глено-хумералната става и скапулата се ротира нагоре още 30°. Както и в ранната фаза на скапуло-торакалния ритъм, и в тази скапула се ротира спрямо трункуса в две отделни движения. Клавикулата се елевира с още 5° стерно-клавикуларната става отпускането на *lig. costoclaviculare* и позволява ротация на скапулата с още 25° в акромио-клавикуларната става.

## 1.2. Клинична и образна диагностика при пациенти с имплантирани раменни протези

### 1.2.1. Клинична оценка на пациенти след протезиране

Точната оценка на клиничното състояние на пациента преди и след определена хирургична интервенция изисква разработването на инструменти за прецизна оценка. Инструментите, измерващи функционалните резултати на пациентите, трябва да притежават следните качества: да са валидни, повторяеми и съобразени с патологичното състояние<sup>214</sup>. Стремежът към разработване на максимално точна скала за

функционална оценка на пациента води до създаване на голям брой различни инструменти за оценка на пациентите <sup>214</sup>. Това от своя страна е предпоставка за липса на консенсус и стандартизиран подход при използването на скалите за оценка и трудното валидиране на всяка една от тях.

Най-често използваните скали за оценка на раменно протезираните пациенти в литературата са: *Constant-Murley Score*, *DASH Score (The Disabilities of the ARM, Shoulder, and Hand)*, *American Shoulder and Elbow Surgeons Evaluation Form (ASES Evaluation Form)*, *Simple Shoulder Test*, *Modified Neer Pain Scale*.

### *Constant-Murley Score*

Constant-Murley Score е 100-точкова система, която е представена като инструмент за оценка на функцията на раменната става, независимо от патологията ѝ. CS скалата оценява функционалните резултати въз основа на обективни и субективни фактори. Субективните критерии са: оценката на болката и дейностите в ежедневието, докато обективните критерии за оценка са: обемът на движения и силата. Субективните компоненти се оценяват до максимум 35 точки, а обективните до 65 точки. Максималният брой точки, които един пациент може да събере отразява максималната функция на рамото <sup>108</sup>.

Едно от най-големите предимства на CS е голямата популярност на скалата, което позволява сравнение между много проучвания. Независимо от това се смята, че надеждността е променлива, което е свързано с измерването на силата и обема на движенията в раменната става (чийто дял е 65% от цялостната оценка)<sup>359</sup>.

Силата на абдукция *при нашите пациенти* се измери по препоръките на Constant et al.<sup>109</sup> Използвахме портативна електронна везна (WeiHeng, модел WH-A08, China с обхват 50 kg и точност 0 - 10 kg: 5 g, 10 - 50 kg: 10 g), която бе модифицирана с дръжка, за да се хваща от пациента. Предмишницата и дланта са в пронация и се измерва силата на абдукция до 90° в раменната става, като се правят три последователни измервания през 1 минута с продължителност 5s. Крайният резултат от измерванията се изчислява въз основа на средната стойност от измерванията. В случаите, когато пациентът

не може да достигне абдукция до 90°, измерването не се провежда и се оценява с 0 точки.

### *DASH Score (The Disabilities of the ARM, Shoulder, and Hand)*

DASH Score е една от най-често използваните скали след CS, разработена за оценка на симптомите и функционалния статус на горния крайник. DASH Score въпросникът се състои от 30 въпроса, които са подбрани да квалифицират физическа невъзможност и симптоми при пациенти с нарушения във функцията на горния крайник. Въпросите в DASH се засягат 3 полета: функцията на горния крайник (21 въпроса), симптоми (6 въпроса) социална функция (3 въпроса). Към скалата са разработени два допълнителни модула, които обхващат спорт/музика (4 въпроса) и работни задължения (4 въпроса).

Отговорът на всеки един въпрос е със скала от 1 до 5. Броят на точките, които един пациент може да събере е от 0 - 100 т, като максималният брой точки показва максимална дисфункция на горния крайник. DASH Score показва отличен отговор и валидност както за дисфункция, засягаща проксималния край на крайника, така и на дисталната му част. Предимство на този инструмент е, че е валидиран на редица езици, сред които е българският.

### *American Shoulder and Elbow Surgeons Evaluation Form (ASES Evaluation Form)*

ASES скалата е създадена с цел да се стандартизира оценката на функцията на раменната става, като е валидирана за пациенти с омартроза, раменна нестабилност, лезия на ротаторния маншон и пациенти с раменни протези <sup>416</sup>.

Скалата за оценка се състои от въпросник за функционална оценка, която се провежда от специалист и друга част, свързана със субективната оценка на пациента: болка, нестабилност, ежедневни дейности.

В ASES 50% от тежестта на оценката се формира от оценката на болката на пациента, а останалите 50% – въз основа на функцията. Формата на скалата притежава определени предимства: попълва се относително бързо,

лесен метод за оценка е и може да се проведе от разстояние – по телефона или интернет.

Колкото по-висок е резултатът, толкова по-добра е функцията на засегнатата раменна става. Максималният брой точки, които пациентът може да събере, е 100.

### *Simple Shoulder Test (SST)*

SST е специфична скала за оценка на функцията на раменната става. Функционалната оценка става въз основа на разработените 12 въпроса с „да/не“ – отговор. Въпросите представляват стандартизиран начин за оценка на раменната функция преди и след хирургична интервенция/лечение на пациента. Ефектът от лечението на засегнатата раменна става се отчита чрез оценяване на възможността за възстановяване на функцията на изследваната раменна става.

SST се характеризира с много висока възпроизводимост, валидност и достоверност <sup>26</sup>. Колкото по-висок е резултатът, толкова по-добра е функцията на изследваната раменна става.

## **1.2.2. Образна диагностика при протезирани**

Проследяването на ендопротезираните пациенти и диагностицирането на редица усложнения изисква комплексен подход. Съществуват редица образни изследвания за установяването на усложнения от различен характер: нативно рентгеново изследване, компютърна томография, магнитен резонанс и ултразвуково изследване.

### **1.2.2.1. Рентгеново изследване при протезирани пациенти**

Рентгеновата оценка на рамо с имплантирана изкуствена става задължително включва поне две проекции във взаимно перпендикулярни равнини, изпълнени със стандартизирана рентгенова техника. „Травма серията”, която включва фасова проекция на раменната става, в равнината на лопатката, скапуларна У-проекция и аксиларна проекция, може да се приеме за „златен стандарт“. Това са рентгенографии, които могат да се изпълнят, когато пациентът е в изправено, легнало или седящо положение.

Трябва да се подчертае, че само една прецизна, възпроизведима, стандартизирана техника на рентгеновото изследване дава възможност за проследяване и сравняване, при тези по дефиниция „ортопедични“ пациенти. Това прави нативното рентгеново изследване първа линия за скрининг на усложнения.

*Фасовата проекция (проекция на Grashey)* се прави, като пациентът застава с гръб към касетата и рамото от засегнатата страна се опира в касетата, а здравата страна на пациента се завърта на  $45^\circ$  отстояние нея. Рентгеновият лъч се насочва на около  $25^\circ$  кранио-каудално с около  $15^\circ$  медио-латерален наклон. Позицията на горния крайник е в лека абдукция и супинация.

Критерии за добре изпълнена рентгенограма са: проектирането на предния и задния ръб на *cavitas glenoidalis* в един контур, носещата повърхност на лопатката се изобразява като линия, хумералната глава не трябва да се припокрива с гленоида и заедно с това субакромиалното пространство и гленохумералното ставно пространство трябва да са добре видими.

*Профилната или т.нар. У проекция (проекция на Neer)* се изпълнява, когато касетата се постави пред засегнатото рамо на пациента, а здравата страна се завърта на  $45^\circ/60^\circ$ . Така скапулата е в позиция перпендикулярна на касетата. Рентгеновият лъч се насочва вертикално и отзад, така че да застане в една линия със скапулата. На образа, който се получава, скапулата прилича на У с късо рамо е *proc. coracoideus*. Хумералната глава се проектира върху *cavitas glenoidalis*.

При *аксиларната проекция* пациентът лежи на рентгеновата маса и горният крайник от засегнатата страна се абдуцира между  $60^\circ-90^\circ$ , а касетата се поставя по горната повърхност на раменната става. Рентгеновата тръба се позиционира на  $90^\circ$  с кранио-каудален централен лъч, фокусиран върху хумералната глава паралелно на оста на тялото. При тази проекция добре се изобразяват акромио-клавикуларната става и *proc. coracoideus*.

Белези за добре изпълнена аксиларна проекция са липсата или минимално застъпване на хумералната глава и гленоида.

При пациенти с ФПХ алтернатива на аксиларната проекция е *проекцията на Velpeau*. При нея горният крайник от засегнатата страна не е

необходимо да се отвежда. Пациентът е седнал на рентгеновата маса и е наклонил торса си на 30°. Рентгеновият лъч е центриран в центъра на рамото по посока на касетата.

### **1.2.2.2. Компютърна томография**

Компютърната томография е на втора линия при диагностиката на усложнения след раменното протезиране. То е средство на избор, когато стандартните рентгенограми са недостатъчни или нормални. КТ дава възможност за анализ на позиционирането на компонентите, оценка на костта за наличие на радиолуцентни линии, течни колекции в меките тъкани, аномалии на ротаторния маншон<sup>295</sup>.

### **1.2.2.3. Магнитен резонанс при протезирани пациенти**

МР<sup>105, 338, 447</sup> изследването при пациенти след артропластика на раменната става е метод за оценка на лезии на РМ, инфекции, разхлабване на компонентите, остеолиза на гленоидалния компонент, мастна инфилтрация на мускулите на раменния пояс. Методът намира ограничено приложение. Причината за това е наличието на импланти от различни сплави (титаниева, кобалт – хром, стомана), което води до образуване на артефакти. За тяхното образуване от значение е и позицията на изследваната област – респективно и имплантът спрямо магнитната бобина. При раменната става имплантът е разположен ексцентрично спрямо източника на външното магнитно поле<sup>338, 447</sup>, което води до потенциране на артефактите. Сферичната форма на компонентите създава повече артефакти.

МР изследването е показано при пациенти след ендопротезиране, когато са налични оплаквания и негативни или недостатъчно информативни образни изследвания<sup>338,447</sup>. Методът според проучването на Sperling е с висока чувствителност 91% и специфичност 80% що се отнася до диагностиката на пълни лезии на РМ<sup>447</sup>.

#### 1.2.2.4. Ехографско изследване на раменна става

Ехографското изследване на раменната става и ОДС<sup>237</sup> се прилага предимно за оценка на меките тъкани. То е лесно достъпно и няма ограничения поради наличие на артефакти от импланта. Раменното ехографско изследване намира приложение при оценка на лезии и дегенеративни промени на ротаторния маншон (РМ), сухожилието на дългата глава на *m. biceps brachii*<sup>510</sup>. Изследването е минимално инвазивно и може да се проведе динамичен оглед на зоната на интерес. Някои проучвания установяват, че методиката има висока чувствителност и специфичност<sup>452, 459</sup>. По-стари проучвания показват много голяма вариация на тези два показателя, дължаща се на факта, че изследването е зависимо от ехографиста<sup>64, 65, 72, 216, 498</sup>. Въпреки това метаанализът на Fargoqi et al.<sup>140</sup> показва по-висока прецизност при доказване на лезия на *m. supraspinatus* (0,83) и *m. biceps brachii* (0,93) в сравнение с *m. subscapularis* (0,76). Ехографията на раменната става намира приложение и при оценка на РМ след реконструкцията му, ИМ остеосинтеза на раменната кост и раменно ендопротезиране<sup>80</sup>.

#### 1.2.2.5. Ултразвукова еластография

Методи, изобразяващи механичните качества на меките тъкани с по-висока специфичност и чувствителност от палпацията, се разработват от дълги години<sup>340</sup>. Ултразвуковата еластография е образен метод, който качествено или количествено, в зависимост от техниката, оценява твърдостта или еластичността на изследваната тъкан (тоест, механичните и свойства). Прилагането на този метод позволява да се разграничат промени в тъканите, дължащи се на травма, дегенеративни или оздравителни процеси и тумори<sup>115</sup>. За първи път ултразвуковата еластография е описана през 1990 г. от Ophir<sup>356</sup>, а навлиза в практиката след 2003 г., когато възможността за извършването ѝ е вложена в стандартните ултразвукови апарати<sup>435</sup>.

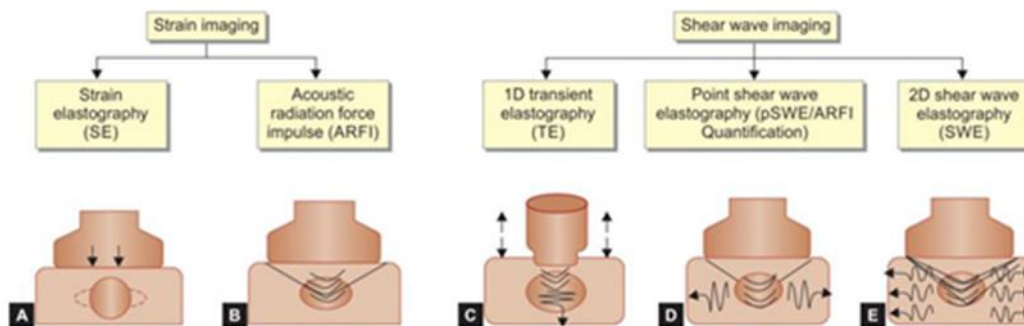
*Твърдостта или ригидността* на тъканите се определя като способността им да упражняват съпротивление в отговор на приложена сила



Еластичността <sup>4</sup> се дефинира като мярка за твърдостта на даден материал, определяща се от силата на приложеното напрежение.

Това от физична гледна точка може да се осъществи по три начина:

- посредством мануална компресия,
- чрез прилагане на **импулс на силата на акустично излъчване (acoustic radiation force impulse (ARFI))**
- чрез външна механична вибрация.



**Фиг. 5.** Схематично представяне на видовете еластография. Strain еластография (А и В) Shear wave еластография (С-Е) (източник: Diagnostic Radiology: Advances in Imaging Technology)

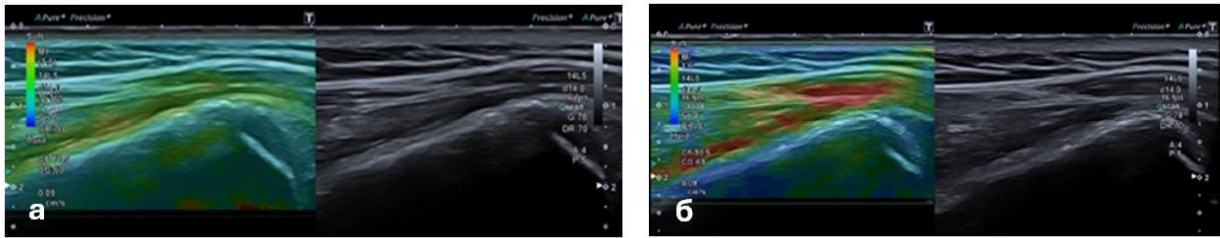
Еластографията се разделя на две основни методики **strain** еластография (**SE**) и **shear wave** еластография (**SWE**).

Хронологично **strain** еластографията е първият описан метод. Тя е качествен метод<sup>453</sup>, оценяващ промените в тъканите чрез прилагане на външна сила<sup>24</sup>. Това, както е посочено по-горе, се осъществява по няколко начина: чрез **мануална компресия** на тъканите, „*преместването*“ на тъканите се генерира от физиологични процеси (дихателни движения, сърдечна честота) (**фиг. 5. а**) или чрез **ARFI**, генериран от трансдюсера (**фиг. 5. б**). При първия метод **мануалната компресия** се осъществява посредством трансдюсера и е по-подходяща методика за оценка на механичните качества на **повърхностно разположени структури** <sup>437</sup>. При втория метод трансдюсерът се поставя неподвижен и „*преместването*“ на тъканите се генерира от вътрешни физиологични движения – **дихателни**

екскурзии, сърдечен ритъм. Този метод може да се използва при оценката на по-дълбоко разположени структури<sup>437</sup>. При **strain** еластографията, която се осъществява посредством **ARFI**, трансдюсерът се поставя перпендикулярно на областта/обекта на изследването и генерира вълнов импулс – **push pulse**, който води до „*преместване*“ на тъканите. Те се изместват в рамките на заемания обем. Вълновият импулс е краткотраен (0,1-0,5 ms), високоинтензитетен, премества тъканите между 10-20  $\mu\text{m}$ <sup>437</sup>. При този метод се измерва преместването на тъканите в перпендикулярна на трансдюсера посока.

**Strain** еластографията е качествен метод за изобразяване на ригидността на тъканите. Колкото повече се деформира даден обект под действието на приложената сила, толкова по-висок strain има – обектът е „по-мек“ и обратно, колкото по-малко се деформира обектът, толкова по-малък е опъна , толкова „по-твърд“ е изследваният обект<sup>24</sup>.

Като мерна единица за еластичност при **strain** еластографията се прилага отношението между деформация на различните тъкани, което е относително и не отразява реалната тъканна еластичност/твърдост<sup>4</sup>. То е зависимо и от силата на мануалната компресия. Ригидността се изобразява с цветна карта на определена от изследващия зона. Тази зона се означава като **field of view (FOV)**, а цветно кодираната карта, насложена на В-mode изображението се нарича еластограма. Най-често в цветните карти тъканите с нисък опън, т.е. по-ригидните, са изобразени в синьо (**фиг. 6 а**), а тези с по-висок опън, т.е. по-меките, са изобразени в червено (**фиг. 6 б**). Трябва да се има предвид, че скалата на различните производители на ехографи може да бъде различна. Има три известни метода за интерпретиране на strain еластограмите: сравняване на размера на лезията в В-мод и на еластограмата E/B – ratio, разработване на различни цветни скали за оценка и strain ratio. E/B – ratio<sup>23, 204</sup> е автоматичното изчисляване на съотношението на най-широкия размер в лонгитудинален план на киста или туморна формация на В-мод изображението и същия на еластограмата.



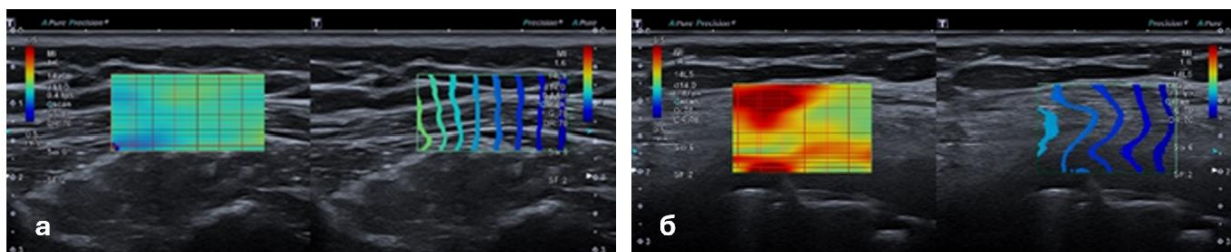
**Фиг. 6.** а) еластограма, изобразяваща *m. deltoideus* с голяма ригидност б) еластограма, изобразяваща *m. deltoideus* с малка ригидност при пациенти, изследвани в клиниката.

Стойността на това съотношение е критерий, позволяващ да се определи дали процесът е малигнен, или бенигнен. Разработени са различни цветноskalови скорове като инструменти, спомагащи отдиференцирането на малигнените от бенигнените процеси. Такива за лезии, намиращи се в меките тъкани на опорно-двигателната система (ОДС), все още няма. В strain еластографията на ОДС най-широко се налага използването на **strain ratio**. Той е полуколичествен метод за определяне на ригидността на меките тъкани. Благодарение на коефициента **strain ratio** е възможно определянето на съотношението на ригидността на патологично променената тъкан, която е обект на изследването, и хомогенната нормална тъкан<sup>468</sup>. За да бъде точна информацията, двете области, чиито ригидности се сравняват, трябва да лежат на еднаква дълбочина. Това се дължи на факта че една и съща тъкан в различните слоеве реагира по различен начин на приложената външна сила и стойността на показателя при така избрани полета се променя и поради това, е неточна.

**Shear wave** еластографията е метод, при който се определят еластичните свойства на тъканите посредством измерване на скоростта на напречната вълна или shear wave speed (SWS)<sup>31, 138, 340, 342, 367, 407, 421, 455</sup>. При shear wave еластографията трансдюсерът генерира краткотрайни (под 1m/s) *фокусирани ултразвукови импулси*, които се означават като push pulse или ARFI – pulse<sup>342</sup> (**фиг. 5 с-е**). Той предизвиква отместване на тъканите, като се генерират напречни вълни – **shear wave (SW)**. Те се разпространяват в трансверзален план, т.е. в посока перпендикулярна на **ARFI – pulse**. Обемът на проникване на **ARFI** се определя от характеристиките на трансдюсера и обикновено варира между 1-8 cm<sup>3</sup><sup>342</sup>. Един и същи трансдюсер генерира **ARFI** и отчита промяната в ригидността на тъканите, като отчита **SWS**. Скоростта на напречната вълна **SWS** е зависима от механичните свойства на

меките тъкани: колкото по-ниска е тя, толкова „по-мека“ е изследваната тъкан и обратно – колкото по-бърза е, толкова е „по-твърда“ изследваната тъкан. Ригидността на тъканите може да се представи като **SWS** в **m/s** или след като се направят някои изчисления чрез модула на Young в **kPa**. Преобразуването от **kPa** в **m/s** става чрез формула, където модулет на Young (**E**) е равен на утроената скорост на напречната вълна или **SWS** -  $c_s^2$ , умножена по плътността на меките тъкани (приема се за константа) –  $\rho : E = 3\rho c_s^2$  31, 138, 341, 342, 367, 407, 421, 455. **SWS** се измерва в малко поле на интерес, което се означава като **range of interest (ROI)**.

При **SWE** е прието „ригидните“ структури да се изобразяват в червено (**фиг. 7.б**), а „меките“ структури в зелено (**фиг. 7.а**). Независимо от общоприетата скала за цветно кодиране на механичните свойства на изследваните тъкани е възможно да се използват различни цветни скали, затова е важно винаги да се обръща внимание на цветната скала преди заключението от изследването.



**Фиг. 7. а)** SWE еластограма на *m. deltoideus* с малка ригидност при пациент 12 м. след раменно протезиране; **б)** SWE еластограма на *m. deltoideus* с висока ригидност, при пациент, претърпял множество интервенции преди раменно протезиране.

При генерирането на **ARFI – pulse** температурата на изследваните меки тъкани се покачва. Индуцираното при изследването покачване на локалната температура на изследваната зона според Fahey et al.<sup>138</sup> обикновено е с  $0,35^{\circ}\text{C}$  и може да достигне до пикови стойности от  $0,56^{\circ}\text{C}$ . Това не води до патологични промени в околните тъкани. Nightingale et al.<sup>340</sup> смятат, че това покачване е функция от зависимостта на предадената честота на импулса и неговата продължителност, като трябва да се има предвид индивидуалното намагнитизиране, което варира между  $0,02 - 0,2^{\circ}\text{C}$ .

**Shear wave еластографията** се разделя на три различни методики: **transient, point shear wave, 2 – D shear wave еластография.**

1. Транзиентната еластография (Transient elastography) е ултразвуково базирана методика, при която опънът на тъканите възниква в резултат на външен източник на натиск. При транзиентната еластография на ултразвуковия трансдюсер е монтирано вибриращо устройство, което чрез натиск на бутон предава нискочестотни вибрации на подлежащите меки тъкани и се преобразуват в **shearwaves** или напречни вълни. Последващ ултразвуков ехо-пулс (**pulse – echo**) се използва за оценка на скоростта на вълните на отместване. Данните се преобразуват чрез модула на **Young** в **kPa** по гореспоменатата формула. Скоростта на напречните вълни е пропорционална на ригидността на тъканите – колкото по-висока е, толкова по-ригидна е тъканта. Тези резултати се представят с две изображения: едното е в A-mode, другото представлява математически модел на зависимостта от скоростта на отместване на вълните спрямо времето.

2. **Point shear wave еластографията (pSWE)** е метод, използващ ARFI, генериран от трансдюсера. От своя страна ARFI предизвиква „преместване“ на тъканите в една фокална зона, като лонгитудиналните вълни генерирани от ARFI, се преобразуват в напречни вълни чрез абсорбция на акустична енергия (12) Те се разпространяват в равнина перпендикулярна на лонгитудиналните, генерирани от ARFI. За разлика от транзиентната еластография, **pSWE** се извършва с конвенционален УЗ апарат и трансдюсер (17) и позволява изследването да се прави на различни места в малко фиксирано поле на интерес **ROI**. Резултатите от измерването отново се представят като **SWS** в **m/s** или чрез модула на **Young** в **kPa**.

3. **2-D shear wave/3-D shear wave еластографията** са най-новите **SWE** методики. Описаният по-горе физичен принцип при pSWE може да се приложи и при 2-D shear wave еластографията<sup>124</sup>. При 2-D SWE множество ARFI пулсове могат да се приложат в по-голяма зона – FOV, за да се оцени SWS в по-голяма площ от тъкан. Това позволява да се засекат и оценят вълните на отместване в няколко зони. При тази техника се използва цветно кодиране на пикселите на монитора, за да се визуализира вариацията на SWS в FOV. 2-D SWE може да се извърши за малък период от време и този тип се означава като сингъл тайм 2-D SWE., а ако изображението е непрекъснато, се касае за 2-D SWE в реално време.

При **3-D share wave еластографията** изображението се генерира, като се прави анализ на разпространението на напречните вълни в трите равнини – аксиална, сагитална и коронарна, и се изобразява в kPa и цветно кодирана карта<sup>18</sup>. Структурите с по-мека консистенция се изобразяват в син цвят, а потвърдите в червено. Според Lee. et al.<sup>281</sup> **2-D SWE** и **3-D SWE** са **съпоставими методи, но 3-D SWE е по-чувствителен и по-малко специфичен**<sup>94</sup>. От друга страна, групата на Youk<sup>501</sup> намира, че **3-D SWE е по-детайлен и информативен метод. 3-D SWE** намира по-широко приложение при диагностиката на туморни формации.

#### **1.4. Раменно ендопротезиране**

Първичното раменно протезиране намира приложение за лечението на проблемните ФПХ при прецизно подбрани пациенти. Независимо че функционалните резултати след протезиране варират, методът се налага и при определени групи пациенти с ФПХ, вероятно ще се утвърди като метод на избор. С усъвършенстването на хирургичната техника, ранните и средносрочните резултати стават предсказуеми, а честотата на специфичните усложнения намалява. Някои автори също така съобщават по-нисък процент реоперации след първично раменно протезиране при ФПХ, отколкото при вторично след разпад на остеосинтезата<sup>515</sup>. Не на последно място, честотата на проблемните ФПХ при пациенти с по-ниски функционални изисквания непрекъснато нараства, което оправдава първичното раменно протезиране. Накратко, раменното протезиране все по-често ще бъде част от нашата практика. Наличието на прецизен алгоритъм за оценка на възстановяването след раменна артропластика е очевидно необходимо.

Индикациите за раменно протезиране при ФПХ са: четири фрагментни фрактури, фрактури-луксации, сплит фрактури на главата на хумеруса, депресионни фрактури, засягащи повече от 50% от главата на проксималния хумерус, някои трифрагментни ФПХ. Показани за първично раменно протезиране са всички фрактури, чиято биология е силно компрометирана. Това се оценява благодарение на критериите за исхемия, въведени от Hertel et al.<sup>211</sup>. Той ги разделя на белези, които са добри предиктори за исхемия и белези с по-малка предиктивна стойност. Добрите предиктори за исхемия включват: дължина на медиалната опора > 8 mm, запазена цялост на медиалната панта, семпла фрактурна конфигурация, а

като белези с по-ниска предиктивна стойност се отнасят: разместване на туберкулите на  $> 10$  mm, гленохумерална дислокация, ъглово разместване на главата  $> 45^\circ$ , сплит фрактури на хумералната глава.

*Методите на избор за първичното раменно протезиране са еднополюсно раменно протезиране и двуполусно. Двуполусното може да е анатомично или обратно. Всяка една техника ще бъде разгледана по-долу.*

### **1.3.1. Еднополюсно раменно протезиране**

Еднополюсното ендопротезиране цели максималното възстановяване на нормалната костна анатомия и мекотъканния баланс, което да позволи възстановяване на нормалната биомеханика на раменната става. Към баланса на меките тъкани се отнася балансирането на капсуло-лигаментарните структури и мускулно-сухожилния апарат. Целта е да се постигне едновременно мобилност и стабилност. За да се осъществи реконструкция, максимално близка до анатомичната и да се направи мекотъканен баланс, който да осигури характерните за гленохумералната става движения, най-често се налага освобождаване на опънатите меки тъкани по предния аспект на раменната става. Много рядко се налага да се постави по-голяма или по-малка хумерална глава, или да се измести центърът на ротация. Признак за възстановяването на анатомичните параметри на костта и добър мекотъканен баланс е постигането на  $40^\circ$  външна ротация на горния крайник, 50% трансляция на хумералната глава върху гленоида със сила, чиято посока е насочена назад, и  $60^\circ$  вътрешна ротация при абдукция. За възстановяването на ставната анатомия от изключително голямо значение са размерът, формата, офсетът, ретроверзията и инклинацията на хумералната глава, и разстоянието от акромиона до главата на хумеруса.

Неправилно подбраният *размер на хумералната* компонента води до малпозиция на центъра на ротация на ставата и изместването на ставната цепка. Оказва се, че увеличаване на радиуса на главата на хумеруса с 5 mm, води до изместване на центъра на ротация на ставата с 20% и променено рамо на лоста на ротаторния маншон с 20%<sup>16</sup>. От друга страна, Vesels et al. показват, че големият размер хумерална компонента оказва влияние на раменната кинематика и ставната подвижност намалява – компрометират се

абдукцията и външната ротация и се наблюдава трансляция в проксимална посока. Ако главата е с по-малък размер, установява се дистална трансляция.

Редица проучвания показват, че *офсетът* на хумералната глава е много вариабилен. Неосигуряването на анатомичен офсет, се явява пречка за възстановяването на биомеханиката на гленохумералната става<sup>48, 210, 222, 394</sup>. Тоест, много малки промени в офсета водят до големи промени в кинематиката на рамото. Медиалният офсет на главата на хумеруса е най-късото разстояние, измерено между оста на проксималния хумерус и центъра на главата на фасова проекция. Задният офсет е измерването на същите показатели, но на латерална проекция. От изключително голямо значение са медиалният офсет и офсета на големия туберкул<sup>210</sup>. Вариациите в медиалния офсет са от голямо значение за инсерционната линия на *m. supraspinatus*. Голямата вариабилност в медиалния офсет налага дизайн на диафизарната компонента да отговаря на тази вариация. Офсета на големия туберкул показва разстоянието на инсерция на най-вътрешните влакна на *m. supraspinatus* и оста на проксималния хумерус. Въз основа на офсета на големия туберкул се различават три типа хумерус – стандартен, с висок офсет и с нисък офсет. При ниския офсет има риск от увреждане на **инсерционната** фасетка на *m. supraspinatus*. При безциментните стебла, поставени с *press-fit*, се слага ексцентрична хумерална компонента.

*Ретроверзията* е вариабилен параметър. Смята се, че това се дължи на начина на измерване и прецизността на метода. Независимо от всичко, малки грешки в ретроверзията не променят баланса на капсуло-лигаментарния апарат или центъра на ротация. Прекомерната ретроверзия на импланта обаче може да доведе до задна сублуксация на ставата, а по-малката – до импинджмънт на *m. subscapularis*.

*Инклинацията* на хумералната глава е параметър, който не се променя значително и варира между 120° - 145°. Неправилно позициониран имплант с  $\pm 5^\circ$  не променя значимо формата на проксималния хумерус<sup>48, 370</sup>. Така например с 5° грешка във валгус височината на хумеруса ще се увеличи с 1.5 mm или около 3% от височината на хумеруса ще е засегната. Под въпрос се поставя ползата от импланти с вариабилна инклинация. Тя има значение за опъна на мускулите на ротаторния маншон и *m. deltoideus*, което може да доведе до дисфункцията им. От гледна точка на постигане на



мекотъкания баланс имплатите с вариабилна инклинация биха могли да са от полза.

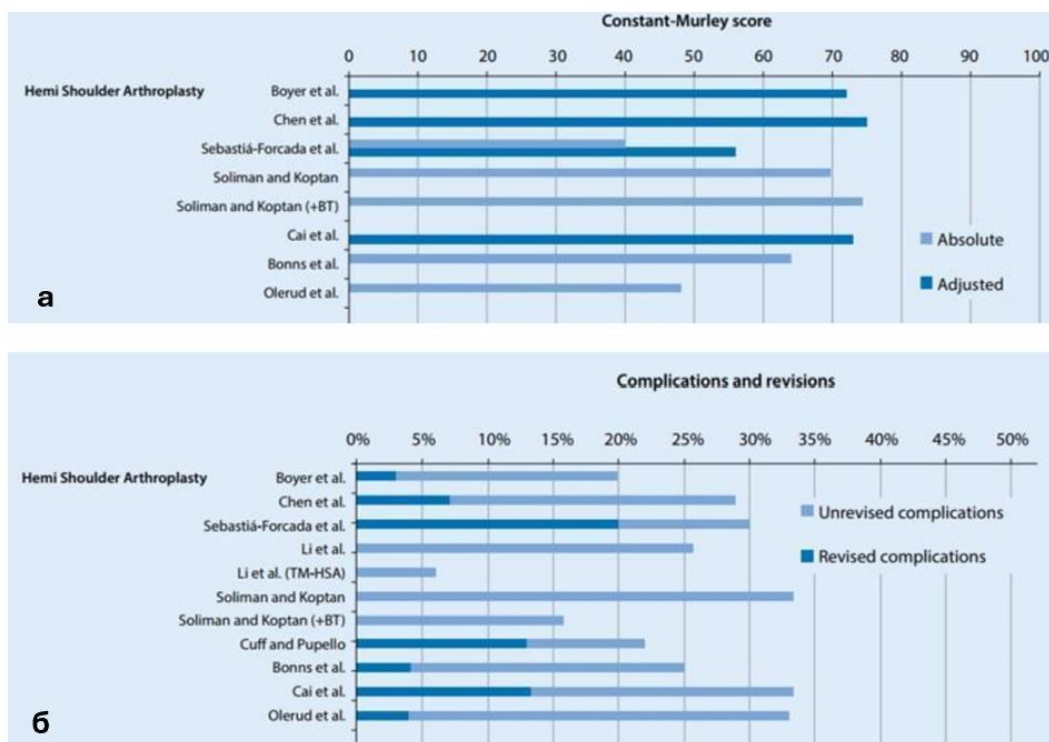
Постигането на максимално анатомично възстановяване на раменната става обуславя еволюционното развитие на имплатите за еднополюсно протезиране. Различават се три основни поколения имплати по отношение на техния дизайн.

*Първото поколение* еднополюсни раменни протези са с дизайн на Neer. Те са моноблок имплати, които се състоят от стебло и прикрепената към него глава. На стеблото има малки дупки за пришиване на туберкулите. Те имат ограничени размери, а проведени изследвания показват, че с тези имплати е трудно да се пресъздаде нормалната кинематика на раменната става <sup>163</sup>.

*Второто поколение* имплати е т.нар. модуларни имплати. Като целта им е да се постигне пълно възстановяване на анатомията на проксималния хумерус. При този вид имплати се въвеждат модуларните глави и „ingrowth” покритието на стъблата. Модуларните глави позволяват да се подбере подходяща големина на главата за конкретния пациент, с оглед постигане на мекотъкани баланс. Те също така позволяват ревизия на главата, без да се сменя стеблото. При това поколение имплати възникват два основни проблема, свързани с малпозиция и имплантиране на по-голям размер глава. Най-честата причина за малпозицията във вертикален и хоризонтален план е относително фиксираната геометрия на компонентата<sup>51</sup>. Имплантирането на по-голям размер глава често е причина, от една страна, за разстояние между нивото на остеотомията и импланта и линейната връзка между дълбочината и диаметъра на главата – няма разнообразие по отношение на дълбочина и диаметър при главите с размер до 50 mm.

При *третото поколение* имплати дизайнът се основава на редица проучвания на нормалната анатомия. Затова те спадат към т.нар. адаптивни или анатомични. Тези имплати позволяват адаптиране на компонентата на хумералната глава към стеблото в предно-задна и медиално-латерална посоки. Някои от системите предлагат имплати, вариращи по отношение на инклинацията <sup>418</sup>.

Независимо от големия напредък в дизайна на компонентите, използвани при еднополюсното ендопротезиране, се наблюдават несигурни клинични резултати и голям брой усложнения<sup>517</sup>. В литературата са достъпни ограничен брой проучвания от първо ниво на достоверност на тази тема. Редица автори съобщават за предимно лоши резултати<sup>79, 90, 114, 395, 430</sup>. По-добрите резултати, публикувани през последните години, се дължат на еволюцията на дизайна на имплантите и на по-прецизната селекция на пациентите<sup>418</sup>.



**Фиг. 8.** Онагледяване на усложненията – а) които подлежат на ревизия и клиничните резултати; б) при хемипротезирани пациенти. (Läderrmann et al. 2019)

Усложненията след еднополюсно ендопротезиране могат да се разделят в няколко групи, свързани с: импланта, туберкулите, гленоида. Усложненията, свързани с импланта, се дължат на малпозиция на компонентите. В тази група усложнения влизат невъзстановената височина и ретроверзия. Към усложненията, свързани с туберкулите спадат: резорбцията и несрастването на туберкулите, които са в резултат на биомеханични (напр. силата на стягане на фиксационните шевове) и биологични причини (костния потенциал за срастване). Неправилното

срастване на туберкулите е усложнение Миграцията на импланта е усложнение, което се дължи на руптура на РМ, но може да е в резултат на резорбцията на туберкулите. При хемипротезираните пациенти усложнението, свързано с гленоида, е неговата ерозия. Тя е резултат от нарушената биомеханика на раменната става и/или на дегенеративни изменения (фиг.8).

### 1.3.2. Двуполюсно анатомично раменно протезиране (ДАРП)

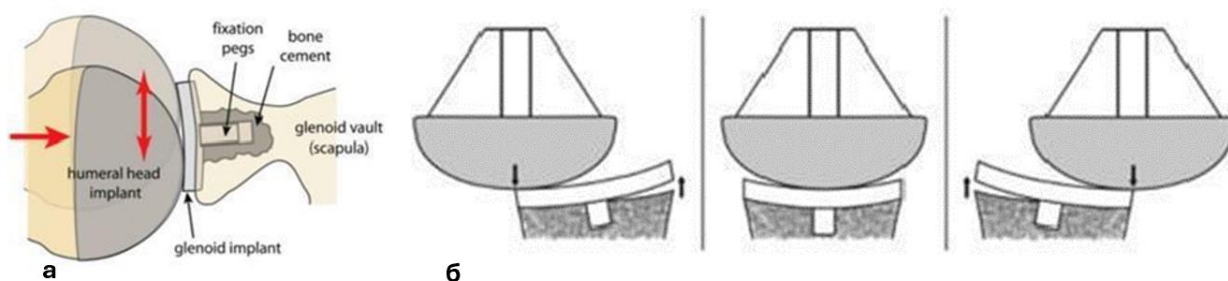
ДАРП не е широко застъпено при първичното раменно протезиране вследствие на фрактура. Смята се, че в момента на травмата е по-малко вероятно да има артрозни изменения на гленоидалния хрущял, особено при пациенти под 50-годишна възраст<sup>304, 395, 518</sup>. Смяната на гленоида увеличава комфорта на пациента, подпомага контрола на болката и подобрява клиничните резултати<sup>67, 221</sup>. Независимо от това, като причина да се избягва ДАРП в тези случаи е стремежът за избягване на усложненията, свързани с гленоидалната компонента – най-често разхлабване и износване<sup>301, 304, 337, 445, 464</sup>. Те остават с висока честота и някои от тях не са решени въпреки еволюцията на дизайна на компонента.

Причините за разхлабване на гленоидалната компонента могат да се разделят на няколко групи: биологични, механични и свързани с дизайна<sup>402</sup>.

*Биологичните причини* за разхлабване на гленоидалната компонента са свързани с макрофагеална реакция<sup>402</sup>. Асептичната остеолиза около импланта се дължи на локален възпалителен процес в резултат на продуктите на корозия и износване на импланта, а именно дебрис от полиетилен (от полиетиленовата гленоидална компонента), метал (от пеговете или „кил-а“ на гленоида или хумералната компонента), от РММА, използван за фиксиране на компонентите<sup>200</sup>. Размерът на дебрисните частици обикновено е под 10μ (0,5-1μ). Главните клетки, които участват в имунния отговор на отхвърляне, са макрофагите. Дебрисните части активират макрофагите и други клетки на имунната система, които потенцират клетъчната диференциация, фагоцитозата и това води до отделяне на цитотоксични вещества, които водят до остеолиза<sup>11, 383, 389, 412, 480</sup>. От друга страна, макрофагите могат да участват директно в костната резорбция или да се диференцират в остеокласти<sup>19, 364, 389</sup>. Прогениторните костни клетки се потискат от токсично високите нива на отделения от

фагоцитите реактивен кислород<sup>389, 480</sup>. При ДАРП гленоидалната компонента е подложена на най-голям механичен стрес, което води до износване на полиетиленовата вложка и генериране на по-голямо количество дебрисни частици<sup>402</sup>. По тази причина най-значима е „реакцията на отхвърляне“ около гленоидалната компонента.

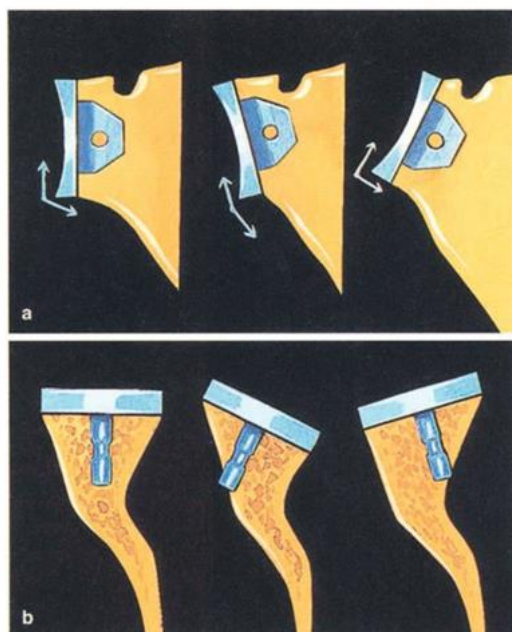
*Механичните причини* за разхлабване на гленоидалната компонента най-често се дължат на: ексцентрично натоварване на гленоида (т.нар. „люлеещ се кон“/„rocking-horse“) (фиг. 9. а), малпозиция на гленоидалната компонента (фиг. 9. б), несъответствие на формата на повърхността на хумералната и гленоидалната компонента.



**Фиг. 9.** Механични причини за разхлабване на гленоида – „rocking-horse” а) Ексцентричните сили на хумералната глава, които действат на гленоида (Armstrong et al., JBJS, 2013); б) натоварването на ръба на гленоида при трансляцията на хумералната глава. Със стрелки са обозначени ексцентричните сили, с които главата действа на ръба на гленоида и резултатните на контралатералния ръб на гленоида.

Ексцентричното натоварване на гленоидалната компонента за първи път е описано от Franklin et al.<sup>159</sup>. То представлява оказване на ексцентричен стрес върху гленоидалната повърхност, което предизвиква асиметрично износване на полиетиленовата вложка<sup>185</sup>. Причините за ексцентричното натоварване често могат да се свържат с лезии на РМ, които водят до нарушен мекотъканен баланс. Руптура на сухожилието на *m. subscapularis* води до миграция на хумералната глава напред. Руптурата на *m. supraspinatus* води до стрес в горната част на полиетиленовата вложка<sup>16, 159, 369</sup>. Това се дължи на факта, че на границата цимент – кост действат

компресивни и режещи сили и им противодействат сили, водещи до микродвижения и разхлабване<sup>185</sup>.

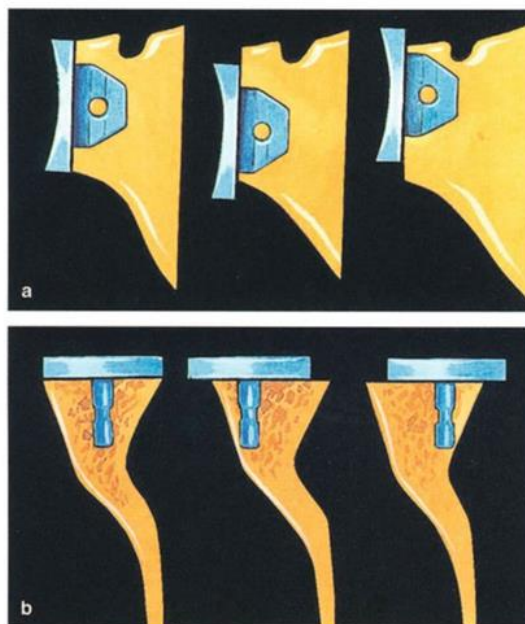


**Фиг. 10.** Неправилно ориентиране на гленоидалната компонента: а) във вертикален план; б) в хоризонтален план (Emery et al., Springer 1999)

Правилното позициониране на гленоидалната компонента влияе на мекотъканния баланс<sup>16</sup>. При неправилно третиране на костния дефект на гленоида и подбор на неподходящи импланти, мекотъканният дисбаланс не може да се преодолее. Неправилна ориентация на гленоидалната компонента може да се постигне във вертикален (**фиг. 10**) и хоризонтален (**фиг. 11**) план по отношение на наклона и инсерционното място. Позиционирането на гленоидалната компонента при ерозия, класифицирана като клас В2 и С по класификацията на Walsh, е предпоставка за ексцентрично износване на полиетиленовата вложка и разхлабване, дължащо се на заден „rocking-horse” ефект поради асоциацията със статична сублуксация на хумералната глава и биконкавния гленоид<sup>186</sup>.

От друга страна, женският пол и рамената клас А1, които на практика нямат ерозия на гленоида, се свързват по-често с развитие на асимптоматично разхлабване спрямо рамената, класифицирани като клас А2 по Walsh<sup>365</sup>. Karelse et al.<sup>239</sup> правят виртуална симулация на силите, които

действат на гленоидалната компонента при нейното закрепване на различни позиции. Те установяват, че позиционирането на гленоидалния компонент в кръга, описващ най-добре долния гленоидален ръб, намалява режещите сили до 98%.



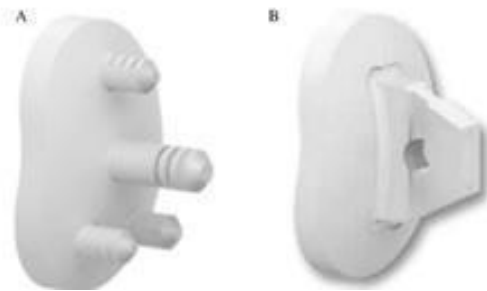
**Фиг. 11.** Неправилно позициониране на гленоидалната компонента: а) във вертикален план; б) в хоризонтален план (Emery et al., Springer 1999)

В нормалната раменна става повърхността на хумералната глава и *cavitas glenoidalis* са с несъответстващи радиуси. При ДАРП създаването на съответстващи повърхности между хумералната глава и гленоидалната компонента, от една страна, води до намаляване на нестабилността на раменната става, но увеличава стреса, който се оказва върху гленоидалната компонента<sup>217</sup>. Anglin et al.<sup>13</sup> изследват в своето проучване зависимостта между формата на хумералната глава и гленоидалната компонента, като изследват натоварването, трансляцията и стреса на ставната повърхност. Те установяват, че при по-голямото несъответствие между компонентите при движения в гленохумералната става трансляцията на хумералната глава се увеличава, стресът върху цялостната повърхност на гленоидалната компонента намалява, но контактният стрес се увеличава. Това води до по-значителна деформация на гленоидалните компоненти, които са с по-малка дебелина и направени от материал с по-голяма еластичност<sup>13</sup>. Прекалено голямото несъответствие води до много голяма трансляция на хумералната

глава и ексцентрично износване на полиетилена на гленоидалната компонента, от друга страна, използването на материали с по-голяма еластичност също води до по-бързо износване на полиетилена. Макар че все още идеалното съотношение <sup>21</sup> между формата на двете компоненти е въпрос на дебат <sup>16</sup>, Walsh et al.<sup>476</sup> правят голямо мултицентрово проучване, като изследват връзката между появата на радиолуцентни линии и хумеро-гленоидалното несъответствие. В проучването са включени 319 протезирани раменни стави, като тяхната препоръка за оптимални резултати е несъответствие между 6 - 7 mm.

Намаляването на степента на разхлабване на гленоидалната компонента е довело до различни промени в първоначалния дизайн, предложен от Neer. За разлика от еволюцията на хумералната компонента, при гленоидалната не се наблюдава ясна граница между отделните поколения компоненти. Компонентите се разглеждат според наличието на кил или пегове, формата им, начина на закрепване (циментна, безциментна и хибридна фиксация).

*Гленоидалният компонент с кил* е представен от Neer в оригиналната техника (*фиг. 12 а*). От тогава до момента дизайнът многократно се е променял, както техниката за имплантация и циментиране, напр. в съвременната оперативна техника се избягва премахването на спонгиозната кост от гленоида и се минимизира количеството костен цимент <sup>147</sup>. Като един от главните недостатъци на гленоидалния компонент с кил се посочва образуването на голям, центриран костен дефект <sup>147</sup>. Този недостатък се избягва с разработването на дизайна на *гленоидалния компонент с пегове* (*фиг. 12 б*). Едно от големите предимства на системите с разработени пегове е, че не се формира централен дефект с голям обем и са по-благоприятни за ревизия при асептично разхлабване. Съществуват различни дизайни на гленоидалните компоненти с пегове. Най-общо се делят на две групи: подредени в една права линия и такива с допълнителни пегове, разположени в по-хоризонтално направление (т.нар. „out-of-line“ пегове).



**Фиг. 12.** Гленоидална компонента – а) с пегове; б) с кил (Kilian et al., JSES, 2017)

Предимството на пеговете, разположени в една линия, е, че могат да са с по-голяма дължина и да проникнат до най-дълбоката част дори и на по-плиткия гленоидален свод (glenoid vault) и да коригират между  $15^{\circ}$ - $20^{\circ}$  ретроверзия<sup>101, 345</sup>. От друга страна, „out-of-line“ пеговете трябва да са покъси, заради риска от пенетрация и правят полиетилената на гленоидалната компонента по-ригиден. Това от своя страна води до по-високостепенно износване в долния полюс на гленоида<sup>152,214,219,320</sup>. Пеговете, разположени в по-хоризонталното направление, водят до по-трудни ревизии поради по-голямото количество кост, което ангажират<sup>152, 219</sup>.

Превъзходството на биомеханичните характеристики на гленоидалната компонента с пегове спрямо тази с кил е предмет на някои биомеханични изследвания<sup>14, 385, 496</sup>. Lacroix et al.<sup>266</sup> в своето проучване, проведено на кадаври, при сравнителния анализ на двата дизайна установяват, че в кост с нормална плътност по-ниска честота на разхлабване имат компонентите с пег. При симулацията на костна плътност, наподобяваща плътността на пациент с ревматоиден артрит, по-добро е представянето на компонентата с кил.

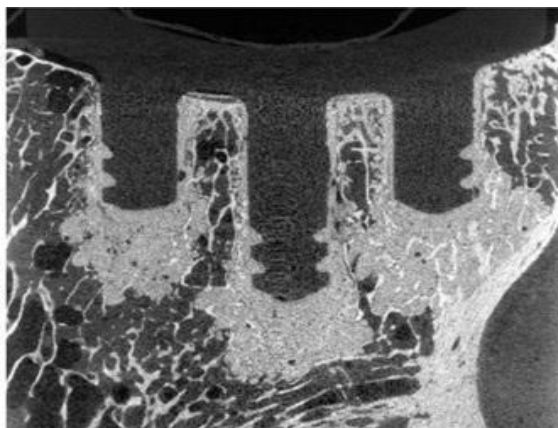
Съществуват редица клинични проучвания, които проследяват честотата на разхлабване на гленоидалната компонента с кил или пегове. Те не дават категоричен отговор коя от двете гленоидални компоненти е най-оптималният избор. Walsh et al.<sup>477</sup> включват 518 пациенти с гленоидална компонента с кил в своето мултицентрово проучване с минимално проследяване от 5 години и наблюдават разхлабване при 32% от пациентите. Killian et al.<sup>248</sup> установяват, че след около 7-годишно проследяване разхлабването на гленоидалната компонента с кил е с 8% по-малко, но по-малък процент от пациентите с гленоидална компонента с пег стигат до



ревизия. Според Duey et al.<sup>126</sup> не се наблюдава разлика по отношение на разхлабването на гленоидалната компонента с двата различни дизайна при проследяването в краткосрочен план, но и честотата на ревизии не се различава статистически значимо. Khazzam et al.<sup>246</sup> при анализа на 107 раменни протези с пегове и 96 – с кил, не откриват сигнификантна разлика между честотата на разхлабване на гленоидалните компоненти, нуждаещи се от ревизия и клиничен разпад на фиксацията, независимо че компонентите с пег имат по-малък риск за развитие на радиолуцентни линии. Въпреки че някои от авторите не намират разлика при честотата на асептично разхлабване на гленоидалните компоненти с двата дизайна<sup>330</sup>, метаанализът на Walsher<sup>486</sup> показва, че единственото предимство на гленоидалните компоненти с пег е пониженият риск от ревизия.

Различните системи за ДАРП предлагат гленоидални компоненти с различна форма и размери. Най-често се произвеждат компоненти с форма на круша (наподобява нормалната анатомия на гленоида) или с овална форма<sup>376</sup>. Независимо че имплантите с крушовидна форма имат данни за по-добро костно покритие в долния полюс и по-малко препокриване в горния полюс на гленоида, няма данни те да са с по-добри характеристики от овалните. Смята се, че това може да се дължи на артрозно променената гленоидална повърхност<sup>376</sup>. Формата на задната повърхност на гленоидалната компонента може да бъде конвексна и плоска<sup>376</sup>. Въпреки че гленоидалните компоненти с конвексна форма имат по-добра устойчивост на микродвиженията Szabo et al.<sup>451</sup> показват, че конвексната форма на гленоидалната компонента има предимство пред плоската по отношение на ранната поява на радиолуцентни линии в ранния период на проследяването. В дългосрочен план (10-годишен период на проследяване) двата дизайна не се различават сигнификантно по този показател<sup>104</sup>.

За подобряване на оперативната техника и намаляване на процента усложнения, свързани с нея и дизайна на импланта, се разработват няколко техники за фиксация на гленоидалната компонента. За златен стандарт на фиксация на гленоидалната компонента се приема **циментната**<sup>248, 277, 462, 497</sup> (фиг. 13).



**Фиг. 13.** Микро-СТ изображение на циментна фиксация на гленоидалната компонента с пегове, фиксирана с цимент.

**Безциментната фиксация** на гленоидалната компонента следва общите принципи на безциментната фиксация на компонентите и цели, посредством настъпване на остеоинтеграция, да се осигури стабилна фиксация и увеличена преживяемост на импланта<sup>82</sup>. Дизайнът на този тип гленоидални компоненти се състои от метален гръб и се фиксира с винтове към гленоида<sup>403</sup>. Покритието на металния гръб еволюира с времето – до 1997 г. се е използвало титаниево остеоинтегриращо покритие, а след това се използва хидроксиапатитно покритие (**фиг. 14**).



**Фиг. 14.** Гленоидален компонент за безциментна фиксация

Това води до значимо увеличаване на преживяемостта на импланта до 93%<sup>403</sup>. Въпреки промените в дизайна на гленоидалната компонента резултатите от кратко- и дългосрочното проследяване не дават по-добри резултати в сравнение с гленоидалните компоненти, фиксирани с цимент. За висок процент на разхлабване и нужда от ревизии съобщават: Cofield et al.<sup>102</sup>, Tauton et al.<sup>456</sup>, Torcia et al.<sup>464</sup>, Voileau et al.<sup>55</sup> Едно от най-големите

проучвания – на Page et al.<sup>362</sup>, което оценява честотата на ревизии при пациенти с ДАРП, демонстрира, че ревизии се наблюдават 5 пъти по-често при безциментно фиксираните гленоидални компоненти. Безциментната фиксация на гленоидалната компонента се оказва с добра преживяемост в краткосрочен план (3 години) и незадоволителна такава в дългосрочна перспектива, заради износването на полиетиленовата вложка<sup>58</sup>.

Дизайнът на гленоидалните компоненти с *хибридна фиксация* цели да комбинира първичната стабилност, която осигурява циментната фиксация и да създаде условия за дълготрайна остеоинтеграция на металните компоненти на импланта, което да осигури стабилност в дългосрочен план и да намали честотата на усложненията и ревизиите<sup>191</sup>. Достъпните гленоидални компоненти с хибридна фиксация имат две основни разновидности. Първият вид представлява централен пег от порьозна титаниева сплав с периферни полиетиленови пегове (**фиг. 15**), а другият е изработен от полиетиленови пегове, покрити с „порьозни метални шапки“<sup>299</sup>.



**Фиг. 15.** Гленоидален компонент с хибридна фиксация с полиетиленови периферни пегове и централен титаниев пег (Marigi et al., JSES, 2021)

Някои от първите клинични проучвания показват висок процент на разхлабване на гленоидалната компонента – 14% – 21% за първите две години на проследяване<sup>69, 167</sup>. Въпреки това редица проучвания показват спад в процента на усложненията по отношение на разхлабването на гленоида – Gullota et al.<sup>191</sup>, Grey et al.<sup>187</sup>, Friedman et al.<sup>165</sup>. Едно от най-големите ретроспективни проучвания с минимално проследяване на пациентите от 2 години, включващо 713 рамена на 666 пациенти, показва, че хибридната фиксация на гленоидалния компонент води до сигнификантно и клинично значимо подобрение на клиничните резултати по отношение на болката и обема движения<sup>300</sup>. Петгодишната преживяемост на импланта без

ревизии е 96,7%. Подобно е заключението на Haleem et al.<sup>199</sup> от обзора им по отношение на подобрението на обема движения и значимото намаляване на степента на усложнения при ранното проследяване.

Усложненията при анатомични раменни протези са аналогични като при еднopolюсните. Най-съществената разлика е свързана със специфичното усложнение на гленоида – разхлабване на гленоидалната компонента.

### **1.3.3. Двуполусно обратно (reverse) раменно протезиране (ДОП/RSА)**

Обратното раменно протезиране (RSA) се смята за революционен технологичен напредък в областта на раменното протезиране за последните 40 години<sup>113, 157, 479, 490</sup>, който набира популярност при лечението на травматични<sup>36, 116, 249, 422</sup>, дегенеративни увреди или невъзстановими руптури на РМ. Основната разлика между ДАРП и RSA е, че при Обратното раменно протезиране гленоидалната компонента е със сферична форма, а на хумералната компонента се монтира полиетиленова вложка, която е конкавна. Широката употреба, по-добрите клинични резултати, дори и при пациенти с лезия на РМ, се дължат на променената биомеханика на раменната става.

Grammont<sup>184</sup> разработва RSA, в чиято основа лежат четири основни биомеханични принципа. Те водят до облекчаване на биомеханичните недостатъци, предизвикани от дефицита на РМ<sup>409</sup>. Принципите на Grammont са<sup>50, 184, 196</sup>:

1. Медиализация на центъра на ротация (ЦР)
2. Удължаване на *m. deltoideus* чрез дистализация на хумеруса
3. Постоянен център на ротация, водещ до стабилност на импланта
4. Semi-constrained дизайн на импланта с по-голяма свобода на движение.

#### *Медиализация на ЦР*

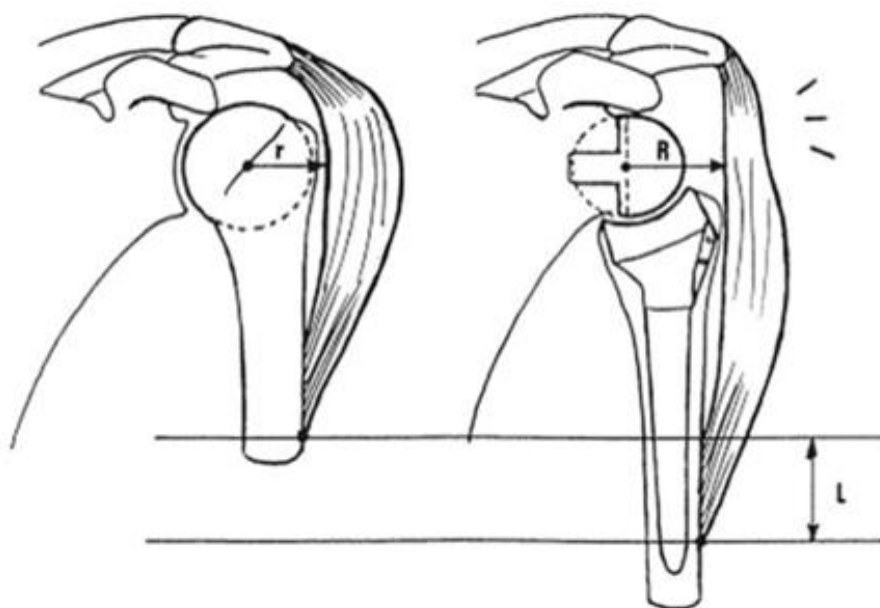
Основната идея зад RSA се състои в това да се осигури фиксиран център на ротация при движения на раменната става по време на движение на горния крайник и да се създаде по-голямо рамо на лоста на *m. deltoideus*,

което да позволи този мускул самостоятелно да инициира абдукцията на рамото<sup>33, 148</sup>. При движението около фиксиран ЦР векторите на компресивните и режещите сили конвертират в резултатен вектор на компресивните сили<sup>33, 258</sup>, които стабилизират ставата. Пиковите стойности на силите при движението на рамото с RSA се запазват. За разлика от здравото рамо, където пикът на силите се достига при елевацията от 90° при RSA това става при 60°<sup>265</sup>. Медиализираният ЦР, предложен от Grammont, при RSA не решава проблема с възстановяването на пълния обем движения (повишена честота на субакромиален импинджмънт), допира на полиетиленовата вложка с долния гленоидален ръб (предпоставка за скапуларен нощинг) и по-висока честота на раменна нестабилност<sup>33, 491</sup>. Загубата на външна и вътрешна ротация при интактен ротаторен маншон се дължи на медиализирания ЦР и на намаляване на опъна на мускулите на РМ, в резултат на което се увеличава рамото на лоста на *m. teres minor*, *m. infraspinatus* при външна ротация при всички импланти с медиализиран ЦР<sup>201</sup>. Латерализацията води до намаляване на субакромиалния импинджмънт и увеличава абдукцията<sup>411</sup>. С еволюцията на имплантите обаче терминът „увеличена латерализация“<sup>491</sup> може да се отнася за гленоида на скапуларната шийка<sup>52</sup>, baseplate-a<sup>241</sup> или гленосферата<sup>333</sup>.

#### *Увеличаване на опъна на m. deltoideus и удължаването му чрез дистализация на хумеруса*

При пациенти с инсуфициентен РМ *m. deltoideus* е основният елеватор на хумеруса. Това се постига по два начина: 1. с медиализацията<sup>78 254 146 221 278</sup> на ЦР, в резултат, на което се увеличава рамото на лоста на мускула<sup>49, 113, 157, 178, 193</sup>; 2. Увеличаване на опъна на мускула (**фиг. 16**).

Увеличаването на „рамото“ на *m. deltoideus* води до образуването на по-голям въртящ момент на хумеруса по време на елевацията. Ackland et al.<sup>2</sup> установяват увеличаване на „рамото“ на делтовидния мускул в *pars clavicularis* и *pars acromialis*. Според това проучване на кадаври то се увеличава с 10 и 15 mm съответно<sup>2</sup>, други проучвания отчитат увеличението му с 20 – 42%<sup>258, 460</sup>, което води до повишаване на ефикасността на абдукцията с 30%<sup>208</sup>. *Pars spinata* на делтоида, от друга страна, изцяло променя своята функция и става от аддуктор – абдуктор<sup>308</sup>. Тази промяна се дължи на по-вертикално ориентираните мускулни влакна на *m. deltoideus* и води до ограничаването на външната ротация при пациентите с RSA<sup>308</sup>.



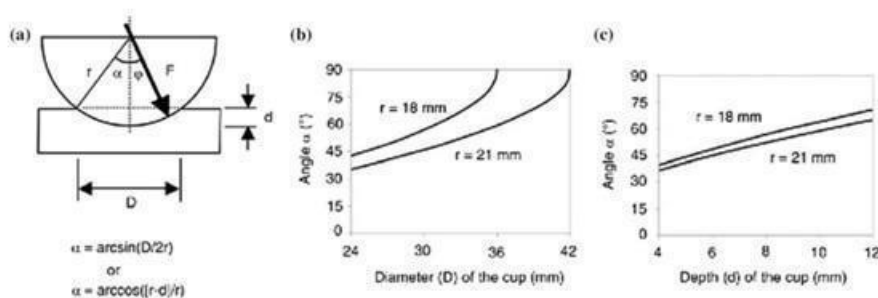
**Фиг. 16.** Биомеханични промени при RSA. Медиализация на ЦР на RSA (вдясно) сравнен с ЦР на нативната раменна става (вляво) (Voileau et al., JSES, 2004).

Принципът на повишаването на ефективността на *m. deltoideus* чрез *дистализация на хумеруса* се състои в увеличаването на напрежението на мускула. Цялостното напрежение на мускула е сборът от напрежението му в покой и при мускулно съкращение<sup>178</sup>. Поради факта, че трудно би могла да се увеличи контрактилната способност на *m. deltoideus*, единствената възможност за увеличаване на цялостното му напрежение е като се увеличи дължината на мускула в покой. Това става възможно с *дистализация на хумеруса*. Дизайнът на RSA импланта, представен от Grammont, позволява това с инклинация от  $155^\circ$  на хумералния компонент<sup>78 254</sup>, която се различава от анатомичната<sup>49, 178</sup>. Доказано е, че при 1 cm *дистализация на хумеруса* се увеличава ефективността на *m. deltoideus* с 30%. Удължаването на мускула повишава стабилността на ставата поради повишеното контактно налягане между гленосферата и полиетиленовата вложка. Доказано е, че недостатъчната *дистализация*, води до по-висока честота на раменна нестабилност<sup>405 404</sup>. От друга страна, прекомерната *дистализация на хумеруса* води до прекомерно удължаване на *m. deltoideus*<sup>405, 404</sup>. Това от своя страна се асоциира с дехисценция на мускулните фибри, намаляване на ефективността на *m. deltoideus*, невропраксия и стрес фрактури на

акромиона. Оптималното удължаване на *m. deltoideus* е въпрос на дискусия, но някои хирурзи препоръчват то да е до 2-3 cm<sup>254</sup>.

### Стабилност на RSA

Стабилността на RSA се дължи на фиксирания ЦР и намаляването на режещите сили. Berliner et al.<sup>33</sup> измерват стабилността на RSA посредством два количествени метода: ъгъл на балансирана стабилност и съотношение на стабилност. *Ъгълът на балансирана стабилност*<sup>48, 451</sup> се дефинира като максималната резултантна сила, която се формира на конкавната повърхност преди да се получи дислокация (**фиг. 17 а**). При конвенционалната<sup>532</sup> ДАРП векторът на максималната резултантна сила трябва да е насочен на 30° в гленоида, за да се избегне дислокация. При RSA дизайнът, предложен от Grammont, се толерира до 45° вектор на максималната резултантна сила<sup>451</sup>.



**Фиг. 17.** Стабилност на RSA. Конструкцията е стабилна, когато векторът на резултантната сила  $F$  (черната стрелка), сочи към полиетиленовата вложка (а). Стабилността е зависима от диаметъра (б) и дълбочината (с) на полиетиленовата вложка. (Gerber et al., JAAOS, 2004)

Това се осъществява благодарение на ограничаването на движението между гленоидалната<sup>48</sup> и хумералната компонента, дължащо се на по-големите дълбочина на полиетиленовата вложка и съответствие на повърхностите им.

*Съотношението на стабилност на ставата (СС съотношение)*<sup>48</sup> се дефинира като съотношението между максимално допустимата сила на сублуксация и сила на компресия на ставата. Здравата глено-хумерална става има СС съотношение от 0,5, при ДАРП то е 1,0<sup>285, 355</sup>, докато при

RSA $>2,0$ <sup>195</sup>. При абдукция от 90° RSA има 4-5 пъти по-голяма стабилност от здравата глено-хумерална става<sup>195</sup> и 2-3 пъти по-голяма стабилност от ДАРМ. Независимо от това предната нестабилност при пълно абдуциран горен крайник се среща като усложнение до 31% от случаите. Като причини за това се посочват импинджмънтът на долния гленоидален ръб, компресивните сили, които при рамена с дефицит на РМ се променят, малпозиция на гленоидалната компонента<sup>276</sup>.

### *Semi-constrained/Частично ограничаващ дизайн на импланта с по-голяма свобода на движение*

Дизайнът на гленосферата и полиетиленовата вложка или „чашка“, дълбочината ѝ, фиксираният фулкрум са от голямо значение за стабилността на ставата и постигането на обем движения без импинджмънт<sup>607</sup>. Първите импланти, предложени за обратното раменно протезиране, са с дизайн, наподобяващ много дизайна на имплантите, прилагани при тазобедреното протезиране. Основният им недостатък е повишените сили на усукване на границата кост – имплант, водещи до висока честота на асептично разхлабване. Имплантът на Grammont се характеризира с частично ограничаващ дизайн, благодарение на който се постига голям обем на движенията. Оказва се, че по-дълбоките полиетиленови „чашки“ ограничават движенията до 26°.

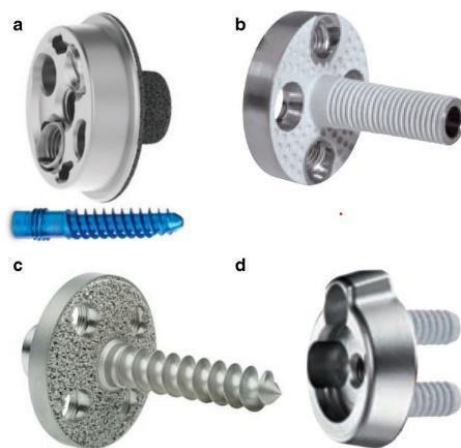
### *Дизайн на импланта*

От направения анализ на биомеханиката на RSA става ясно, че пред този вид импланти, въпреки направените промени в дизайна им, все още стоят нерешени въпроси. В исторически план RSA при импланта, предложен от Grammont<sup>216</sup>, фиксацията на гленосферата се е осъществявала директно към гленоида с циментна фиксация. Поради големия брой на разхлабващи се гленоидални компоненти, второто поколение на RSA предлага решение на този проблем с т.нар. „*baseplate*“ или метаглен. Плочката се фиксира чрез „press-fit“, закрепен централен „пег“ с хидроксиапатитно покритие, като допълнителна стабилност се постига посредством няколко допълнителни, дивергентни винта<sup>216, 487</sup>. Редица производители, в стремежа да намалят честотата на разхлабване, предлагат метаглен с разнообразен дизайн. Разликите се наблюдават както по отношение на централната фиксация,



големината, формата, така и по покритието на контактната повърхност, конфигурацията на винтовете и разположението на ЦР<sup>487</sup>.

Постигането на стабилност при *закрепване на „baseplate”* е в най-голяма степен обусловено от централния елемент. Предложени са четири начина за централно закрепване: модуларен винт (**фиг. 18 a**), централен пег или централен стълб (**фиг. 18 b**), моноблок винт (**фиг. 18 c**), с пегове (**фиг. 18 d**). Метагленът, който се закрепва с централен модуларен винт, има непосредствено предимство поради по-добрата първоначална компресия, но в дългосрочен план е инсуфициентен поради липсата на потенциал за костно вращаване.



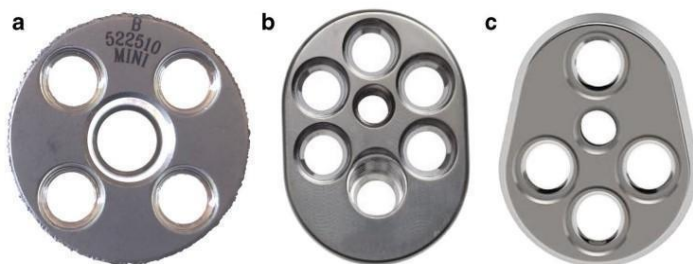
**Фиг. 18.** Разновидности на закрепване на baseplate – a) модуларен винт; b) централен пег; c) моноблок винт; d) пегове. (Mourad et al., CRMM, 2020)

Останалите варианти за фиксация се постигат чрез моноблок импланти. Предимство на метаглена с моноблок винт е възможността за по-добра компресия на импланта към костта. Недостатък е не толкова сигурната периферна фиксация. Компонентите с централен пег са покрити с хидроксиапатитно покритие, поръозен метал или комбинация от двете, което има за цел да потенцира максимално остеоинтеграцията<sup>331</sup>.

*Диаметърът* на метаглена варира между 27-29 mm. Компоненти с по-малък диаметър 24,5-25 mm спадат към мини компонентите. Показание за тяхната употреба са малките по размери гленоиди и такива с голям костен дефект. Подобно на гленоидалните компоненти при ДАРП, формата на

„baseplate” е кръгла, овална и копираща анатомичната крушовидна форма (фиг. 19). Предимство на „baseplate” с кръгла форма е по-малкият обем на римиране. От друга страна, овалните компоненти предоставят по-голяма контактна повърхност между костта и импланта, което увеличава стабилността, особено при кост с намалена плътност<sup>594</sup>. **Контактната повърхност на метаглена** може да е плоска или конвексна.

Двата варианта намират приложение в зависимост от костните дефекти на гленоида – при биконкавните гленоиди (тип В2 по Walsh) *плоските примери* премахват по-малко количество кост, а при концентричните гленоиди *облите примери* отнемат по-малко кост. Индустрията предлага „baseplate” с *офсетно централно закрепване*, което позволява дистализация и образуване на „козирка“ на долния гленоидален ръб за намаляване на честотата на скапуларния ночинг. Друго предимство на метаглена с офсетно централно закрепване е по-добрата стабилност както при първични дефекти, така и при ревизионно раменно протезиране.



**Фиг. 19.** Достъпни baseplate форми: а) кръгла; б) овална; в) анатомична (Mourad et al., CRMM, 2020)

*Периферната фиксация* на „baseplate” се осъществява с компресивни, заключващи винтове, комбинация от двете или системи, които позволяват първична компресия и заключване. Разхлабването и усложненията, свързани с „baseplate”, намаляват значително след въвеждането на фиксацията със заключващи периферни винтове<sup>113</sup>. Хибридната фиксация осигурява надеждна първична стабилност на метаглена, което осигурява условия за остеоинтеграция<sup>151</sup>.

Различните системи за RSA предлагат *гленосфера* с различни размери, разположение на ЦР, наличие на долна екстензия и материал на изработка. Първоначално предложената от Grammont, представлява  $\frac{2}{3}$  от сферата. По-късно при следващите поколения на RSA е предложена  $\frac{1}{2}$  сфера, като по този начин ЦР се поставя в директен контакт с гленоидалната повърхност<sup>49</sup>. Така се намалява *офсетът на ставата и големината на режещите сили*. Гленосфера – по-малка от  $\frac{1}{2}$  сфера, улеснява техниката на поставяне и в комбинация с метаглен с конвексна форма поставя ЦР в плана на гленоида<sup>315</sup>. Някои от модификациите на гленосферата са направени с цел превенция на скапуларния нощинг и импинджмънт на долния гленоидален ръб.

Ексцентричните дизайни на гленосферата (**фиг. 20**) целят да се намали рискът от импинджмънт и респективно от скапуларен нощинг, но Poop et al.<sup>378</sup> не установяват сигнификантна разлика в честотата на скапуларен нощинг при концентричните и ексцентричните гленосфери. Биомеханични изследвания показват, че ексцентричните гленосфери с по-голям диаметър подобряват аддукцията. От друга страна, се увеличава стресът на метаглена, което води до разхлабване<sup>96</sup>. Друга модификация на дизайна на гленосферата, целяща да намали риска от скапуларен нощинг, е екстензията на гленосферата в нейния долен ръб. Позиционирането на този тип импланти е свързано с премахване на повече костен субстрат от гленоида, а също така увеличава стрес силите, действащи върху метаглена<sup>96</sup>.



**Фиг. 20.** Разновидности на дизайна на гленосферата – от ляво надясно: 36 mm концентрична, 36 mm ексцентрична, 44 mm концентрична полиетиленова гленосфера с екстензия на долния ръб, 44 mm полиетиленова гленосфера – ексцентрична с екстензия на долния гленоидален ръб. (Jones et al., JSES, 2020)

Връзката между диаметъра на гленосферата и кинематиката на ставата е предмет на много проучвания<sup>32, 96, 195, 323, 334, 449</sup>. Биомеханичното изследване на Chou et al.<sup>96</sup> намира връзка между по-големия диаметър на гленосферата и обема на абдукция и аддукция. Концентричните гленосфери (**фиг. 20**) с диаметър 44 mm подобряват аддукцията с близо 11,6°, външната ротация с 12° и силата на абдукция с 1,4 kg<sup>334</sup>. Mollon et al.<sup>480</sup> изследват 297 рамена и установяват, че тези пациенти, при които диаметърът на гленосферата е 42 mm имат с 15° по-добра елевация и външна ротация<sup>323</sup>. Гленосферата може да се изработи от полиетилен или полирана Cr-Co-Ni сплав<sup>228, 227, 254</sup>. Най-често се използват метални гленосфери. Двата материала показват сходни характеристики на износване.

**Полиетиленовата вложка или „чашка“** има голямо значение за стабилността на ставата. Предложени са компоненти с различна дебелина, форма и дълбочина. Колкото по-дълбока е, толкова по-стабилна е ставата, но това е за сметка на ограничаване обема на движенията. Според контактната повърхност, инлеят може да бъде с *минимална контактна повърхност*, която осигурява голяма подвижност и с *максимална контактна повърхност* – ограничаващ или ретенционен. Първата RSA, предложена от Grammont, е с дълбочина от 8 mm. Установено е, че при намаляване на дълбочината на полиетиленовата вложка с 2-3 mm може да се постигне допълнително увеличаване от 12° на обема движения<sup>121, 136</sup>. Дебелината на инлея допринася за по-голямата стабилност на RSA и латерализацията на ЦР. Използването на полиетиленова вложка с прекалено голяма дебелина може да доведе до прекомерен опън на m. deltoideus и да се наруши неговата функция<sup>314</sup>. Освен кръгла форма на инлея се предлагат: подковообразна (**фиг. 21 а**) и клиновидна форма (**фиг. 21 б**)<sup>314</sup>. Смята се, че тази форма би имала предимство пред кръглата форма по отношение на скапуларния нощинг<sup>269</sup>.

Подобно на всички компоненти на RSA и **стеблото** претърпява редица промени в дизайна спрямо първоначалния на Grammont. Стеблата, които предлагат различните системи, варират според ШДЪ, дължината, модулността и метода на фиксация. Оригиналното стебло на Grammont е с ШДЪ от 155°. Разработването на импланти с ШДЪ 135° и 145° намалява риска от импинджмънт на долния гленодален ръб и скапуларен нощинг, благоприятства мускулния баланс и увеличава обема на движения, от една страна, но от друга води до по-голяма нестабилност<sup>352</sup>.



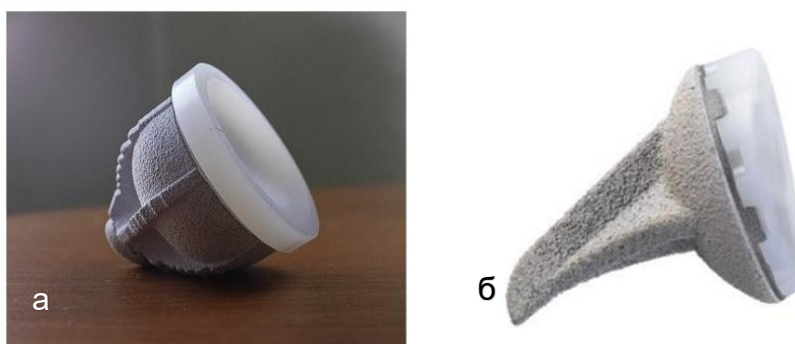
**Фиг. 21.** Форма на инлея: подковообразна (а) и клиновидна (b)

Промяната на ШДЪ довежда до модифициране на хумералната компонента. Широко разпространеният дизайн, предложен от Grammont, се означава като „inlay“<sup>276</sup>. При него закрепването на хумералната компонента, в която се поставя полиетиленовата вложка, се осъществява в метафизата на хумеруса. При дизайна на хумералното стебло с ШДЪ 135° и 145° това закрепване се осъществява върху метафизата на върха на остеотомията на шийката на хумеруса<sup>30, 489</sup>. Този дизайн се нарича „onlay“ (фиг. 22 а). Редица проучвания показват, че „onlay“ дизайнът подобрява обема на движение, намалява риска от импинджмънт на долния скапуларен ръб и демонстрира по-анатомичен мускулен опън от „inlay“<sup>398</sup> (фиг. 22 b). Метаанализът на Erickson et al.<sup>137</sup>, който обхваща около 2000 рамена, показва, че при импланти с ШДЪ 135° скапуларният нощинг е 2.33%, а увеличението на външната ротация е с 11° повече в сравнение с групата с ШДЪ 155°. И в двете групи пациенти степента на луксация на RSA е 1,74% – 2,33%. Хумералните компоненти на RSA според дължината си са с дълги, стандартни и къси стебла и безстеблени<sup>4, 20, 122, 466</sup>. Независимо че няма ясна дефиниция за класифициране на имплантите, Denard et al.<sup>122</sup> ги класифицират по следния начин: с дълги стебла >150 mm, стандартни – 100-150 mm, къси – 50-100 mm, а безстеблените са <50 mm. Закрепването на различните импланти може да е метафизарно, диафизарно или комбинирано. То зависи не само от дължината, но и от големината на импланта (изпълващото съотношение), формата, покритието, наличието на проксимална яка<sup>122</sup>.



**Фиг. 22.** Схематично представяне на inlay (a) и onlay (b) системите.

**Изпълващото съотношение** се дефинира като съотношението между размера на стеблото и костта. По-голямото съотношение се свързва със „stress shielding“. Смята се, че една част от усложненията, свързани с хумералната компонента, като: перипротезни фрактури, разхлабване, резорбция на туберкулите се дължат на повишен стрес, свързан с дължината на стеблото и циментната техника. Имплантите със стандартно и дълго стебло могат да бъдат модулни и моноблок. Моноблок имплантите се прилагат с цел избягване на дислокация на компонентите на протезата, при пациенти, при които не е възможна надеждна реконструкция на проксималния хумерус<sup>314</sup>. Фиксацията на тази компонента може да е „press-fit“ безциментна или циментна.



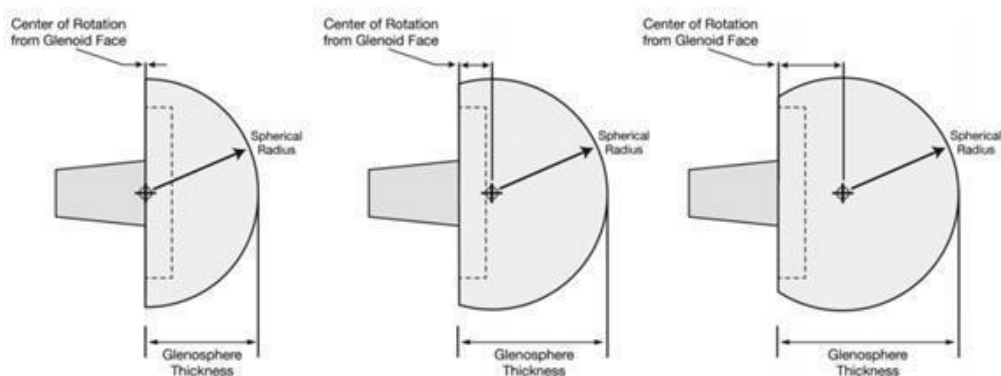
**Фиг. 23.** Пример за дизайн на безстеблена хумерална компонента (отдясно) и хумерална компонента с късо стебло (отляво).

От друга страна, скъсяването на стеблото на хумералната компонента води до по-физиологично разпределяне на режещите сили и усукващия момент<sup>122, 154</sup>. Анализ на ранните клинични и рентгенологични резултати при използването на RSA с къси стебла показва липса на данни за разхлабване и перипротезни фрактури, подобряване на общия обем движения на пациентите<sup>180, 425</sup>. Средно- и дългосрочните резултати с проследяване 6,1 – 8,6 години при пациенти, лекувани с RSA с къси стебла, определят метода като сигурен и ефективен с нисък процент на усложнения<sup>344</sup>. Безстеблените импланти съхраняват костното вещество на проксималния хумерус<sup>43, 44, 118, 425</sup>, като по този начин улесняват ревизиите, избягват се метафизарните дефекти и се смята, че значително се намалява риска от перипротезни фрактури (интра- и постоперативни)<sup>28, 29, 97, 285</sup> (**фиг. 23**). Предимство на оперативната техника е фактът, че не се обработва диафизата, което намалява кръвозагубата и оперативното време<sup>35</sup>. Заради малката дължина на стеблото при имплантите без стебла и къси стебла, прецизната селекция на пациентите е от голямо значение и се ограничава от костната плътност, наличието на кистични и дегенеративни дефекти<sup>300</sup>.

По отношение на резултатите от приложението на RSA без стебла прегледът и анализът на литературата показва, че клиничните функционални резултати са съпоставими с тези при RSA със стандартни стебла<sup>4</sup>. Сред най-честите усложнения са: нестабилността, перипротезните фрактури и стрес фрактури на акромиона.

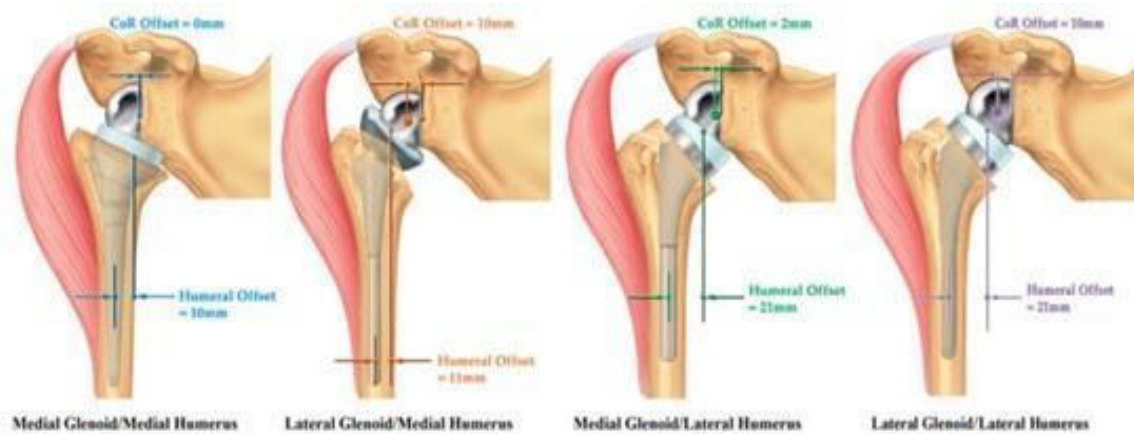
#### *Класификация на дизайна на RSA импланти*

За да се улесни възприемането на различните дизайни на RSA от биомеханична гледна точка Routman et al.<sup>406</sup> разработват класификация, основаваща се на офсета на гленосферата и хумералната компонента. **Гленоидалната компонента се счита за медиализирана (медиализирана гленосфера – МГ), когато ЦР е на 5 mm или по-малко от лицето на гленоида. Като латерализарна гленосфера – ЛГ, се смята тази, чийто ЦР се намира на повече 5 mm отстояние от лицето на гленоида (фиг. 24).**



**Фиг. 24.** Класификация на дизайна на гленосферата, която показва, че при идентична ставна кривина дебелината на гленосферата има директна връзка с латерализацията на ЦР.

Хумералната компонента е медиализирана (МХ), когато офсетът от центъра на „humeral tray” до центъра на хумералното стебло е 15 mm или по-малко. При стойност на този офсет над 15 mm хумералната компонента е латерализирана – ЛХ. В зависимост от различните комбинации на имплантите се различават 4 категории импланти: МГ/МХ, ЛГ/МХ, МГ/ЛХ, ЛГ/ЛГ (фиг. 25).



**Фиг. 25.** Класификация на RSA системите.



*МГ/МХ* е най-широко употребяваната комбинация на импланти според офсета на хумералната компонента и гленосферата. Такъв е Delta III на Grammont, който се характеризира с медиализиран ЦР и увеличава моментното рамо на *m. deltoideus*. Асоциира се с дефицит във вътрешната и външна ротация (поради скъсяването на мускулите от РМ)<sup>50, 49, 190, 441</sup> и повишен риск от скапуларен ночинг<sup>239, 285, 441</sup>. За да се осигури стабилност, е наложително възстановяването на *m. subscapularis*<sup>132</sup>.

При *ЛГ/МХ* дизайна се смята, че се подобрява опънът на мускулите от РМ, което подпомага външната и вътрешната ротация. При тези импланти, макар че ЦР на гленосферата е латерализиран, той се намира медиално спрямо ЦР на здравата глено-хумерална става. В исторически план тези импланти се свързват с по-голяма честота на разхлабване от страна на гленоидалната компонента<sup>157, 271</sup>. Имплантите с ШДЪ от 135° в комбинация с употребата на заключващи винтове за фиксация на метаглена водят до намаляване на тези усложнения. При остеопоротична кост се препоръчва фиксация на метаглена, така че да се медиализира допълнително ЦР<sup>192, 205</sup>. Това се постига, като се добави допълнителен долен наклон от 10–15°. При тези импланти възстановяването на *m. subscapularis* не е наложително<sup>99</sup>.

*МГ/ЛХ* комбинира предимствата на медиализирания ЦР (увеличаването на рамото на лоста на *m. deltoideus*) и на латерализираната хумерална компонента (увеличен опън на мускулите на РМ). При *МГ/ЛХ* дизайна обикновено хумералната компонента има „onlay“-дизайн и гленосфера с латерален офсет от 5 mm или повече. Тези импланти се характеризират с ниска честота на скапуларен ночинг<sup>396, 398</sup> и разхлабване на гленоида<sup>397, 399, 450</sup>. При употребата им, се възстановява елевацията и абдукцията (поради голямото моментно рамо на *m. deltoideus*) и се постига по-добра външна и вътрешна ротация, дължаща се на по-добрия опън на мускулите от РМ. Възстановяването на *m. subscapularis* при този дизайн на импланта не е наложително поради гореизложените причини, осигуряващи по-добра стабилност<sup>398, 405</sup>.

*ЛГ/МХ*<sup>24 734</sup> имплантите не се употребяват широко, поради високия риск от стрес фрактура на акромиона, дължаща се на дистализацията и латерализацията, която се предизвиква от импланта<sup>17, 499</sup>.

Усложненията при RSA протезираните пациенти могат да се разделят на няколко групи, свързани с: пациента, импланта, туберкулите, гленоида.

Към усложненията, свързани с пациента, спадат появата на ранна и късна постоперативна инфекция, ятрогенна или травматична нервна увреда. Най-честата постоперативна увреда след RSA е на n. axillaris. Независимо от това се срещат увреди на: n. musculocutaneus, n. ulnaris, n. radialis. Усложненията, свързани с импланта, обикновено се дължат на малпозиция на компонентите или биомеханични фактори, водещи до разхлабване на компонентите. Опънът на m. deltoideus е свързан с подбора на имплантите. При RSA ендопротезирането има специфично усложнение на гленоида, т.нар. скапуларен нощинг. Това усложнение може да се дължи както на биомеханични фактори, така и на позицията на импланта. Разхлабването на „base plate” също е усложнение, свързано с гленоида.

## **II. Цел и задачи**

### **2.1. Цел:**

Целта на настоящия труд е да се извърши ретроспективен анализ на резултатите и усложненията при лекувани с еднополюсно и reverse раменни протези пациенти.

### **2.2. Задачи:**

1. Да се направи анализ на резултатите от литературата.
2. Да се проследят достатъчен брой пациенти лекувани с еднополюсно и reverse раменно протезиране.
3. Въз основа на анализа на клиничните резултати да се направи оценка за възможностите и недостатъците на двата метода.
4. Да се апробира B-mode ехографията за оценка на лезия на РМ при пациенти след еднополюсно раменно протезиране и еластографията за оценка на механичните свойства на m.deltoideus при RSA-пациенти.
5. Да се изготви стандартизиран протокол за проследяване на пациентите, за да се оптимизира ранното откриване на възможни усложнения посредством клинични и инструментални методи.

## III. Материали и методи

### 3.1. Дизайн на проучването

Проучването е едноцентрово, ретроспективно, случай – контрола. В него се изследват образните и клиничните резултати при пациенти, ендопротезирани с еднopolюсна и обърната раменна протеза след ФПХ или след усложнение след ФПХ. Проучването изследва и ролята на SW еластография и Strain еластография при оценката на функцията на m. deltoideus при пациенти след раменно протезиране.

### 3.2. Материал

#### 3.2.1. Клиничен материал

##### 3.2.1.1. Пациенти

От нашата кохорта от **58** проследени пациенти, отговарящи на приетите критерии, при **33** пациенти е използвана хемиартропластика, а при **26** – reverse артропластика. При пациентите с хемиартропластика **7** са мъже и **25** – жени, на средна възраст от **66,55 (45-85)** години и среден срок на проследяване **26,16 (7-68)** месеца. Пациентите, лекувани с RSA протези са: **5** мъже, **21** – жени, на средна възраст **64,88 (29 – 80)** години и среден срок на проследяване **19,62 (6 – 48)** месеца.

##### 3.2.1.2. Пациенти, изследвани с УЗЕ

Ехографска оценка на РМ при крайното проследяване се направи на всички 33 пациенти.

Пациентите, при които е проведено еластографско изследване, са разделени в две групи.

**Група 1** включва оперираното рамо на пациентите с обърнати раменни протези. **Група 2** – здрави контроли.

Изследваните пациенти с обърнати раменни протези (**група 1**) са **20** на средна възраст **64,48** години (**30 – 82 години**). Изследваните жени са **16 (80%)**, а мъжете са **4 (20%)**.

Контролната група (**група 2**) се състои от **48** здрави рамена без данни за предходни травми, хирургични интервенции и запазен пълен обем движения. Контралатералното рамо беше изследвано при **20** пациенти, а останалите 28 рамена са на напълно здрави контроли или контралатералното рамо на хемипротезирани пациенти, които отговарят на посочените по-горе критерии.

### **3.2.1.3. Селекция на пациентите**

*Критерии за подбор на пациентите са:*

- *наличие на RSA или еднополюсна протеза, имплантирана след ФПХ / ОРИФ*
- *здрaво контралатерално рамо за сравняване*
- *желание да участват в проучването.*

За период от **6 години и 7 месеца** (03.2015 – 10. 2021г.) в УМБАЛСМ „Н. И. Пирогов” на еднополюсно ендопротезиране са подложени **136** пациенти, като при 7 от тях ендопротезирането е вследствие ОРВФ на ФПХ.

В хода на проследяването са екзитирали 38 пациенти от несвързани заболявания. От останалите 98 пациенти отпаднаха 2 пациенти, които не отговаряха на критериите за подбор. От останалите 96 пациенти успяхме да се свържем със 70. От тях с хронични заболявания, непозволяващи транспортирането на пациентите, бяха 10 и отпаднаха от проследяването. 27 пациенти отказаха да се явят за крайно проследяване. Окончателният **брой на проследените пациенти, лекувани с хемипротези е 33**. Те са проследени **средно за срок от 26,41 месеца** (7 – 68 м).

За период от **5 години и 3 месеца** (07.2016 – 10. 2021г.) в УМБАЛСМ „Н. И. Пирогов“ обратно раменно ендопротезиране е извършено при **62** пациенти като при 5 от тях ендопротезирането е вследствие ОРВФ на ФПХ.

В хода на проследяването са екзитирали 11 пациенти, контакт имахме с 46 пациенти, от които 20 отказаха да се явят за финално проследяване. Окончателният **брой на проследените пациенти е 26** със **среден срок за проследяване 19,92 месеца** (6 – 48 м.)

### **3.2.1.4. Проследяване и оценка на пациентите**

При последния преглед всички пациенти са оценени от автора по отношение на: обем движения, болка, сила на абдукция на рамото, промени в ежеднезната дейност и професията, както и в социалните взаимодействия.

Ретроспективният характер на проучването дава възможност да се определят и търсят насочено специфичните усложнения след еднополюсното и обратното раменно протезиране.

**За еднополюсното раменно протезиране** това са:

- несрастване и резорбция на туберкулите;
- нарушената цялост на ротаторния маншон и миграция на импланта;
- ерозия на гленоида.

**За обратното раменно протезиране** това са:

- нестабилност;
- резорбция и несрастване на туберкулите;
- увреда на m. deltoideus.

### **3.2.2. Образна диагностика**

#### **3.2.2.1. Образна диагностика в периода на проследяване**

Постоперативният рентгенов контрол се извършва на 1-вия, 3-тия, 6-ия, 12-ия месец и след това всяка година по веднъж. Окончателният рентгенов контрол включва фасова, У- и аксиларна проекции. Усложненията, за които проследяваме двете групи пациенти, са представени в **табл. 1**.

Рентгенограмите от финалното проследяване се сравняват с постоперативните и междинните на 6-ия месец, като се прави сравнителен анализ на всички измервания.

	Хемипротезирани пациенти	RSA протезирани пациенти
Усложнения при проследяване	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Несрастване на туберкули</li> <li>• Резорбция на туберкули</li> <li>• Проксимална миграция на импланта</li> <li>• Ерозия на гленоида</li> <li>• Ехографска оценка за руптура на РМ</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Конгруентност на раменната става</li> <li>• Несрастване на туберкули</li> <li>• Резорбция на туберкули</li> <li>• УЗ оценка механичните свойства на m. deltoideus</li> </ul>

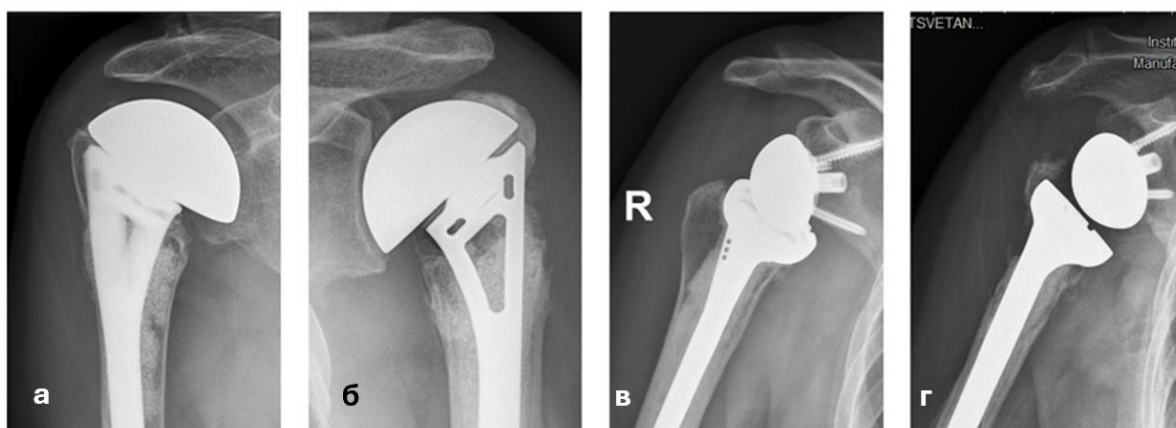
**Табл. 1.** Усложнения за проследяване на хеми- и RSA-протезираните пациенти.

### 3.2.2.2. Рентгенова диагностика

#### А. Рентгенови критерии за усложнения по отношение на туберкулите

##### 1. Критерии за несрастване на туберкулите <sup>563</sup>:

- липса на примостяващи трабекули между туберкулите;
- липса на образуване на костен калус.



**Фиг. 26.** Пример за срастване на туберкулите при хемираменно протезиране (а) и при RSA (в), несрастване на туберкулите при хемипротезиране (б) и при RSA (г)

**2. Критерии за резорбция на туберкулите <sup>76</sup> след сравнителен анализ на изходните и последните рентгенограми:**

- частична < 50 %;
- частична > 50%.



**Фиг. 27.** Резорбция частична под 50 % (а,в) и над 50% (б,г)

**В. Рентгенови критерии за проксимална миграция на импланта:**

**1. Измерване на акромио-хумералното разстояние (АХР)**

- АХР по-малко от 7 mm е индикация за проксимална миграция на хумералната компонента <sup>134 76</sup>.



**Фиг. 28.** Измерване на АХР а) 7 mm, б) по-малко от 7 mm



## 2. Измерване на трансляцията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на кавитас гленоидалис

Трансляцията се измерва на рентгенограма във фасова проекция с неутрална ротация на изследвания крайник. В зависимост от степента на трансляция на двата центъра един спрямо друг ставната неконгруентност се категоризира в три подкатегории:

- *умерена* – < 25%;
- *средно тежка* – 25-50%;
- *тежка* – > 50%.

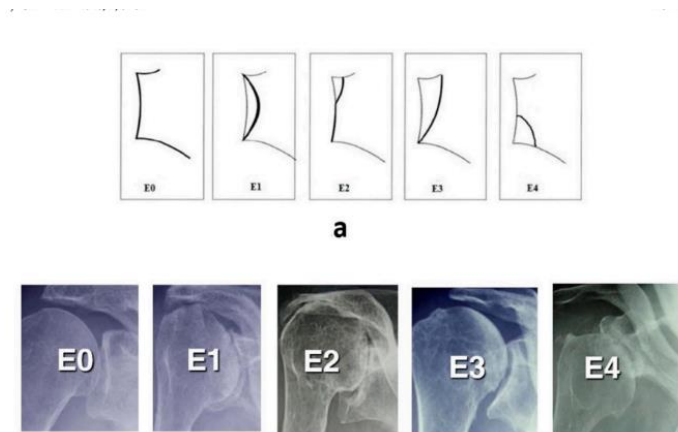


**Фиг. 29.** Измерване на трансляцията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на кавитас гленоидалис: а) умерена, б) средно тежка, в) тежка

### С. Рентгенови критерии за ерозия на гленоида

Ерозията на гленоида се определя на фасова проекция според класификацията на Favard<sup>141, 285</sup> и има пет степени:

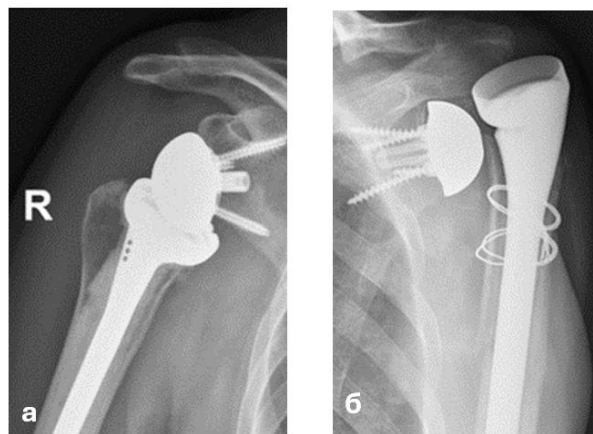
- E0 – проксимална хумерална миграция без ерозия на гленоида;
- E1 – концентрична ерозия на гленоида;
- E2 – ерозия на гленоида предимно в горния полюс;
- E3 – цялостна ерозия на гленоида по-изразена в горния полюс;
- E4 – ерозия на гленоида предимно в долния полюс.



**Фиг. 30.** а) схематично представяне на типовете гленоидална ерозия, б) рентгеново онагледяване на класификацията на Favard за ерозия на гленоида <sup>475</sup>.

#### **D. Рентгенови критерии за конгруентност на RSA**

Конгруентността на RSA се определя на обикновена фасова и профилна рентгенограма, като обикновено хумерусът е проксимално и латерално от гленосферата.



**Фиг. 31.** Пример за конгруентна RSA (а) и дислоцирана RSA (б)

### **3.2.2.3. Ехографска диагностика**

#### **A. Ехографска оценка на РМ при хемипротезирани пациенти**

Ехографската оценка на РМ се извърши с General Electric logiq v2 и линейен трансдюсер 7,5 MHz, като протоколът за провеждане на ехография на раменната става включва стандартни трансверзални и лонгитудинални срезове за оценка на m. subscapularis, m. supraspinatus и m. infraspinatus.

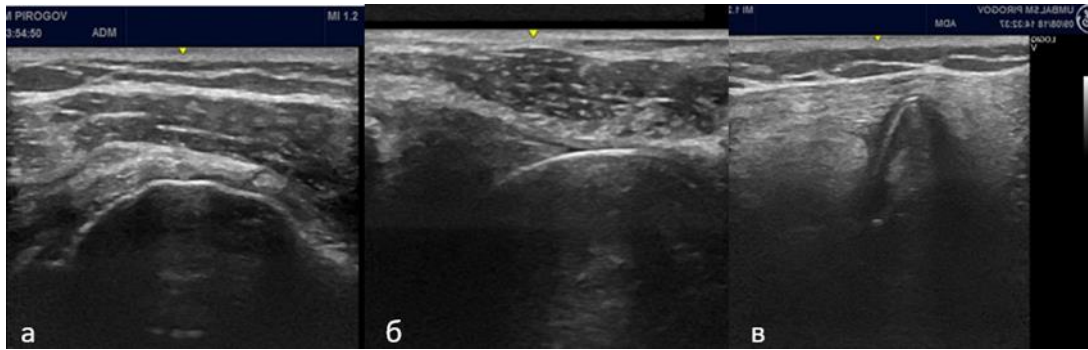
*Ехографка техника.* Ехографското изследване на ротаторния маншон започва по стандартен начин, независимо че при голяма част от пациентите е направена интраоперативна тенодеза на дългата глава на *m. biceps brachii*. Начален ориентир е изобразяването на интертуберкуларния сулкус. Това се осъществява при неутрална позиция на горния крайник на изследвания пациент: лакътната става е флектирана в 90°, предмишницата супинирана и поставена в покой на бедрото. Оценката на *m. subscapularis* се осъществява при разположение на трансдюсера в трансверзален план, паралелно на дългата ос на сухожилните влакна на нивото на малкия туберкул. Позицията на горния крайник се променя по следния начин – той се ротира навън и лакътната става се фиксира на илиачната криста, като позицията на предмишницата остава непроменена. За да се изобрази сухожилието в трансверзален срез, трансдюсерът се завърта на 90°. Сухожилието на *m. infraspinatus* се изобразява, като пациентът постави дланта на изследвания горен крайник на срещуположното рамо. Трансдюсерът се поставя каудално на *spina scapulae*, в трансверзален план, но ориентиран паралелно по дългата ос на сухожилните влакна, за да се изобрази сухожилието в трансверзален план.

*M. supraspinatus* най-добре се изобразява, когато горният крайник се намира в хиперекстензия, аддукция и вътрешна ротация. Позицията е, както следва: дланта се поставя на латералния аспект на илиачното крило с флектирана лакътна става. След като се изобрази сухожилието на дългата глава на бицепса (интертуберкуларния сулкус при пациенти с тенодеза на сухожилието), трансдюсерът се измества нагоре и назад, за да се изобрази сухожилието на *m. supraspinatus*. За да се получи образ на сухожилието в другата равнина, трансдюсерът се завърта на 90°.

За оценка на вида на руптурата на ротаторния маншон се използват стандартизирани критерии.

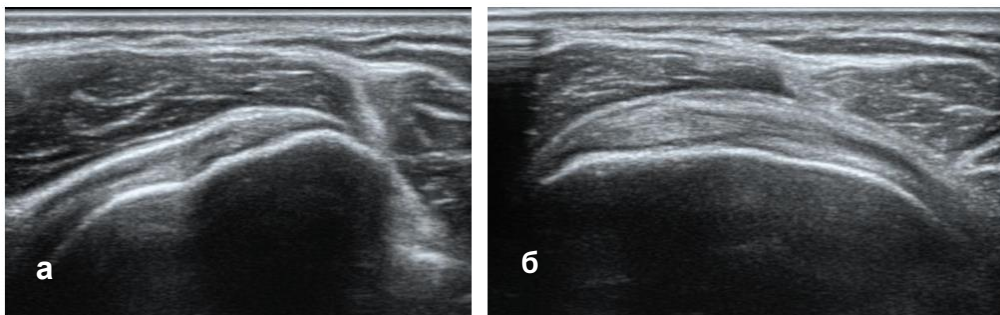
**Пълната лезия** се характеризира с<sup>17</sup> (фиг.32):

1. хипоехогенна зона по цялото протежение на РМ
2. фокална/комбинация от хипо- и хиперехогенна лезия по цялото протежение на РМ
3. Фокално изтъняване с видими ръбове на лезията
4. Изцяло невизуализиране на РМ



**Фиг. 32.** Пример за тотална лезия на m. supraspinatus а) хипоехогенна зона по цялото протежение на сухожилието, б) фокално изтъняване на сухожилието, в) изцяло липсва сухожилие на мускула, не се визуализира и туберкулт.

Частичната лезия се характеризира със смесена хипо- и хиперехогенна лезия, която се визуализира в 2 ортогонални проекции, локализирана в сухожилието, но не по цялото протежение.

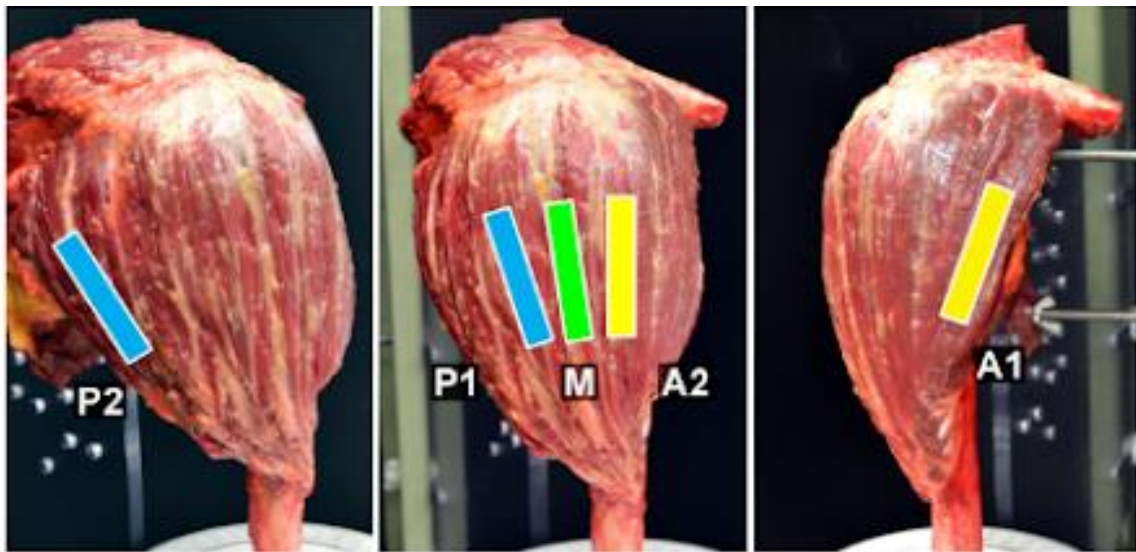


**Фиг. 33.** Частична лезия: а) на m. Subscapularis, б) m. supraspinatus

## **В. Ултразвукова еластография за оценка на m. deltoideus**

Ехографското изследване на m. deltoideus започва с конвенционална ехография в В-mode за определяне сегмента на мускула. Впоследствие механичните свойства на делтоида са оценени чрез strain и shear-wave еластография. Изследването е извършено от автора, като е използван линейрен трансдюсер PLT-1005BT 10 MHz и апарат Canon Aplio α 000.

*Сегментирание на m. deltoideus.* За целите на тази студия клавикуларната част на m. deltoideus разделихме на два сегмента, преден и заден – съответно А1 и А2. Акромиалната част разглеждаме като отделен сегмент М. Спинатната част на мускула също разделихме на два сегмента – Р1 и Р2.

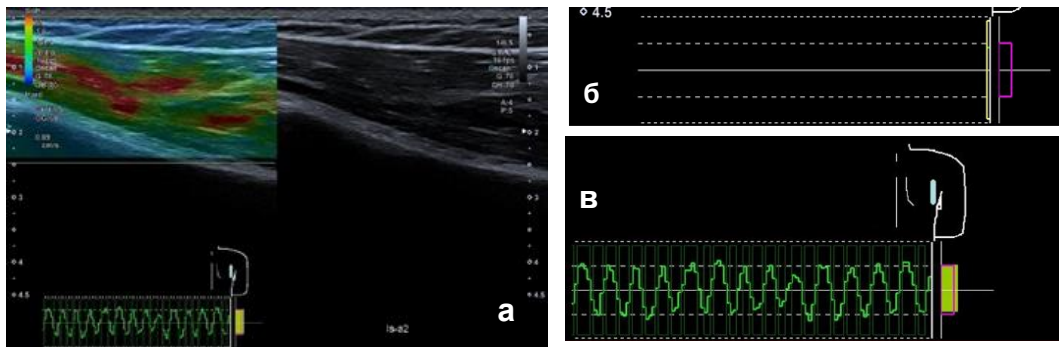


**Фиг. 34.** Сегментиране на m. deltoideus, Natta et al. (2016)<sup>207</sup>

*Позициониране на трансдюсера.* Еластографията се провежда само в лонгитудиналната равнина, като трансдюсерът е ориентиран паралелно на мускулните влакна на m. deltoideus в различните сегменти. Измерванията се правят в средната част на сегмента, след идентифициране на проксималния и дисталния край на мускула. За оценката на A1 и P2 трансдюсерът се позиционира <sup>296</sup> на 10 mm навътре съответно от предния и задния ръб на мускула.

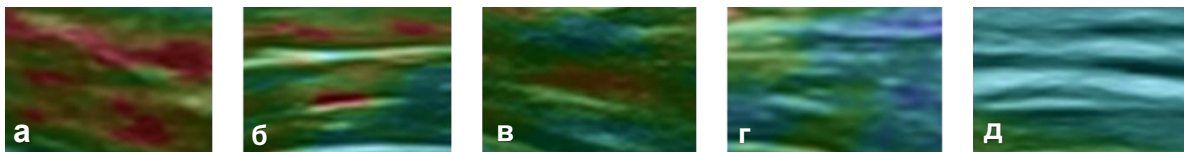
*Позициониране на пациента.* Изследването се провежда, като пациентът е седнал на въртящ се стол, изследваният горен крайник е в покой, поставен върху съответното бедро.

*Техника на strain еластография.* Strain еластографията се извършва във всеки сегмент на m. deltoideus, след като се намери средната част на сегмента и се мониторира оказаният натиск. Необходимо е той да е с равномерни нива на компресия и декомпресия според зададените параметри в апарата. (фиг. 35)



**Фиг. 35.** Онаглеждава нормална еластограма (а) и показва мониториране на равномерния натиск, който се упражнява (б,в)

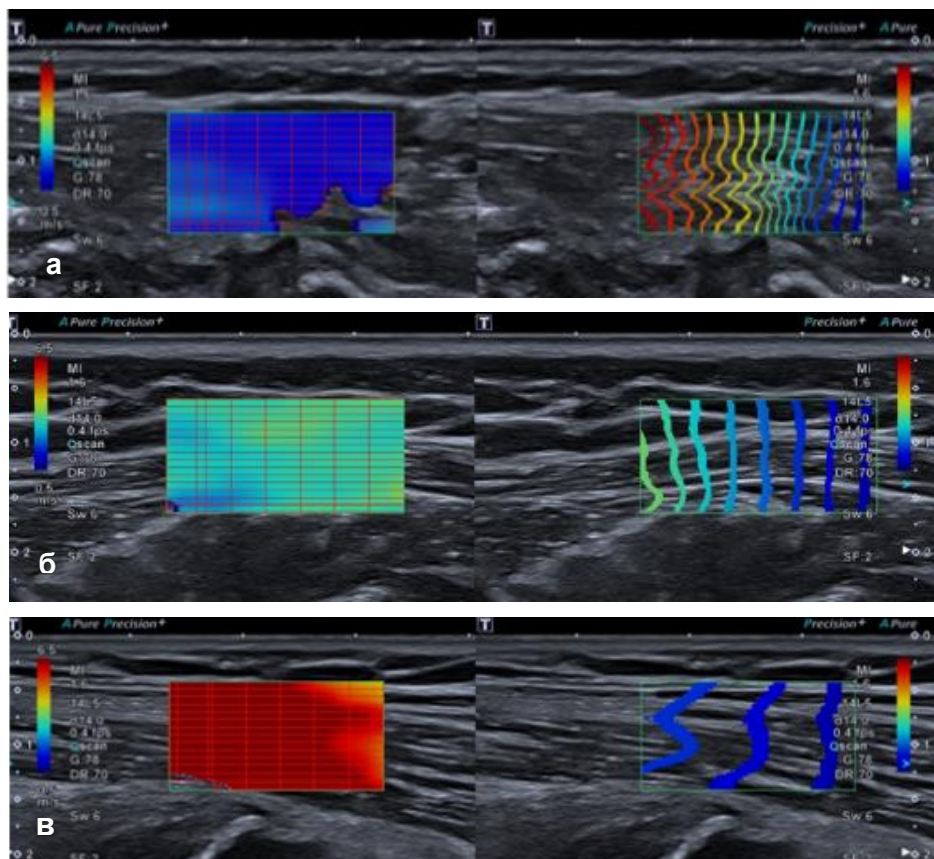
За всеки сегмент се правят по пет измервания. За всяко едно се определя ригидността на мускула по **петстепенна** цветна скала. В червено се изобразяват най-еластичните структури, а в синьо – най-ригидните. (фиг. 36)



**Фиг. 36.** Петстепенна цветна скала за определяне на еластичността на мускула – а) с най-висока еластичност и д) с най-висока ригидност

*Техника на shear-wave еластография.* След позициониране на трансдюсера в средната част на сегмента на интерес, като се избягват региони с налични интрамускулни сухожилия, се правят 5 последователни измервания през интервал от 10 s. С повечето измервания се цели да се избегне максимално вариацията в измерванията, предизвикана от позицията на трансдюсера или указвания натиск върху него. Всички еластограми измерват SWSи са в m/s. По формулата на модула за еластичност на Young всички измервания са преобразувани и в kPa.





**Фиг. 37.** Еластограми на мускул с много висока еластичност (а), нормална еластичност (б), ниска еластичност (в)

### 3.2.1. Системи за оценка на резултатите

Оценката на функционалните резултати се извърши въз основа на две функционални скали:

1. Изследване на Constant-Murley Score (CS) с трите разновидности на скалата: абсолютен (CSabs), релативен (CSrel), индивидуален (CSindiv).
2. Изследване на DASH Score (The Disabilities of the arm, Shoulder and Hand), адаптиран на български език.

### 3.2.2. Проследяване и документация

За минимален срок на проследяване в нашето проучване е приет 6 месеца. Максималният е 68 месеца.

На окончателния преглед се извършват:

- рентгенограми във фасова, профилна Y-проекция и аксиларна;
- КАТ при пациенти, при които не е възможно да се направи аксиларната проекция;
- ехографска оценка на сухожилията на РМ;
- Ултразвукова еластография за оценка механичните свойства на делтовидния мускул.
- Сравнителни клинични снимки на двете раменни стави, демонстриращи обема на абдукция, флексия, екстензия, външна и вътрешна ротация на двете раменни стави.
- Сравнително измерване на силата на абдукция на двете раменни стави с динамометър – електронна везна по описания метод в Cs скалата.
- Измерване и попълване на резултатите за скалата на CS и DASH.

### 3.2.3. Статистически методи

#### Описателна статистика

I. Едномерни и двумерни честотни таблици за категорийните променливи с изчисляване на:

- Абсолютна честота – брой на валидните отговори по всяка категория на променливата.
- Относителна честота – процент на валидните отговори по всяка категория на променливата от общия брой.
- Процент от валидни отговори – процент на валидните отговори по всяка категория на променливата от броя валидните отговори.
- Кумулативен процент – натрупващ се процент от всички категории на променливата.

II. Изчисляване на мерките за централна тенденция и разсейване на количествените променливи:

- Мерки за централна тенденция – средна аритметична стойност; медиана; мода.
- Мерки за статистическо разсейване – стандартно отклонение и стандартна грешка на средната аритметична.



III. Статистически метод за определяне на вида на честотното разпределение на количествените променливи: Метод на Колмогоров-Смирнов.

IV. Графичен анализ:

- Стълбовидни диаграми на разпределението за категорийните променливи.

V. Статистически методи за определяне на разлики и зависимости:

1. Проверка на статистически хипотези за разлика между рангове чрез Критерий на Уилкоксън за две зависими извадки;

2. Тест на Кохран за определяне на разлики при зависими извадки с повече от две измервания и еднакви категории.

3. Тест на Кендал за определяне на разлики при зависими извадки с повече от две измервания и различни категории.

VI. Статистически методи за зависимости:

1. Проверка на статистически хипотези за корелационни зависимости между две количествени променливи чрез непараметрична корелация – изчисляване на корелационен коефициент  $r_{\text{на Спирмън}}$  – при количествени променливи с различно от нормалното разпределение.

2. Проверка на статистически хипотези за зависимости между една количествена и една категорийна променливи:

- Еднофакторен дисперсионен анализ (ANOVA) – когато количествената променлива е с нормално разпределение.

- Метод на Крускал-Уолис – когато количествената променлива е с различно от нормалното разпределение.

3. ROC (Receiver Operating Characteristic Analysis) – анализ за оценка на диагностичните възможности на изследваните показатели. Дава възможност да се определи онази прагова стойност на показателя, при която с най-голяма вероятност се класифицират случаите като болни или здрави.

Избраното критично ниво на значимост е  $\alpha=0,05$ . Съответната нулева хипотеза се отхвърля, когато Р стойността (P-value) е по-малка от  $\alpha$ .

За анализите е използван статистически пакет SPSS v.20.

## **IV. Резултати и усложнения**

На **първично** раменно протезиране са подложени **28** пациенти от групата с хемиартропластика и **22** от групата с **RSA протези**. От пациентите с хемипротези **един** е с травма с давност **> 6 месеца**, а от пациентите, лекувани с обърнати раменни протези, **двама** пациенти са лекувани в интервала **2–6 месеца** след първичната травма.

На **вторично** раменно протезиране след разпад или АВН на главата на хумеруса след ОРИФ са подложени **4** пациенти от групата с **хемипротези** и **4** – от групата с **обърнати протези**. При един пациент се премина към reverse ендопротезиране поради незадоволителен клиничен резултат след еднополюсно раменно протезиране.

Между двете групи пациенти не се наблюдава статистически значима разлика по отношение на полово разпределение ( $p < 0,857$ ), възраст ( $p < 0,86$ ) и проследяване ( $p < 0,117$ ).

### **4.1. Резултати за хемипротезирани пациенти**

#### **4.1.1. Рентгенологични резултати**

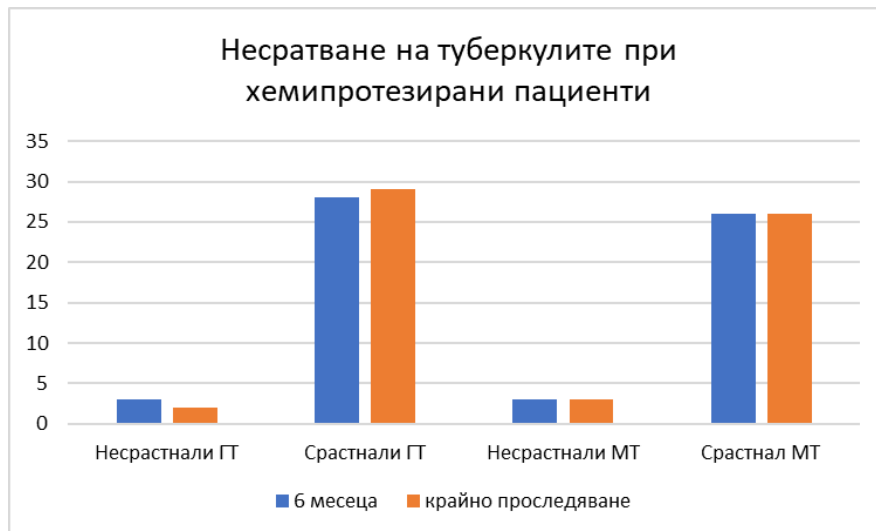
Изследваните рентгенологични параметри при пациентите с еднополюсни раменни протези са: свързани с туберкулите – несрастване, резорбция на туберкулите, свързани с определянето на миграцията на импланта – чрез измерване на АХР и трансляцията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на гленоида, ерозията на гленоида.

##### **4.1.1.1. Рентгенологични резултати, свързани с туберкулите**

###### **Несрастване на туберкулите**

Анализът по отношение на срастването на ГТ и МТ при хемипротезираните пациенти показва, че в рамките на първите 6 месеца от проследяването на пациентите ГТ и МТ срастват при 90,6% ( $n=28$ ). Несрастване на ГТ и МТ се наблюдава, съответно, при равен брой пациенти – 3. При крайното проследяване динамика се наблюдава при срастването на

ГТ – за пролонгирания период при един от пациентите с несрастнали туберкули се достига до срастване.



**Фиг. 38.** Несрастване на ГТ и МТ при хемипротезираните пациенти през етапите на проследяване

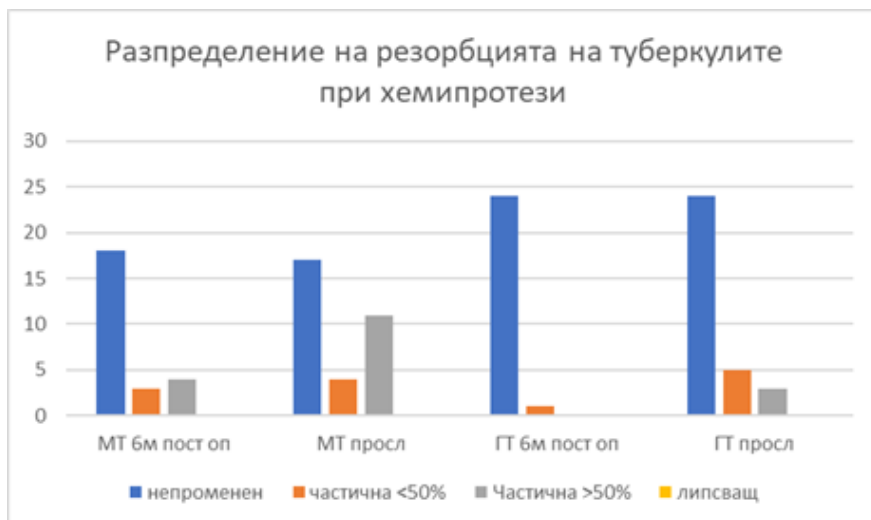
Така пациентите с несраствал ГТ се редуцират до 6,25% (n=2). Несрастването на МТ остава константно. Статистически значима зависимост се наблюдава при несрастването на ГТ на 6 месец и при крайното проследяване ( $p=0,001$ ).

### Резорбция на туберкулите

При пациентите с хемипротези се наблюдава увеличаване на резорбцията на МТ и ГТ при крайното проследяване. Пациентите с непроменен ГТ намаляват с 21% спрямо първото и последно проследяване. Сходно изменение от 19% се наблюдава и по отношение на МТ. В крайното проследяване се наблюдава преразпределение на частично резорбираният ГТ под 50% - броят

на пациентите с такова патологично изменение се увеличава с 11,62%. Броят на пациентите с частично резорбирал се ГТ над 50% се повишава с 9,37%.

Ръстът на процента на пациенти с резорбция на МТ при последното проследяване е значителен при частичната над 50% - 18,37%. От друга страна, при частично резорбиралите се туберкули под 50% отчетеното за цялостния период на проследяване изменение е 0,5%.



**Фиг. 39.** Разпределение на пациентите с резорбцията на МТ и ГТ през периодите на проследяване при хемипротезираните пациенти.

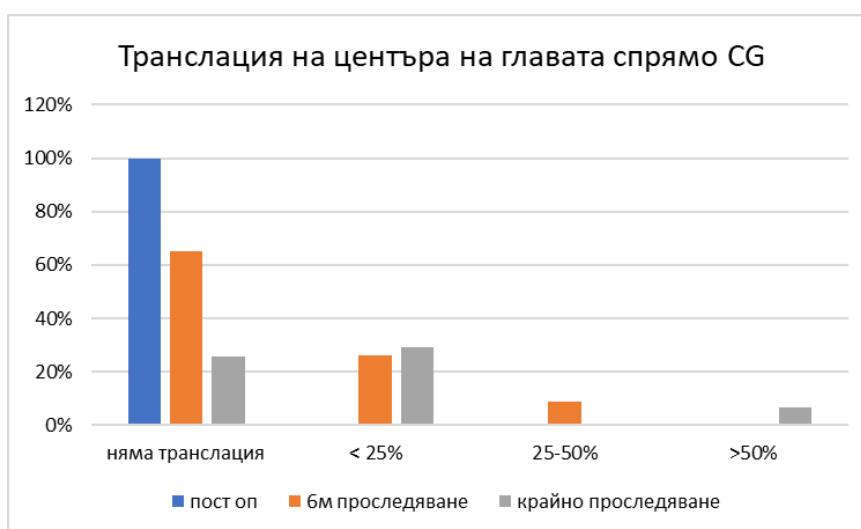
От казаното дотук следва, че има забележима корелация между резорбцията на ГТ на шестия месец и при последното проследяване ( $R=0,413$ )  $p=0,05$ . При резорбцията на МТ на шестия месец и при последното проследяване тя е силна ( $R= 0,703$ )  $p=0,01$ .

#### 4.1.1.2. Рентгенологични резултати, свързани с миграцията на импланта

##### *Миграция на импланта чрез измерване на АХР*

Средната стойност на АХР на първата постоперативна снимка, на 6-ия месец и при крайното проследяване са съответно: 10,4 mm, 8,5 mm, 7,2 mm, което попада в нормата (**над 7 mm**) за показателя АХР. На практика обаче на 6-ия месец от проследяването 24,2% от пациентите имат стойност на АХР под 7 mm, а при крайното проследяване 60.6% от пациентите имат АХР под нормата. Най-значима е корелацията както между позицията на импланта пост оперативно и неговата миграция на 6-ия месец от проследяването, така и между миграцията на импланта на 6-ия месец и крайното проследяване ( $p<0,011$ ). По отношение на изменението на АХР статистически значима връзка се наблюдава само между изменението 6м и постоп. – просл. –  $p=0,003$ .

***Миграция на импланта, чрез измерване на трансляцията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на cavitas glenoidalis***



**Фиг. 40.** Разпределение на трансляцията на центъра на главата на хемипротезата спрямо cavitas glenoidalis

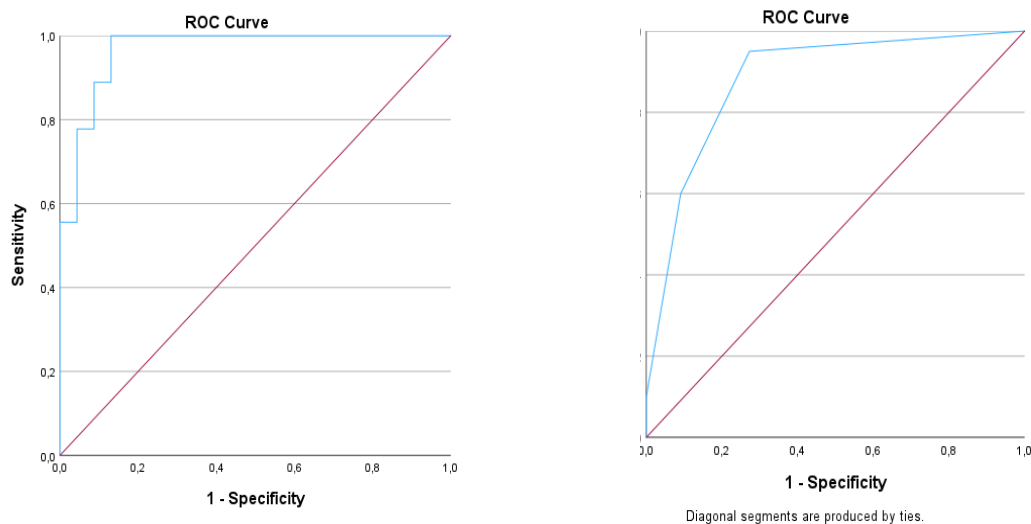
От направения анализ на процентното разпределение на трансляцията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на cavitas glenoidalis се установи, че най-голяма процентна разлика има между нормално позиционирания имплант при проследяването на 6-ия месец и крайното проследяване – 39.4%. При крайното проследяване се наблюдава и трансляция надвишаваща 50% (фиг. 40). Корелационният анализ на показателя при различните фази на проследяването показва, че корелация с голяма значимост се наблюдава между проследяването на 6-я месец и крайното проследяване –  $p=0,001$ .

***Връзка между миграция на импланта чрез измерване на АХР и измерване на трансляцията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на cavitas glenoidalis.***

При направения сравнителен анализ между двата показателя, се намери средна корелация между тях при проследяването на 6-ия месец ( $R=-0,352$ ;  $p=0,042$ ) и при крайното проследяване ( $R=-0,524$ ;  $p=0$ ).

**Специфичност и чувствителност на миграция на импланта чрез измерване на АХР и измерване на транслацията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на *cavitas glenoidalis***

Един от методите за определяне на специфичност и чувствителност на определена методика е чрез ROC анализ. Достоверността на изследвания тест се определя от площта под кривата – колкото по-близо до 0 е тази стойност, толкова по-неточен е даденият тест. На **фиг. 41 (а и б)** са представени ROC кривите съответно за миграция на импланта чрез измерване на АХР и чрез измерване на транслацията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на *cavitas glenoidalis*.



**Фиг. 41.** ROC крива на миграцията на импланта чрез измерване на АХР (а) и чрез измерване на транслацията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на *cavitas glenoidalis* (б).

От направения анализ става ясно, че по-достоверният тест за определянето на миграцията на импланта е измерването на АХР, което се определя от по-голямата площ под кривата ( $AUC = 0.996$ ) (**табл. 2**).

Test Result Variable(s)	AUC	Std. Error <sup>a</sup>	Asymptotic Sig. <sup>b</sup>	Asymptotic 95%	
				Lower Bound	Upper Bound
АХР	<b>0,966</b>	<b>0,028</b>	<b>0,000</b>	<b>0,912</b>	<b>1,000</b>
Транслация	0,882	0,069	0,001	0,746	1,000

**Табл. 2.** ROC анализ на миграцията на импланта чрез измерване на АХР и транслация

При сравнителния анализ на двете методики за определяне на специфичност и чувствителност, се оказва, че резултатите са много близки и по двата показателя. Въпреки това АХР е с по-голяма чувствителност (1), а миграцията чрез транслация е по-чувствителна (0,273). Чувствителността на двата метода за определяне на миграцията е много малка (**табл. 3**).

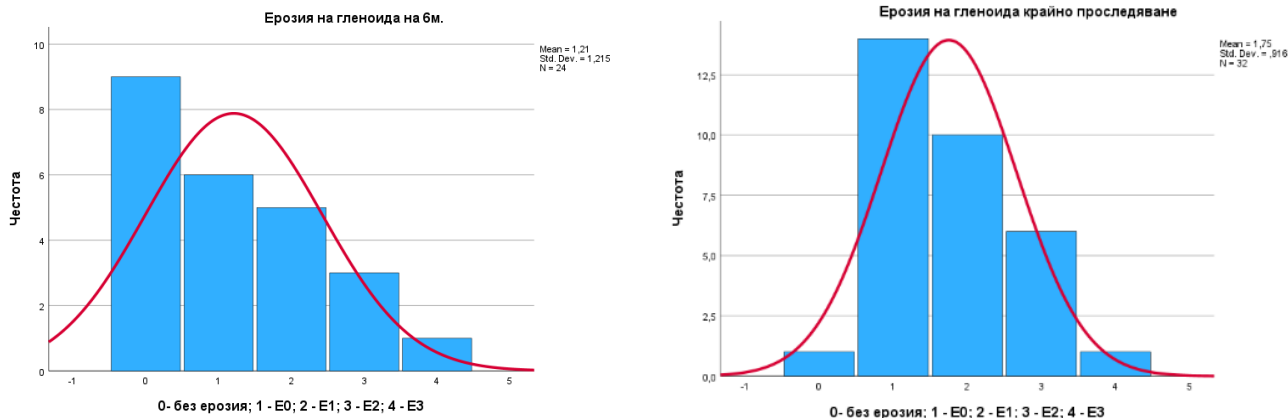
Показател	Cut-off	Sensitivity	Specificity
АХР	9,3	1,0	0,217
Транслация	1,5	0,95	0,273

**Табл. 3.** Специфичност и чувствителност на миграцията на импланта чрез измерване на АХР и транслация

#### 4.1.1.3. Ерозия на гленоида

При всички хемипротезирани пациенти на диагностичните рентгенограми и скенограми cavitas glenoidalis е интактен – без ерозия.

Пациентите, при които не се наблюдава ерозия на гленоида в рамките на първите шест месеца са 37,5% (n=9), а най-често срещаните ерозии на гленоида са E0 – 25% (n=6) и E1 – 20,8% (n=5). При крайното проследяване се наблюдава преразпределение на пациентите без ерозия на гленоида. Те са 3,1% (n=1), за сметка на пациентите с E0 – 43,8% (n=14) и E1 – 31,3% (n=10) (**фиг. 42**).



**Фиг. 42.** Честотното разпределение на пациентите с ерозия на гленоида при проследяването на 6-ия месец (а) и крайното проследяване (б).

От направения анализ на резултатите, отчетени през двата периода, се наблюдава силна корелация между тях ( $R = 0,625$ ,  $p = 0,001$ ). Откри се връзка между ерозията на гленоида на 6-ия месец от проследяването с миграцията на импланта по двата измерени показателя на 6-ия месец от проследяването ( $p \leq 0,03$ ).

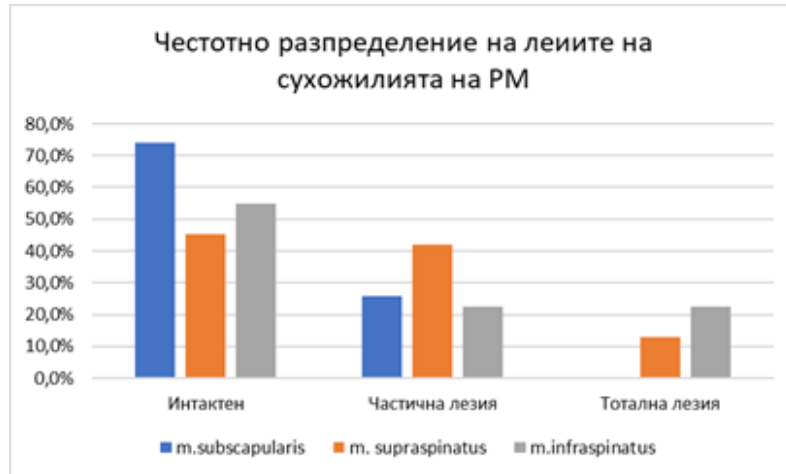
#### 4.1.1. Ехографски резултати за оценка на РМ

Изследваните ехографски показатели само при пациентите с еднополюсни раменни протези са целостта на: *m. supraspinatus*, *m. infraspinatus* и *m. subscapularis*.

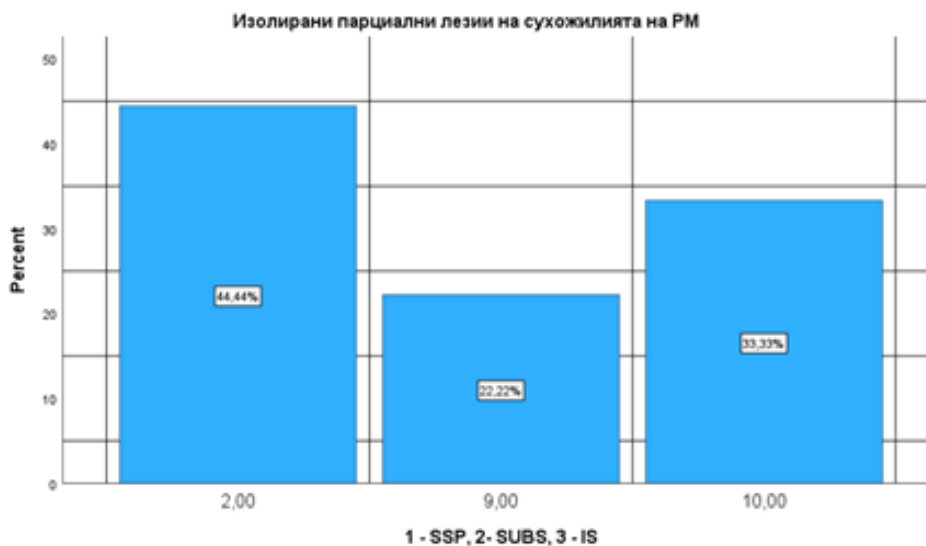
Честотното разпределение на пациентите с интактни, с частична или тотална лезия на сухожилията на *m. subscapularis*, *m. supraspinatus*, *m. infraspinatus*, установени ехографски, са представени на **фиг. 43**. От тях с напълно интактен РМ са 21,88% (7 пациенти). Процентното разпределение на

пациентите с изолирана частична лезия на едно от сухожилията е представено на **фиг. 44**. С тотална руптура на *m. supraspinatus* са 2 пациенти.



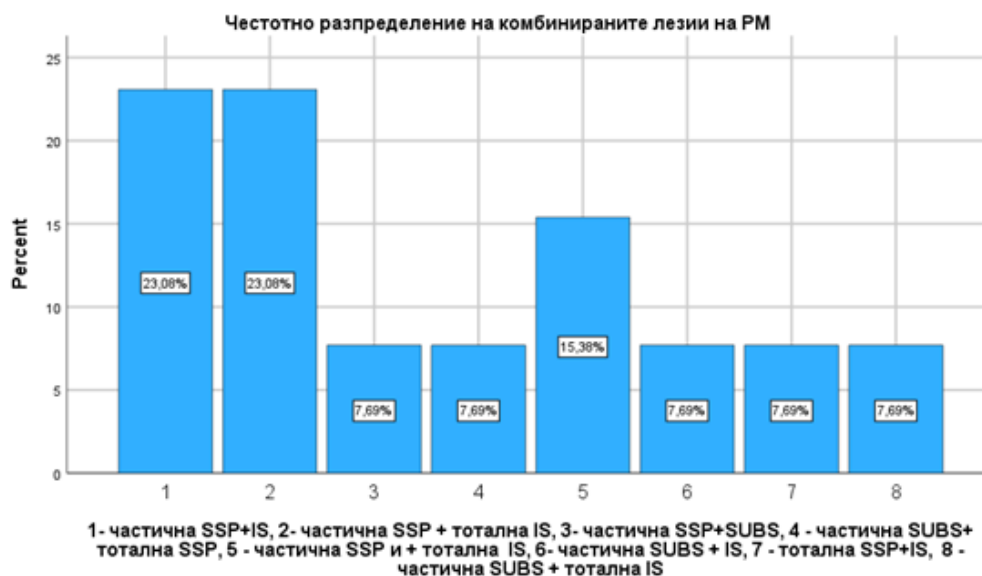


Фиг. 43. Честотно разпределение на лезиите на сухожилията на РМ



Фиг. 44. Процентно разпределение на изолираните лезии на сухожилията на РМ

Най-често срещаните комбинирани лезии на сухожилията на РМ възлизат на 23,08% както за частична лезия на m. supraspinatus и m. infraspinatus, така и за частична лезия на m. supraspinatus и тотална лезия на m. infraspinatus. (фиг. 45)



**Фиг. 45.** Комбинирани увреди на сухожилията на РМ

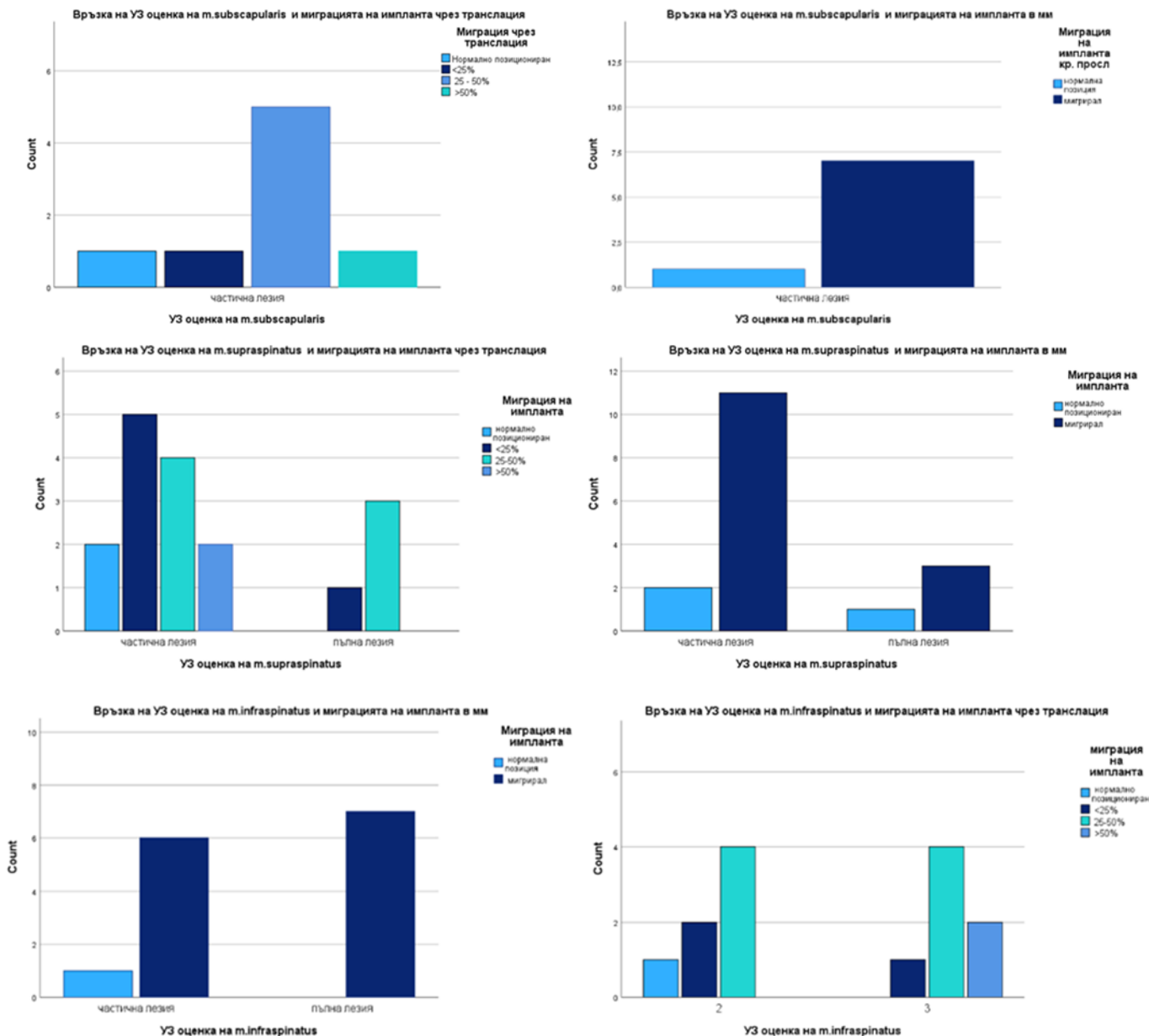
Сигнификантни корелации се наблюдават между УЗ оценка на m.subscapularis и резорбцията на ГТ на 6-ия месец и за резорбцията на двата туберкула при крайното проследяване ( $p \leq 0,017$ ). УЗ оценка на сухожилията на мускулите, които се залавят за ГТ – m.supraspinatus и m. Infraspinatus, корелира сигнификантно съответно: 1. С миграцията на импланта, резорбцията на МТ и ерозията на гленоида при крайното проследяване ( $p \leq 0,037$ ) и 2. С двата показателя за миграция на импланта и резорбцията на ГТ при крайното проследяване ( $p \leq 0,006$ ).

#### ***Връзка между ехографската оценка на РМ и миграцията на импланта***

При дескриптивния анализ се установи, че миграцията на импланта по двата измервани показателя се дължи на частична или тотална лезия на сухожилията на m. subscapularis, m. supraspinatus, m. infraspinatus, представени на **фиг. 46**

В нашата група частичната лезия на m. subscapularis най-често се свързва с проксимална миграция на импланта чрез транслация между 25-50%. При най-

голям брой пациенти с частична лезия на m. supraspinatus проксималната миграция на импланта се дължи на транслация <25% и между 25-50%.



**Фиг. 46.** Връзка между ултразвуковата оценка на лезията на РМ и миграцията на импланта спрямо АХР и транслацията.

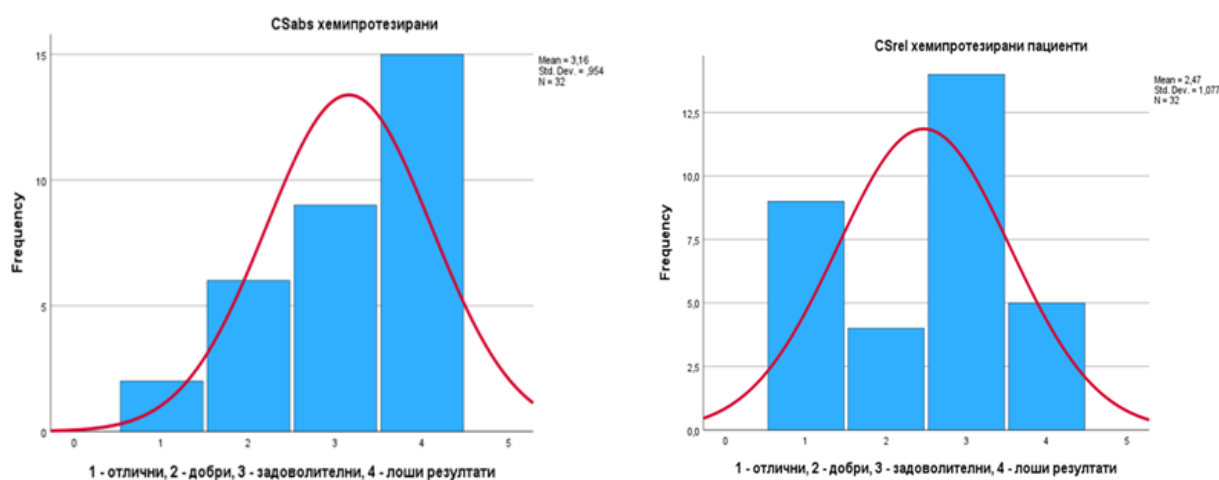
Анализът на миграцията на импланта спрямо лезията на m. infraspinatus показва, че тя в почти равен брой случаи се причинява от частична или пълна руптура на сухожилието. При частичното разкъсване на сухожилието се предизвиква транслация 25-50% при 4 пациент, а при 2 е <25%. Тоталната руптура на m. infraspinatus предизвиква миграция на импланта с транслация 25 - 50% при най-голяма част от пациентите и >50% при двама пациенти.

#### 4.1.4. Клинични резултати при пациенти след еднополюсно раменно протезиране

##### 4.1.4.1. Constant-Murley Score

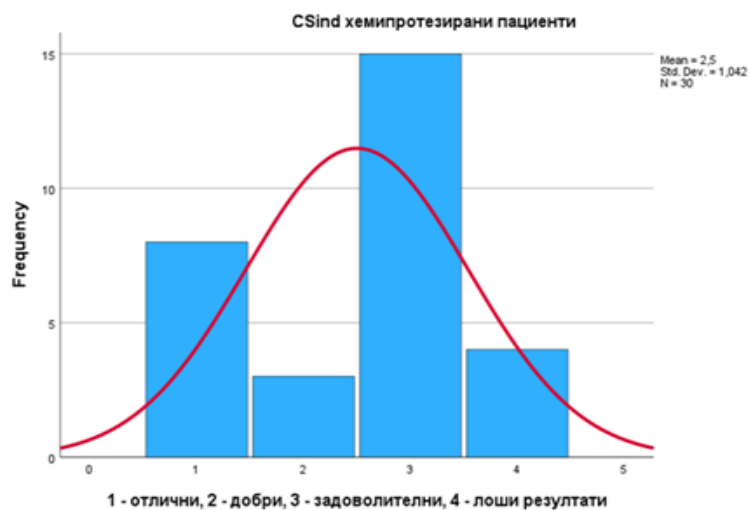
Средната стойност на изчисления CSabs за групата пациенти с хемипротези е **48,19**, отговарящ на задоволителни клинични и функционални резултати. Най-голям е дялът на пациентите с лоши клинични резултати – 15 (46,9%), и задоволителни – 9 (28,1%) (**фиг. 47 а**).

Осреднената стойност на CSrel в групата на хемипротезираните пациенти е **63.12**, отговарящ на **добри** клинични и функционални резултати. Това преразпределение се дължи на факта, че има 9 (28,1%) пациенти, които са с отлични резултати спрямо CS за възрастта, и броят на пациентите с лоши клинични и функционални резултати е значително по-малък – 5 (15,6%) (**фиг. 47 б**).



**Фиг. 47.** Разпределение на клиничните и функционални резултати спрямо CSabs (а) и CSrel (б).

Тенденцията за увеличаване на средната стойност на CS се запазва при изчисляването на CSindiv. Средната стойност на CSindiv на пациентите с хемипротези е **54,79**, спадащ към **задоволителните** клинични и функционални резултати. Подобно на разпределението на CSrel, при CSindiv най-голям е дялът на пациентите със задоволителни резултати – 15, спрямо контралатералния крайник. Пациентите с отлични резултати също са значително по-висок брой спрямо CSabs – 8 (**фиг. 48**).



**Фиг. 48.** Разпределение на клиничните и функционални резултати спрямо CSind.

**Несрастване на туберкулите.** Статистически значима връзка се откри между несрастването на ГТ при хемипротезираните пациенти в нашата кохорта и CS, CSrel, CSindiv. Сигнификантни и близки до тях корелации се наблюдават между несрастването на ГТ на 6-ия месец и CSabs ( $p=0,02$ ), CSrel ( $p=0,06$ ), CSindiv ( $p=0,054$ ). Такава връзка между несрастването на ГТ и клиничните и функционални резултати не се наблюдава в нашата група пациенти ( $p \leq 0,933$ ). При анализа на клиничните резултати и несрастването на ГТ се установи, че 66% от пациентите с несраствнал ГТ на 6-ия месец от проследяването са с лоши клинични резултати. Процентът на тези пациенти при крайното проследяване спада до 50%.

**Резорбция на туберкулите.** Статистически значима корелация между клиничните резултати CSabs, CSrel, CSindiv и резорбцията на ГТ при крайното проследяване се наблюдава в групата на пациентите след хемиартропластика, като стойността на  $p$  е съответно:  $p=0,010$ ,  $p=0,006$  и  $p=0,028$ . При хемипротезираните пациенти корелационният анализ показва, че всички пациенти с частична над и под 50% резорбция на ГТ са със задоволителни или лоши резултати.

**Миграция на импланта чрез измерване на АХР.** Корелационният анализ между клиничните резултати представени с CSabs, CSindiv и миграцията на импланта установява връзка само при крайното проследяване –  $p=0,007$ ,  $p=0,011$ .

**Миграция на импланта чрез измерване на транслацията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на cavitas glenoidalis.** Статистически значима връзка между CSabs, CSrel, CSindiv и миграцията на импланта чрез измерване на транслацията на центъра на главата спрямо центъра на cavitas glenoidalis се установява само с миграцията на импланта при крайното проследяване. От направения анализ се вижда, че пациентите, при които има транслация 25 - 50% и >50%, тя е пряко зависима със задоволителните и лошите клинични резултати, като 45% от всички пациенти с лоши резултати имат транслация между импланта и центъра на cavitas glenoidalis. При пациентите със задоволителни резултати този процент възлиза на 29%.

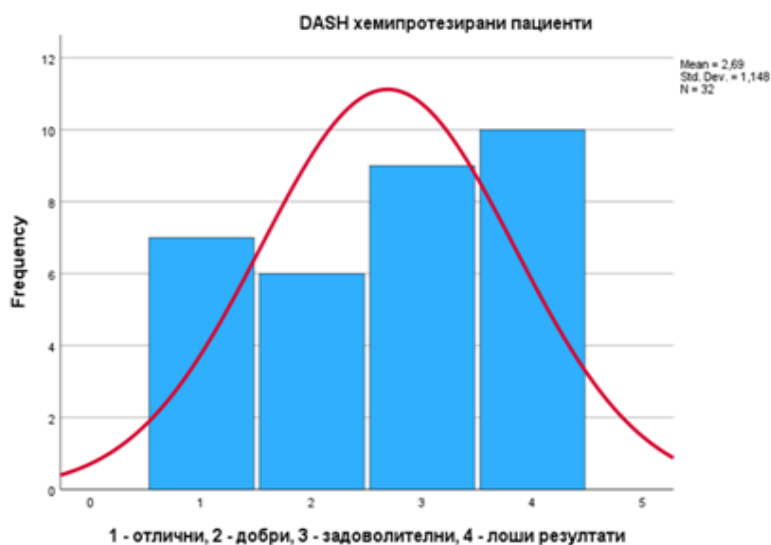
**Ерозия на гленоида.** При корелационния анализ на ерозията на гленоида и клиничните резултати CSabs, CSrel, CSindiv не се наблюдават статистически значими корелации.

**Лезия на сухожилията на РМ.** Направеният анализ между лезиите на сухожилията на m. subscapularis, m. supraspinatus и клиничните резултати CSabs, CSrel, CSindiv не установи статистически значима връзка. От друга страна, статистически значима корелация се намира между лезиите на m. infraspinatus, диагностицирани чрез УЗ, CSabs и CSrel ( $p\leq 0,024$ ).

#### 4.1.4.1. DASH Score

Средната стойност на DASH за пациентите в групата на хемипротезираните пациенти е **25,93**. Този резултат спада към задоволителните (фиг. 49).

**Несрастване на туберкулите.** При корелацията на DASH и несрастването на ГТ и МТ при пациентите с хемипротези не се наблюдава статистически значима корелация с функцията на горния крайник ( $p\leq 0,926$ ). Статистически значима връзка се открива само между несрастването на МТ на 6-ия месец от проследяването ( $p=0,023$ ).



**Фиг. 49.** Разпределение на клиничните и функционални резултати за хемипротезираните пациенти спрямо DASH.

**Резорбция на туберкулите.** При пациентите с хемипротези сигнификантна корелация на клиничните резултати по DASH скалата се наблюдава при резорбцията на МТ на 6-я месец от проследяването ( $p=0,027$ ) и за резорбцията на МТ и ГТ при крайното проследяване ( $p=0,020$  и  $p=0,024$ ).

**Миграция на импланта чрез измерване на АХР.** От направения корелационен анализ на клиничните резултати, отчетени с DASH скалата, се установи корелация между миграцията на импланта на хемипротезираните пациенти при крайното проследяване и интерпретацията на получените резултати според DASH ( $p=0,027$ ).

**Миграция на импланта чрез измерване на трансляцията на центъра на главата на импланта спрямо центъра на cavitas glenoidalis.** При статистическия анализ на миграцията на импланта, установена с измерване на трансляцията на центъра на главата на импланта и cavitas glenoidalis, с клиничните резултати, отчетени с DASH, се установи сходна тенденция ( $p=0,027$ ) с клиничните резултати, отчетени чрез CSabs, CSrel, CSindiv. Пациентите, при които се отчитат задоволителни и лоши резултати (съответно 25,8% и 32,3% от общия брой пациенти с такива резултати), с трансляция 25-50% и > 50%.

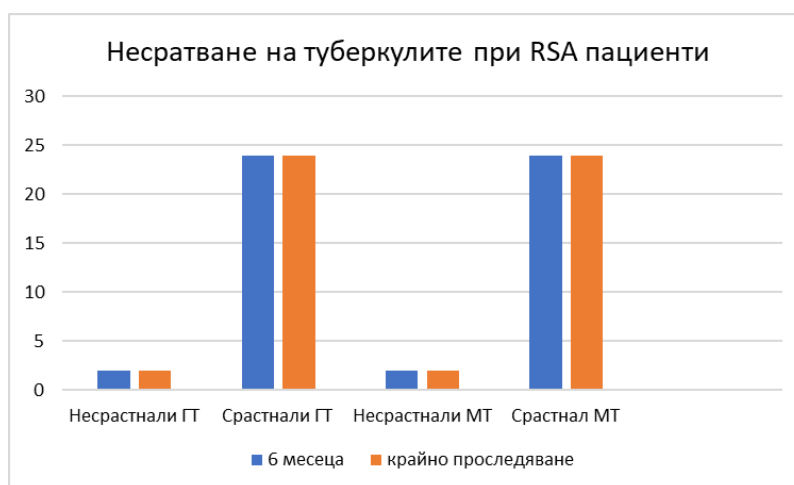
**Ерозия на гленоида.** Между ерозията на гленоида и получените клинични и функционални резултати с DASH скалата не се открива статистически значима връзка ( $p \leq 0,534$ ). Ранговият анализ показва, че най-високият процент на пациенти с патологично изменение на гленоида и задоволителни или лоши резултати на 6-ия месец от проследяването са с E2, а при крайното проследяване с E0.

**Лезия на сухожилията на РМ.** Ехографски установените лезии на сухожилията на РМ и отчетените по DASH скалата клинични резултати не корелират помежду си ( $p \leq 0,257$ ).

## 4.2. Резултати за RSA пациенти

### 4.2.1. Рентгенологични резултати

Рентгенологичните параметри, които се изследват при пациенти с обърнати раменни протези са: свързани с туберкулите – несрастване и резорбция, свързани с нестабилност на RSA протеза.



**Фиг. 50.** Несрастване на ГТ и МТ при RSA пациенти през етапите на проследяване

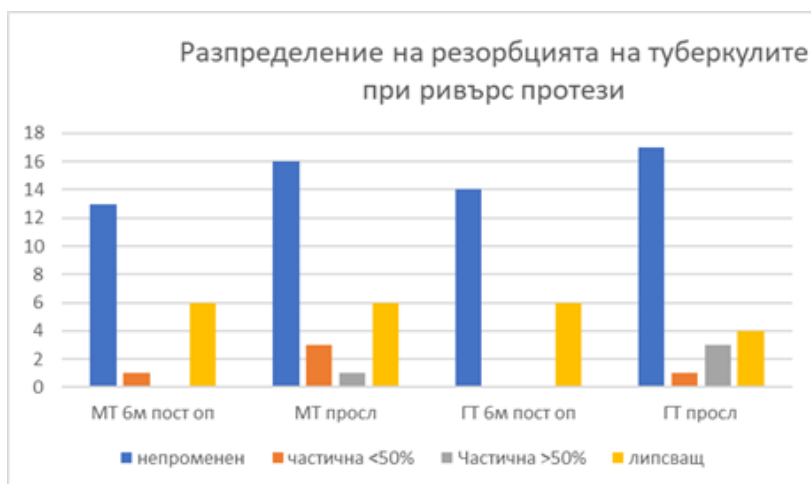
#### 4.2.1.1. Несрастване на туберкулите

При пациентите с RSA несрастването на ГТ и МТ в рамките на първите 6 месеца се наблюдава при двама пациенти и е константно до крайното проследяване. Пациентите, при които се постига срастване на ГТ и МТ, са 92% ( $n=24$ ). В групата на пациентите с обърнати раменни протези не се



наблюдава статистически значимо изменение при несрастването на ГТ и МТ  $p=0,97$ .

#### 4.1.2.2. Резорбция на туберкулите



**Фиг. 51.** Резорбция на туберкулите при RSA ендопротезирани пациенти в етапите на проследяване

Пациентите RSA ендопротезирани на 6-ия месец след оперативната интервенция нямат случай на резорбция на ГТ и само един случай на частична резорбция <50% на МТ. При крайното проследяване пациентите с резорбирал се ГТ частично <50% са 3,8% и >50% са 7,7%. Тенденция за резорбция на МТ се наблюдава и при крайното проследяване. При 11,5% МТ се е резорбирал <50% и при 3,8% от проследените пациенти той се е резорбирал >50%. Оказа се, че при всички обследвани пациенти се е резорбирал или ГТ, или МТ. В групата на RSA ендопротезираните пациенти се наблюдава силна корелация между пациентите, проследени на 6-ия месец и при последното проследяване както за резорбцията на ГТ, така и за резорбцията на МТ. Стойността на  $p$  е 0 и в двата случая, като корелационният коефициент е съответно  $R=0.847$  и  $R=0.892$ .

#### 4.1.2.3. Нестабилност на RSA ендопротезата

В нашата кохорта пациенти с обърнати раменни протези 3 (11,4%) развиха раменна нестабилност, като при всички тя беше ранна. При един от пациенти първично се извърши открита репозиция и поставяне на полиетиленова вложка с по-голяма дебелина. При останалите пациенти като

средство на първи избор за лечение беше мануална репозиция. Тя доведе до повтарящи се дислокации. Рекурентните луксации при всички пациенти се наместиха открито и се смени полиетиленовата вложка с по-дълбока. При всички пациенти беше използвана RSA с фабрично медиализиран център на ротация с латерализирано поставена гленосфера според хирургичната техника. Средната големина на гленосферата при нашите пациенти беше 38,15 cm (38 - 42cm).

**Потърси се връзка между луксацията на протезираната раменна става и: инфекцията (предхождаща RSA, ранната и късна постоперативна), интервенциите – предхождащи броя на ревизиите и общия брой хирургични интервенции, резорбцията на ГТ – на 6-ия месец и при крайното проследяване и големината на гленосферата. Резорбцията на МТ корелира значимо с RSA нестабилността ( $R=0,48$ ,  $p=0,03$ ). Частична резорбция на МТ  $>50\%$  се установи при 11,26% от случаите на раменна луксация. Предходна интервенция установи при двама от пациентите раменна нестабилност след раменното ендопротезиране. Броят на интервенциите на даден пациент има значима корелация с раменната луксация след RSA ( $p=0.01$ ), т.е. колкото повече са, толкова по-голям е риска от луксация. Санираната инфекция, предхождаща ендопротезирането, сигнификантно корелира с раменната нестабилност при пациенти с RSA ( $R=0.80$ ,  $p<0.01$ ). Честотата на следоперативната инфекция също корелира значимо с нестабилността на RSA ( $p<0.01$ ).**

От направения анализ като рискови фактори за нестабилност в нашата група пациенти се установиха: санирана инфекция, предхождаща RSA, късна постоперативна инфекция, налични ревизии, броят на интервенциите, резорбцията на малкия туберкул.

#### **4.2.1. Ехографска оценка на механичните свойства на m. deltoideus чрез ултразвукова еластография (УЗЕ)**

##### **4.2.1.1. Shear wave еластография**

###### **4.2.1.1.1. Нормални граници**

За да се определи нормата на скоростта на разпространение на вълните на отместване (shear waves) за различните сегменти на m. deltoideus (съответно A1, A2, M, P1, P2), нормирането е извършено на база 2,5 (P 2.5)

и 97,5 (P 97.5) перцентил, т.к. разпределенията на изследваните показатели са различни от нормалното разпределение (**табл. 4**).

Показател	Норма	
	P2,5	P97,5
SWE A1 m/s	2,46	3,33
SWE A2 m/s	2,58	3,63
SWE M m/s	3,05	3,80
SWE P1 m/s	2,86	3,88
SWE P2 m/s	2,63	3,31

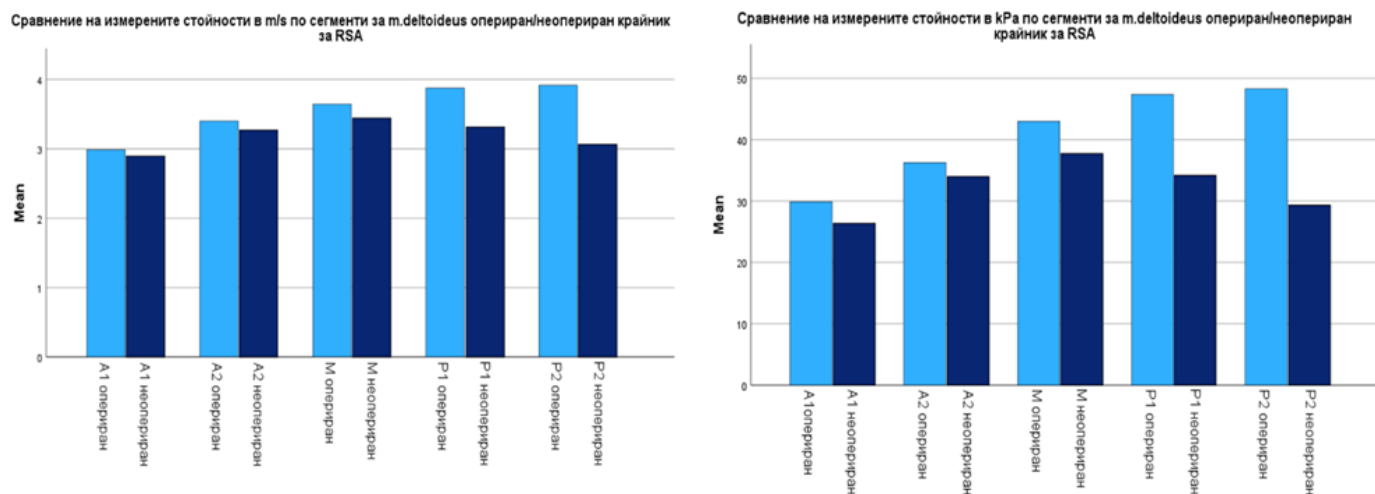
**Табл. 4.** Нормални граници за всеки един сегмент на m. deltoideus

#### ***4.2.1.1.1. Разпределение на скоростта на разпространение на вълната на оперираните пациенти спрямо определената норма***

		SWE A1	SWE A2	SWE M	SWE P1	SWE P2
Поднорма	N	8	1	4	3	0
	%	40,0%	5,0%	20,0%	0,0%	0,0%
Норма	N	<b>5</b>	<b>12</b>	<b>12</b>	<b>9</b>	<b>8</b>
	%	<b>25,0%</b>	<b>60,0%</b>	<b>60,0%</b>	<b>45%</b>	<b>40,0%</b>
Наднорма	N	7	7	4	8	12
	%	35,0%	35,0%	20,0%	40,0%	60,0%
Общо	N	20	20	20	20	20
	%	100%	100%	100%	100%	100%

**Табл. 5.** Разпределение на стойностите за SWE на m. deltoideus спрямо определената норма, наднорма и поднорма.

#### 4.2.1.1.1. Сравнителен анализ между опериран и неопериран крайник



**Фиг. 52.** Сравнение между измерените стойности на SWE за m. deltoideus по сегменти в m/s (а) и в kPa (б)

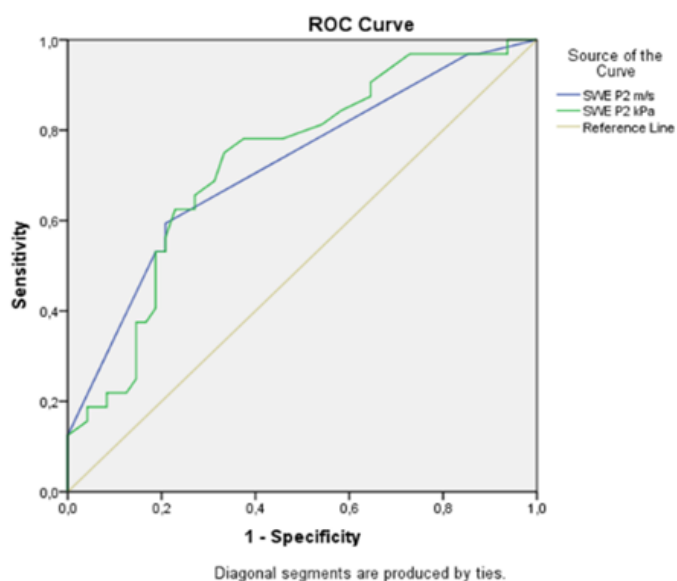
При сравнителния анализ на опериран и неопериран крайник при пациентите с RSA във всички сегменти на m. deltoideus се наблюдава повишаване на измерената стойност на SWE. Сигнификантна разлика се наблюдава в сегментите A2, P1 и P2 ( $p=0,00$ ) (фиг. 52).

#### 4.2.1.1.1. Връзка между броя на интервенциите и мускулната еластичност, определена с SWE

В групата с RSA протезирани пациенти с повече от една оперативна интервенция, направена с делтоидо-пекторален достъп, са лекувани 15,5% ( $n=4$ ) от пациентите. Потърси се връзка между броя на интервенциите и еластичността на m.deltoideus във всеки един сегмент (A1,A2, M, P1,P2). От направения анализ се установи високостепенна корелация във всеки един от изследваните сегменти на мускула ( $p\leq 0,002$ ). Средната стойност на скоростта на разпространение на вълната, измерена с SWE за всеки сегмент, е над установената норма : A1- 3,96 m/s, A2 – 4,05 m/s, M – 3,9 m/s, P1 – 4,09 m/s, P2 – 3,32 m/s.

#### 4.2.1.1.1. Специфичност и чувствителност на SWE

Специфичността и чувствителността на методиката се установиха, чрез сравнителния анализ на случай – контрола с теста на Mann-Whitney. Статистически значима разлика между измерените стойности на контролите и случаите се установи само за сегмента P2 в m/s и kPa ( $p \leq 0,01$ ). Във всички останали изследвани сегменти не се установи статистически значима разлика в измерванията. Това позволи да се направи ROC анализ и чувствителност и специфичност само в сегмента P2.



Фиг. 53. ROC крива за P2 в m/s и kPa.

Показател	AUC	SE	95% CI	p	
SWE P2 m/s	0,720	0,059	0,604	0,836	<b>0,001</b>
SWE P2 kPa	0,730	0,057	0,618	0,842	<b>0,001</b>

Табл. 6. ROC анализ за P2 в m/s и kPa.

ROC анализът показва, че AUC – площта под кривата, оказваща достоверността на теста, и за показателя P2, в двете мерни единици е с много близки стойности (фиг. 53). На практика разликата между площта под двете криви е 0,10 (табл. 6). По отношение на чувствителността измерените

стойности в kPa са с по-голяма чувствителност – 0,75, но специфичността на показателя в m/s е по-голяма – 0,792 (табл. 7).

Показател	Cut-off	Sensitivity	Specificity
SWE P2 m/s	3,10	0,594	0,792
SWE P2 kPa	29,50	0,750	0,667

**Табл. 7.** Чувствителност и специфичност за P2 в m/s и kPa.

#### **4.2.1.1. Strain еластография**

##### ***4.2.1.1.1. Разпределение на измерената мускулна еластичност според категориите на цветната скала по сегменти за m. deltoideus***

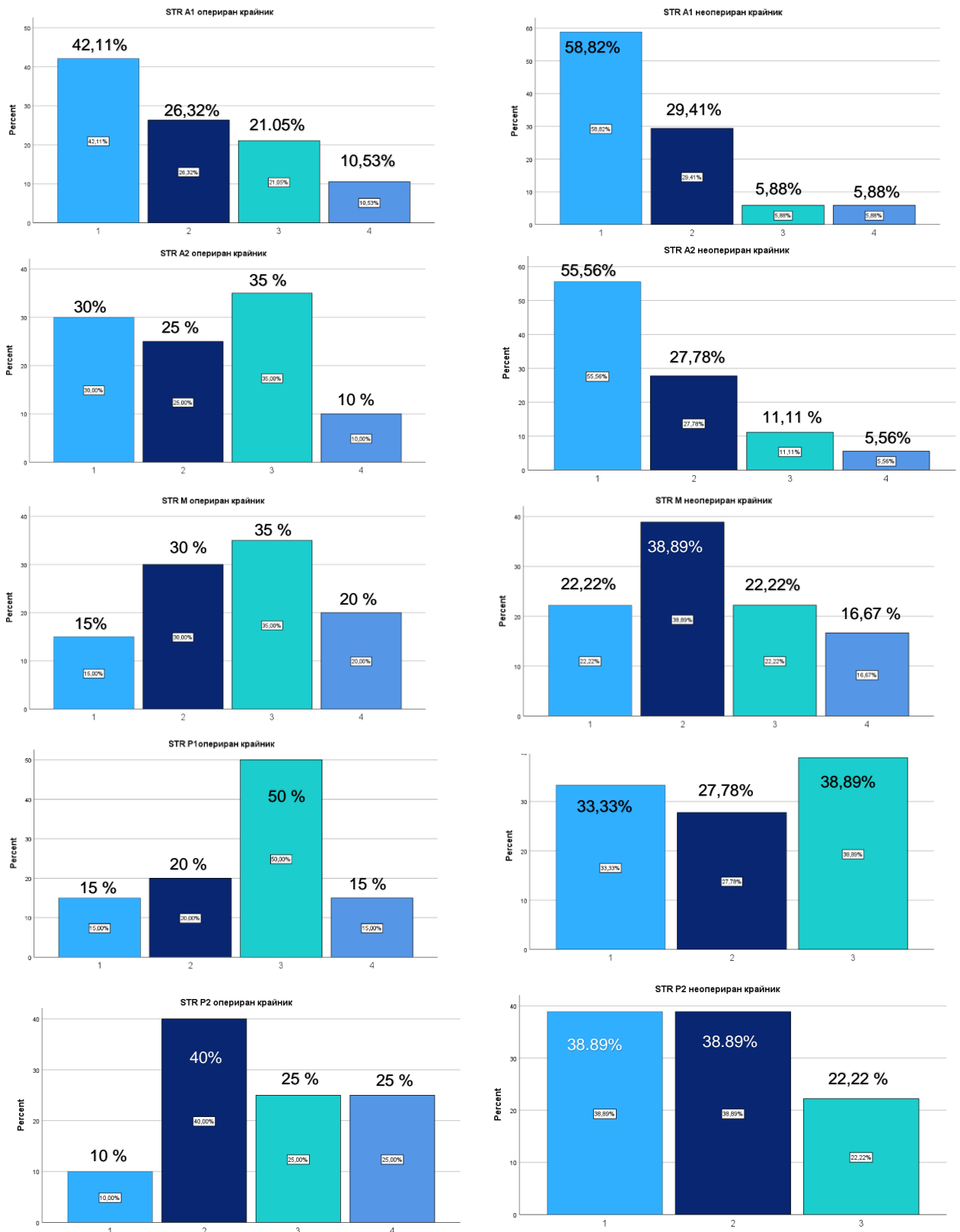
Разпределението, категоризирано според цветната скала за всеки сегмент на m. deltoideus, в контролната група е представено по-долу в **табл. 8**. От получените резултати прави впечатление, че най-често в сегментите A1, A2 преобладаващата еластичност на мускула попада в категория 1. В сегменти M, P1, P2 преобладава категория 2

##### ***4.2.1.1.1. Сравнителен анализ между опериран и неопериран крайник***

От графично изобразените данни на **фиг. 54** прави впечатление преразпределение от ехографски установена по-голяма еластичност на m. deltoideus в различните сегменти на неоперирания крайник към по-малка еластичност в същите сегменти на оперирания крайник. Това е най-ясно изразено в сегменти A1 и A2.

STR сегмент	Цветна скала		
A1	<b>1</b>	<b>N</b>	<b>27</b>
		<b>%</b>	<b>61,4%</b>
	2	N	13
		%	29,5%
	3	N	3
		%	6,8%
	4	N	1
		%	2,3%
A2	<b>1</b>	<b>N</b>	<b>23</b>
		<b>%</b>	<b>50%</b>
	2	N	18
		%	39,1%
	3	N	4
		%	8,7%
	4	N	1
		%	2,2%
M	1	N	9
		%	19,6%
	<b>2</b>	<b>N</b>	<b>23</b>
		<b>%</b>	<b>50%</b>
	3	N	11
		%	23,9%
	4	N	3
		%	6,5%
P1	1	N	13
		%	28,3%
	<b>2</b>	<b>N</b>	<b>21</b>
		<b>%</b>	<b>48,7%</b>
	3	N	12
		%	26,1%
P2	1	N	17
		%	37%
	<b>2</b>	<b>N</b>	<b>22</b>
		<b>%</b>	<b>47,8%</b>
	3	N	7
		%	15,2%

**Табл. 8.** Процентно разпределение по сегменти на *m. deltoideus* според цветната скала



**Фиг.54.** Сравнение на категориите за еластичност на m.deltoideus при strain еластография операн / неоперан крайник



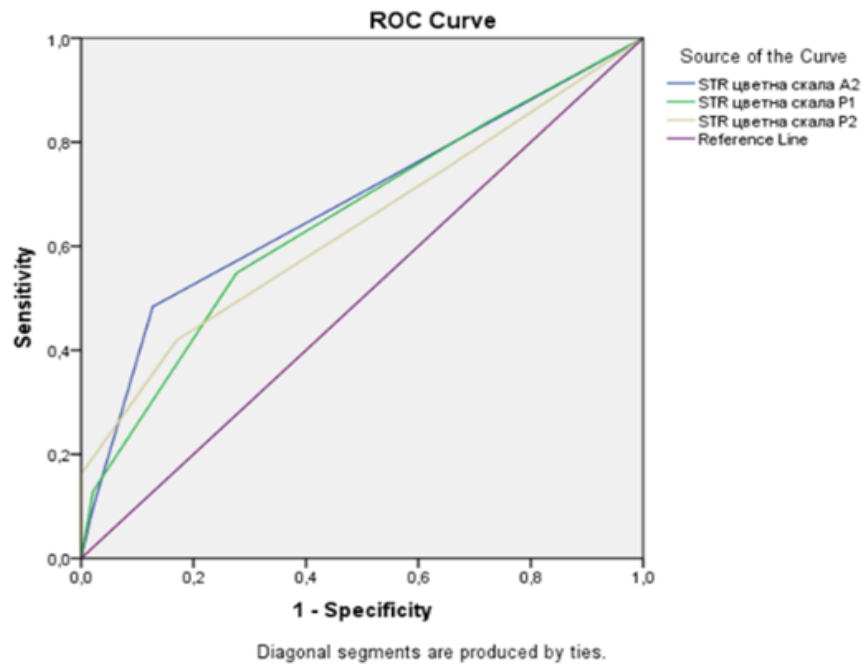
#### ***4.2.1.1.1. Връзка между броя на интервенциите и мускулната еластичност, определена със strain еластография***

Получените резултати за еластичността на m. deltoideus, измерени чрез strain еластография при пациентите, претърпели повече от една хирургична интервенция, показват, че има статистическа връзка между по-големия брой на интервенциите само в сегментите A1 и A2 ( $p=0.00$ ). При един от пациентите и в двата сегмента A1 и A2 еластичността на m.deltoideus се определи като **4** според цветната скала, което отговаря на повишена мускулна ригидност (максималната мускулна ригидност се определя като 5). Еластичността на мускула при останалите пациенти ( $n=3$ ) в A1 се измери като **3**. В сегмента A2 при един пациент еластичността на m. deltoideus се категоризира като **2**, което попада в определената норма, но при всички останали пациенти ( $n=2$ ) тя се определи като **3**.

#### ***4.2.1.1.2. Специфичност и чувствителност на strain еластография***

Сравнителният анализ на случай – контрола с теста на Mann-Whitney показва статистически значима разлика между двата показателя за стойностите на STR за A2, P1 и P2 сегментите ( $p\leq 0,03$ ). Това позволи да се направи ROC анализ и да се определи чувствителността и специфичността на метода за дадените сегменти (**фиг. 55**). ROC анализът показва, че площта под кривите ( $AUC \leq 0,679$ ) (**табл. 9**) е по-малка и следователно методиката има по-малка достоверност.

Изчислената чувствителност за сегментите A2, P1 и P2 за strain еластографията показва, че методиката има висока чувствителност в сегмента A2, която е 0,710. Тя значително се понижава за сегментите P1 и P2 (**табл. 10**). Специфичността на методиката се увеличава с намаляването на чувствителността, като достига най-високата си стойност в сегмента P2 – 0,830.



**Фиг. 55.** ROC крива за A2, P1 и P2

Показател	AUC	SE	95% CI	p
STR цветна скала A2	0,679	0,065	0,552 0,806	<b>0,008</b>
STR цветна скала P1	0,652	0,065	0,525 0,779	<b>0,024</b>
STR цветна скала P2	0,636	0,067	0,505 0,767	<b>0,043</b>

**Табл. 9.** ROC анализ за A2, P1 и P2

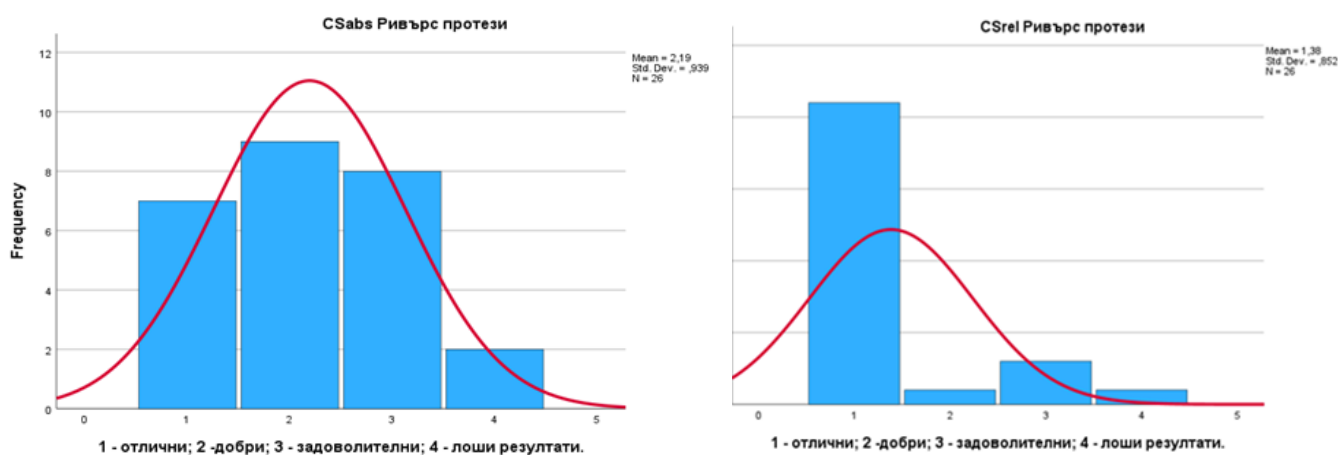
Показател	Cut-off	Sensitivity	Specificity
STR цветна скала A2	1,00	0,710	0,589
STR цветна скала P1	2,00	0,588	0,723
STR цветна скала P2	2,00	0,519	0,830

**Табл. 10.** Чувствителност и специфичност за A2, P1 и P2

#### 4.2.1. Клинични резултати при пациенти след RSA раменно протезиране

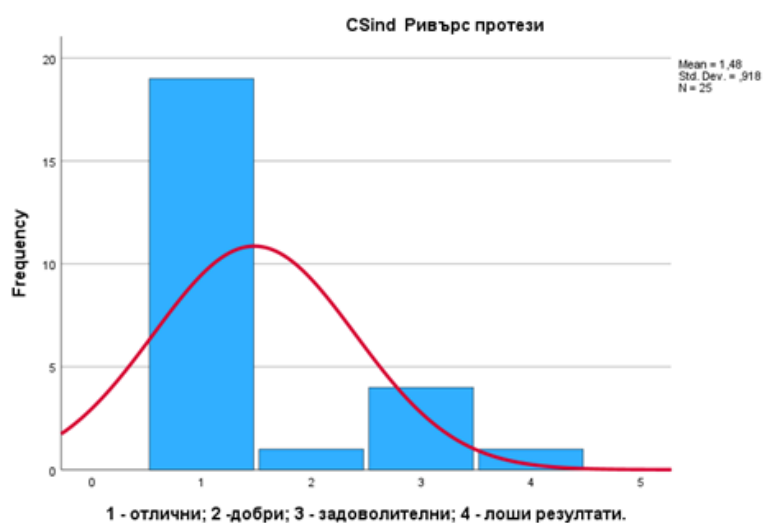
##### 4.2.1.1. Constant-Murley Score

Средната стойност на изчисления CSabs за групата пациенти с RSA е значително по-висока спрямо пациентите след еднополюсно раменно протезиране в изследваната група – **69,96**. В групата на пациентите с RSA преобладават предимно добри и задоволителни клинични и функционални резултати (**фиг. 56**).



**Фиг. 56.** Разпределение на клиничните и функционални резултати спрямо Csabs (а) и Csrel (б).

Наблюдава се тенденция за повишаване на средната стойност на CSrel при пациентите с RSA раменни протези спрямо хемипротезираните. При тях средната стойност на CSrel е **88,73** , което спада към **отличните** резултати (**фиг. 56**). Подобен е резултатът при изчисляването на CSindiv, чиято средна стойност е **81,43** за тази група и спада към **отличните** резултати (**фиг. 57**).



**Фиг. 57.** Разпределение на клиничните и функционални резултати спрямо CSindiv.

**Несрастване на туберкулите.** При пациентите с RSA раменни протези корелациите са с висока степен на значимост (**p<0,001**) както между несрастването на ГТ и МТ във всички периоди на проследяването и CSrel, така и между несрастването на ГТ и МТ при финалното проследяване и CSidiv. В тази група пациенти при подробния анализ на корелацията на несрастването на туберкула и CSabs, CSrel, Csindiv се установи, че по отношение на CSabs между 25% – 100% от пациентите с несрастване на ГТ имат задоволителни функционални резултати.

**Резорбция на туберкулите.** В групата на RSA ендопротезираните пациенти се наблюдава сигнификантна корелация между CSabs, CSrel, CSindiv и резорбцията на ГТ и МТ както на 6-ия месец постоперативно ( $p \leq 0,039$ ), така и при крайното проследяване ( $p = 0,000$ ). При RSA протезираните пациенти корелационният анализ показва, че всички пациенти с частична **над и под 50%** резорбция на ГТ и МТ са със задоволителни или лоши резултати на 6-ия месец от проследяването и при крайното проследяване.

**Нестабилност на RSA ендопротеза.** Потърси се статистически значима връзка между пациентите, оперирани с RSA, и развитите раменна нестабилност от тях с клиничните и функционални резултати, отчетени с трите CS скали и такава се установи за CSabs, CSrel и CSindiv ( $p \leq 0,015$ ). От проведения анализ се установи, че броят на луксациите, които претърпяват пациентите, също влияе на клиничните резултати ( $p \leq 0,002$ ).

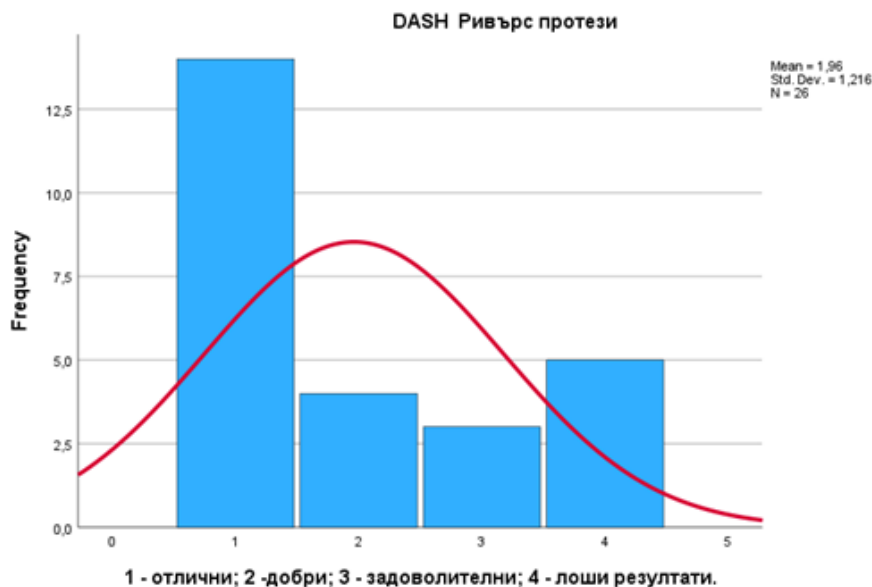
**Shear wave еластография.** Направи се корелационен анализ между получените резултати за еластичността на m. deltoideus при RSA протезираните пациенти във всеки един сегмент (A1, A2, M, P1 и P2) и CSabs, CSrel, CSindiv резултатите. Статистически значима връзка се откри между сегментите A2, M и клиничните резултати, отчетени чрез CSabs, CSrel, CSindiv, където  $p \leq 0,036$ ,  $p = 0,000$ ,  $p \leq 0,032$  съответно.

**Strain еластография.** Потърси се връзка между клиничните и функционални резултати, отчетени с трите разновидности на CS скалата и еластичността на m. deltoideus в различните сегменти. Такава се откри между A1, A2 и CSabs, CSindiv ( $p \leq 0,001$  и  $p \leq 0,024$  съответно). Между CSrel резултати и еластичността на мускула, отчетена в сегментите A1, P1 и P2 се установи статистически значима корелация ( $p \leq 0,049$ ).

#### 4.2.1.1. DASH Score

Клиничните и функционални резултати за RSA пациентите, установени чрез адаптираната на български език система за оценка DASH, спадат към **добрите** резултати (**фиг. 58**), а средната стойност за групата е **15,65**.

**Несрастване на туберкулите.** Статистически значими корелации с функцията, оценена по DASH скалата при пациентите с RSA се наблюдават между несрастването на ГТ и МТ на шестия месец ( $p \leq 0,022$ ). Тази тенденция за запазване на сигнификантна статистическа връзка между функцията, определена според DASH скалата, и несрастването на МТ се запазва при финалното проследяване ( $p \leq 0,010$ ). При подробния анализ на несрастването на ГТ и МТ през периодите на проследяване се запазва аналогична тенденция, както при CS. Причината за тези зависимости при RSA протезираните са пациентите, които са били с невъзстановени или липсващи туберкули при оперативната интервенция.



**Фиг. 58.** Разпределение на клиничните и функционални резултати за RSA пациенти спрямо DASH

**Резорбция на туберкулите.** При пациентите с ообратното раменно протезиране, се оказва, че задоволителните и лошите резултати се свързват с цялостната резорбцията на ГТ и МТ на 6-ия месец ( $p=0,039$ ) и при крайното

проследяване ( $p=0,017$ ). Направеният статистически анализ на частичната резорбция на ГТ над 50% спрямо клиничните резултати, отчетени според DASH скалата, показва, че пациентите в тази група са с лоши клинични резултати.

***Нестабилност на RSA ендопротеза.*** Корелация както между раменната нестабилност, така и между броя на луксациите при пациентите в нашата кохорта и клиничните резултати, отчетени с DASH скалата, не се откри ( $p\leq 0,309$ ).

***Shear wave еластография.*** Статистически значима връзка между клиничните резултати, установени чрез DASH скалата и еластичността на m. deltoideus, измерена чрез Shear wave еластография, се намери само в сегмент A1 ( $p=0,025$ ).

***Strain еластография.*** За разлика от установената връзка между SWE и DASH скалата, само в един сегмент при Strain еластографията се установява в повече сегменти – A1, M и P2 ( $p\leq 0,003$ ).

## V. Обсъждане

Познаването в подробности на най-често използваните техники за раменно протезиране дава възможност целенасочено да се търсят усложнения във всички фази на възстановителния процес. Всяка от двете техники – хемипротезиране и RSA, има специфични проблемни моменти, които предсказуемо се отразяват на функцията.

При еднополюсното протезиране те са свързани с туберкулите, ротаторния маншон и *cavitas glenoidalis*. Несрастването, резорбцията на туберкулите се определят като прогностичен белег за лоши клинични и функционални резултати. Друг предиктор на незадоволителни функционални резултати е дисфункцията на РМ, свързана с частична или пълна лезия или резорбция на туберкулите. Ерозията на *cavitas glenoidalis* е резултат от нарушената биомеханика при лезията на РМ и/или дегенеративни изменения.

Специфичните проблемни моменти при RSA са свързани с пациента, оперативната техника, респективно позиционирането на компонентите и биомеханиката на RSA. Ранната и късна следоперативна инфекция, ятрогенната или травматична увреда на периферните нерви са от важно значение при функционалното възстановяване на пациентите. Раменната нестабилност се дължи както на малпозиция на компонентите, така и на дисфункция на *m. deltoideus*, *m. subscapularis*, ФПХ, обезитас и др. От биомеханична гледна точка ключова роля при RSA заема *m. deltoideus*. Неговата функция зависи от биологични фактори като мастна инфилтрация, саркопения, запазена инервация. От друга страна стоят механичните фактори като мускулният опън, който зависи от подбора на компонентите.

Макар да липсва протокол за проследяване на раменно протезираните пациенти рутинната оценка включва обследване на функционалните резултати чрез клиничен преглед и рентгеново проследяване. В случай че рентгеновата оценка не е достатъчно информативна, се налага провеждането на КАТ. Нашата група смята, че място в рутинното проследяване на протезираните пациенти намира ехографската оценка на РМ и механичните характеристики на *m. deltoideus*, поради ключовата им роля за функционалното възстановяване на пациентите и достъпността на метода.



## 5.1. Еднополюсно срещу обратно раменно протезиране

Възстановяването на анатомичните съотношения на проксималния хумерус при протезиране в резултат на фрактура е предизвикателно и цели възстановяването на мекотъканния баланс, възстановяване на ретроверзията на хумералната глава, постигане на задоволително напрежение и реконструкция на туберкулите<sup>514</sup>. За да се възстанови максимално ретроверзията на хумералната глава, е необходимо центърът на латералния аспект на хумералното стебло да се разположи с близо 30° назад от биципиталната глава<sup>62</sup>. Това води до възстановяване на анатомичната ретроверзия и се избягва прекаленият опън на мускулите на РМ и нарушаването на мекотъканния баланс.

Дизайнът на импланта е от голямо значение за постигането на оптимални резултати и реконструкция на раменната кост с характеристиките на анатомичната. При хемипротезите се различават три поколения импланти.

Първото поколение импланти са моноблок протезите, които са с 4 различни размера. Това води до изключително голямо ограничение по отношение реконструкцията на индивидуалните анатомични параметри. При несъответствието между анатомичните характеристики на раменната кост и импланта се затруднява изключително много възстановяването на нормалните мекотъканен баланс и кинетика на раменната става. Това от своя страна е причина за несрастване, прорязване на фиксацията на туберкулите и/или резорбцията им.

В нашата кохорта има малък процент пациенти 15,15% (n=5), които са лекувани с моноблок импланти. Клиничните им резултати са предимно лоши и задоволителни, свързани с резорбция на МТ при 2 пациенти и на ГТ – при 3.

Второто поколение импланти са модулни с по-голямо разнообразие в дължината на стеблата, техния диаметър и големината на хумералните глави. За съжаление, те не решават проблемите, свързани с реконструкцията на анатомията на хумеруса **максимално близка до нормалната**. Чест проблем е малпозицията на стеблото и подбора на по-голяма глава. Малпозицията на стеблото води до изместване на ЦР<sup>51</sup>. От друга страна, подборът на по-големи глави е често срещан. Има две причини за това: (1)

фиксираната дълбочина и диаметър на компонентата и (2) на отстоянието между остеотомията и главата. При пациентите с ФПХ това е свързано с фрактурната линия на главата на хумеруса и фрагментацията на туберкулите. Малпозицията на компонентите води до нарушаване на нормалната кинематика на раменната става. Причините са прекомерно напрежение в РМ, което често води до руптура на *m. subscapularis*, *m. supraspinatus*<sup>50</sup>. Nyffeler et al.<sup>347</sup> установяват, че при позициониране на хумералната глава прекалено високо над туберкулите се променя функцията на раменната става по два основни механизма: (1) капсулата е прекалено стегната при началните ъгли на абдукция и я ограничава, и (2) центърът на ротация се измества нагоре спрямо линията на действие на мускулите на РМ, което води до намаляване на моментните рамена на лоста на абдукторите.

В нашата група пациенти, лекувани с второ поколение импланти, се наблюдава висока честота на руптури на сухожилията на РМ: парциалната лезия на *m. subscapularis* е при 25% от пациентите (n=8), на *m. supraspinatus*– 40,6% (n=13), а тоталната лезия на *m. supraspinatus* се среща при 12,5 % от пациентите. Това показва, че ЦР на ставата е изместен нагоре спрямо туберкулите и се нарушава кинетиката на глено-хумералната става.

RSA се доказва като надежден метод за лечение на пациенти с дефицит на РМ, псевдопарализа на рамото, намира приложение при лечението на острите ФПХ<sup>490</sup>. След първоначалното си представяне от Grammont RSA са метод на избор при лечението на **патологични състояния**, които не могат ефективно да се лекуват с конвенционалното раменно протезиране<sup>303</sup>. Причината се крие в разбирането на ограниченията на конвенционалното протезиране, свързани с невъзможност да се ограничи: (1) гленохумералната трансляция, (2) фиксацията на гленоидалната компонента, (3) интринзинг стабилността, (4) компенсация на дисфункцията на *m. deltoideus*<sup>303</sup>.

*Ограничаването на гленохумералната трансляция при RSA-протезите се осъществява чрез полиетиленовата вложка на хумералната компонента*<sup>303</sup>. Тя ограничава движенията, но по-важната ѝ функция е да елиминира натоварването на гленоидалния ръб и предотвратява образуването на ексцентрични сили, които могат да доведат до асептично разхлабване<sup>157, 190, 490</sup>.

*Фиксацията на метаглена се осъществява посредством заключващи и/или не заключващи винтове и централен пег за безциментно закрепване по*

метода „press-fit“<sup>303</sup>. Конструкцията на гленоидалната компонента е направена изцяло от метал и се избягва както циментната фиксация, така и предизвикателствата около закрепването на полиетиленовата вложка към металния гръб на гленоидалната компонента при ДАРП. От изключително значение тук е медиализацията на ЦР благодарение на който ексцентричните сили, действащи на гленоидалната компонента, имат по-малко рамо на лоста и намаляват възможността да се компрометира гленоидалната фиксация.

*Интризинг стабилността* на раменната става се определя от динамичните стабилизатори в т.ч. и ротаторния маншон. Начин да се измери интризинг стабилността е ъгълът на балансирана стабилност. При анатомичното протезиране този ъгъл е на  $\leq 30^\circ$  от центъра на гленоида. От друга страна, при RSA-системите той е на  $45^\circ$  от центъра на конкавната полиетиленова вложка. Липсата на динамични стабилизатори на раменната става, а именно РМ при пациентите, които се подлагат на RSA-протезиране, налага позицията на хумеруса спрямо гленоида да се осигури от импланта. Ако това не се случи, векторът на силата на m.deltoideus, който е насочен нагоре, ще доведе до разместване на ставата в същата посока<sup>303</sup>.

Водещата функция на m. deltoideus при RSA се осъществява посредством дистализация и латерализация **на ЦР**. По този начин се премества перпендикулярното разстояние от ЦР (повърхността на cavitas glenoidalis) до m. deltoideus. Това, в комбинация с вътрешната стабилност, позволява на мускула да осъществява елевация на раменната става, дори при *дисфункция на pars clavicularis* поради голям брой хирургични интервенции<sup>303</sup>.

Независимо че хемиартропластиката е определяна в исторически план като златен стандарт за лечението на комплексните ФПХ, индикациите за прилагане на RSA се разширяват значително<sup>470</sup>. Едно от показанията на RSA е да се прилага при пациенти с ниска костна плътност и комплексни ФПХ при възраст над 65 – 70 години<sup>114, 172, 232</sup>. При сравнителния анализ на функционалните резултати на тази възрастова група пациенти, лекувани с RSA и еднополюсни раменни протези, се оказва, че пациентите с RSA имат предимство<sup>302, 436, 480</sup>. Причината за това е, че обратното раменно протезиране не се влияе силно от усложненията, свързани с туберкулите: несрастване,

резорбция, миграция<sup>354, 430</sup>. Въпреки тези усложнения пациентите имат по-добри функционални резултати в сравнение с хемипротезираните пациенти.

Еволюцията в дизайна на RSA раменните протези (ЛГ/МХ и МГ/ЛХ) води до намаляване на необходимостта от възстановяването на *m. subscapularis* и неговото влияние на стабилността и клиничните резултати.

Имплантите, които са използвани за лечението на пациентите в групата – предмет на настоящото проучване, са с дизайн на имплантите МГ/МХ и при тях възстановяването на *m. subscapularis* е наложително за осигуряване на допълнителна стабилност. Независимо от всичко в тази група попадат 4 пациенти, при които липсват туберкулите в резултат на АВН от предходни интервенции и само при един от тях се наблюдаваше раменна нестабилност, а при друг – дисоциация на модулната хумерална компонента. При този пациент употребата на моноблок хумерална компонента е средство на избор за предотвратяване на това усложнение<sup>314</sup>.

Възрастта на пациентите, на които е приложено обратно и еднополюсно раменно протезиране, е в широк диапазон: за еднополюсно протезираните – 45 – 85 години, и за RSA – 29 - 80 години. В изследваната група на пациенти с еднополюсни протези 4 пациенти са подложени на вторично раменно протезиране вследствие на разпад на предходна ОРВФ. От тях трима пациенти са на възраст < 65 години към момента на хирургичната интервенция. Само при двама от пациентите се отчита пълно функционално възстановяване като CSabs, CSind се повишават с приблизително до 50.

Хемипротезирането е показано при невъзстановими ФПХ при млади пациенти с добра костна плътност<sup>300</sup>. Независимо от добрите функционални резултати и липсващи оплаквания от болка в краткосрочен план, след еднополюсното раменно протезиране в 15-годишната прогноза могат да се очакват: ограничени движения, ерозия на гленоида и ревизии. Някои от проучванията, обхващащи млади пациенти, съобщават за незадоволителни резултати при прилагането на методиката<sup>134</sup>. От друга страна усъвършенстването на хирургичната техника и на дизайна на RSA имплантите, води до разширяване на индикациите за прилагане на методиката при млади и активни пациенти<sup>41</sup>. По-широките показания се основават на данните от някои проучвания с кратко- и средносрочно проследяване, които потвърждават добрите резултати при прилагане на техниката сред тази популация<sup>180, 432, 479, 504</sup>. Black et al.<sup>41</sup> определят RSA като

ефективен метод за облекчаване на болката и подобряване на функцията след провалено раменно протезиране при млади пациенти. Подобно е мнението на групата на Samuelsen et al.<sup>417</sup>, които намират RSA като надеждна процедура при първично раменно протезиране на **пациенти под 65 години в средносрочен план на проследяване.**

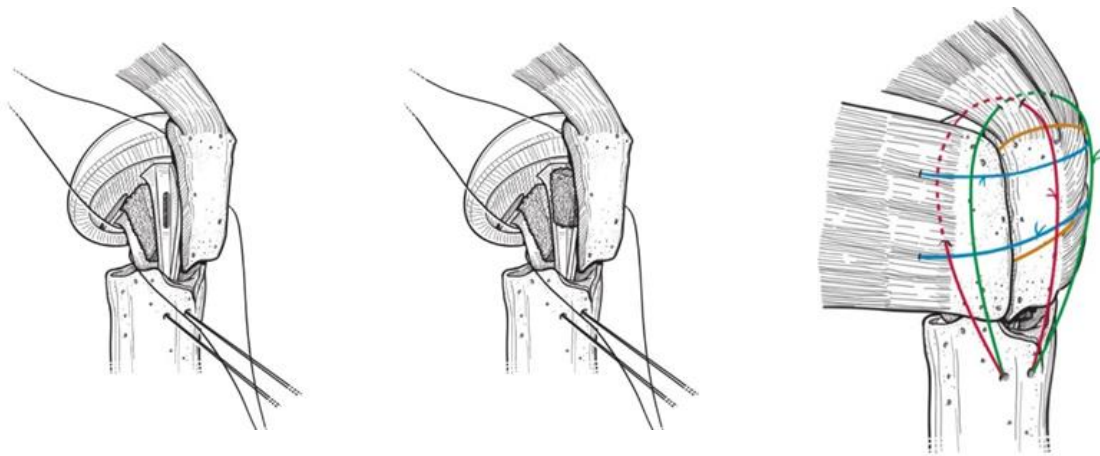
В нашата група пациенти под 65-годишна възраст RSA раменно протезирани са 36,65% (n=9). От тях при 4 RSA е спасителна операция, в т.ч. и при най-младия пациент на 29 години. При всеки един от тези пациенти туберкулите са резорбирани и на практика друга хирургична техника, за възстановяване на обема движения в оперирания горен крайник би била невъзможна. Пациентите, подложени на първично раменно протезиране по повод ФПХ от изследваната кохорта са 19,25% (n=5) и постигнатите функционални резултати при всички са отлични, за разлика от пациентите, подложени на RSA като спасителна интервенция. От тази група само най-младият пациент успя да възстанови пълния обем движения.

## **5.2. Фиксация на туберкулите**

Реконструкцията на туберкулите при техниката на конвенционално ендопротезиране се сочи като ключов момент, от който зависят клиничните резултати<sup>55, 317, 381</sup>.

Освен характеристиките на импланта и неговата еволюция, срастването на туберкулите се основава на две основни групи техники за фиксация на туберкулите. Едната е свързана с обшиването на туберкулите и тяхната анатомична репозиция, а другата включва остеопластика с костен присадък, за да се потенцира тяхното срастване.

Фиксацията на туберкулите не се осъществява посредством унифицирана техника, която да е доказала предимствата си пред останалите техники. В литературата са описани над 8 техники за фиксация на туберкулите, които кореспондират на дизайна на импланта<sup>25</sup>.



**Фиг. 59.** Техника на фиксация на туберкулите в нашата кохорта хемипротезирани пациенти.

Независимо от голямото разнообразие фиксацията на туберкулите се основава на сходни принципи. Първо се фиксират с хоризонталните шевове с дебел нерезорбируем конец (Ethibond), които осигуряват репозицията на ГТ и МТ<sup>25</sup> и ги предпазват от медиално разместване<sup>158</sup> (**фиг. 59**). По-предизвикателният етап от фиксацията на ГТ и МТ е тяхното закрепване към диафизата на раменната кост във вертикален план. Причината се крие в необходимостта от пробиване на дупки в диафизата и обшиването на туберкулите. Това може да доведе до скъсване на конца в следоперативния период поради компрометиране на конците от ръбовете на дупките. Освен това рискът от прорязване на шевове е голям поради слабостта на остеопоротичната кост. Frankel et al.<sup>158</sup> предлагат подсилваща техника с циркуферентен шев с „cable“ за избягване на прорязването на закрепващите конци в остеопоротичната кост. Pijls et al.<sup>375</sup> предлагат техника с примка около диафизата на раменната кост.

В нашата кохорта при всички пациенти е използвана техника за закрепване на туберкулите с хоризонтални и вертикални фиксиращи шевове, която е унифицирана за всички пациенти и не включва костна пластика. При групата на хемипротезираните пациенти е постигната анатомична репозиция, но въпреки това клиничните резултати в дългосрочен план са предимно лоши и задоволителни. Сред пациентите с постигнато пълно функционално възстановяване са 18,18% (n=6), като при един от тях ГТ не е

сраснал, а трима са на възраст <60 години. Това показва, че еднополюсното раменно протезиране при прецизен подбор на пациентите въз основа на възрастта, качеството на костта, анатомична репозиция на туберкулите и постигане на устойчива фиксация на туберкулите, води до постигането на добри функционални резултати и удовлетвореност на пациента.

По отношение на интактността на РМ и усложненията, свързани с туберкулите, RSA има доста широки индикации. Причината за това се крие в различната биомеханичната концепция, благодарение на която се намира решение за някои от усложненията при конвенционалното раменно протезиране. Медиализираният ЦР заедно с латерализацията и ШДЪ на хумералния компонент от 155° дават възможност всички части на *m. deltoideus* да се превърнат в първични абдуктори<sup>409</sup>. Възстановяването на РМ при тези импланти води до промяна на баланса на мускулите на РМ, като се увеличава рамото на лоста на *m. infraspinatus* и на *m. teres minor* и ограничава вътрешната ротация. Има редица проучвания, които показват значението на възстановяването на *m. subscapularis*, респективно на малкия туберкул, за намаляването на риска от нестабилност след RSA. Независимо от въпросите, които възникват от биомеханичен характер, целта на възстановяването на туберкулите е да се постигне надеждна фиксация и по-малък дефицит при функционалното възстановяване на пациента.

### **5.3. Необходимост от алгоритъм за проследяване и етапи на възстановяване при пациентите след раменно протезиране**

Постигането на отлични клинични резултати при раменно протезираните пациенти се дължи на опита на хирурга, добре изпълнената хирургична техника, проведената последваща рехабилитация и проследяването на пациента по време на следоперативния период. Очаква се с популяризирането на раменното протезиране до 2030 година то да нарасне със 750%<sup>361</sup>. Това заедно с понижаването на минималната възраст за раменно протезиране, по-голямата продължителност на живота, поставя въпроса за нуждата от консенсус за оптималното постоперативно проследяване на пациентите. В основата на дефинирането на ясен протокол за проследяване на ендопротезираните пациенти стоят ранното откриване на усложненията при асимптоматичните пациенти, точната оценка на състоянието и как промените повлияват клиничното състояние на пациентите. Мониторирането на ендопротезираните пациенти в

следоперативния период е предпоставка за ранно откриване на проблеми или усложнения, което дава възможност за прецизиране на необходимостта от ревизионно протезиране. Групата на Zumstein et al.<sup>509</sup> дефинира „усложнението“ като всяко събитие/състояние през оперативния и постоперативния период, което води до негативно влияние на крайния резултат от процедурата – напр. инфекция, дислокация, асептично разхлабване на компонентите, износване на полиетиленовите вложки, руптура на РМ/ резорбция или неправилно срастване на туберкулите при анатомичното раменно протезиране. Според същите автори като „проблем“ се дефинират събития/състояние, което не води до компрометиране на клиничните резултати – ночинг, ектопична осификация, хематом, екстравазация на цимент. Някои от посочените състояния, дефинирани като „проблем“, са гранични и могат да повлияят крайните резултати. Това доказва нуждата от оптимизиране на проследяването на раменно протезираните пациенти, което е насочено към асимптоматичните пациенти, ранното откриване на усложнения, които биха довели до пролонгирана и предизвикателна ревизия като скапуларния ночинг или асептичното разхлабване на гленоидалната компонента и стеблото.

Въпреки че раменното протезиране е широко застъпено при лечението на ФПХ, дегенеративни изменения на раменната става, тумори, няма постигнато единодушие за дефиниране на етапите на възстановяване и рехабилитационния протокол. Bullock et al.<sup>71</sup> установяват, че разгледаните в тяхната публикация протоколи за рехабилитация след раменно протезиране – анатомични и RSA импланти, се основават на биомеханични принципи, срокове за възстановяване и принципи за натоварване. Те обаче не предоставят единен рехабилитационен протокол. Предвид биомеханичните различия на двата вида импланти и различните индикации за тяхното прилагане, рехабилитацията има различна същност. Липсата на ясно отграничени етапи на възстановяване при раменно протезираните пациенти и тясната корелация на клиничните резултати с тях е причина да асоциираме етапите на рехабилитация с етапите на възстановяване при раменното протезиране<sup>44, 106, 264, 500</sup>. Макар да има спорове въз основа на продължителността и методите, описани в различните рехабилитационни програми, могат условно да се разграничат три отделни етапа на възстановяване. **Първият етап** е се дефинира от 0 - 4/6 седмица и е свързан с имобилизацията на оперирания горен крайник и въвеждането на пасивни движения. Пасивните движения се препоръчват още в ранния



следоперативен период с цел избягване на раменната скованост<sup>25, 231, 275</sup>. Иммобилизацията с митела при пациентите след анатомично раменно протезиране варира между 24 ч. и 6 седмици. При пациентите с RSA този период е 2 - 6 седмици<sup>95, 113, 117, 404</sup>. И в двата случая в достъпната литература няма сравнителни изследвания на клиничните резултати с и без имобилизация, с различните средства за обездвижване и различната продължителност на обездвижване на оперирания горен крайник. **Вторият етап на възстановяване** е от 4/6 седмица до 10/12 седмица и е свързан с активното натоварване на пациента. В зависимост от различните протоколи се позволява движение във всички равнини на раменната става, а по време на **третият етап** след 10/12 седмица се включва натоварване с тежести. Според Cahill et. al<sup>78</sup>. по време на втория етап от възстановяването се очаква постигането на 150° флексия и 45° външна ротация. При пациентите с RSA има много голямо противоречие за периодите на ограничение на определени движения – външна, вътрешна ротация и аддукция, което не е подкрепено със сравнителни проучвания и аргументите за/против тези движения са инсуфициентни. Резултатите в нашето проучване показват, че тези резултати е по-вероятно да бъдат постигнати при пациентите с RSA до третия месец след операцията и много по-трудно достижимо при хемипротезираните пациенти. При тях добрите и отлични резултати е по-вероятно да се отчетат след 12 месеца.

## 5.4. Резултати и усложнения

### 5.4.1. Резултати

Резултатите от нашето проучване разделихме в три категории: рентгенологични, ехографски и клинични резултати, използвайки трите методики за оценка.

#### *Рентгенологични резултати*

От рентгеновото изследване установихме, че при пациентите с **хемипротези** процентът на **срастване** на двата туберкула е изключително висок, съответно 93,75% и 85,8%. Постигнатият от нас резултат е по-добър от този, съобщен в проучванията на Tanner et al.<sup>454</sup> (1983), несрастването достига до 25%, в по-новото проучване на Prakash et al.<sup>381</sup>(2002) този процент достига до 41%, докато Plausinis et al<sup>377</sup> установяват едва 17% на несрастване

на туберкулите. В нито едно проучване не се съобщава да е използвана костна пластика в обследваните групи пациенти. При нашата група пациенти също не е правена костна пластика на туберкулите.

Рентгенова оценка на туберкулите при **хемипротезираните** пациенти направихме за **резорбция на туберкулите**. В малко от достъпните проучвания се изследва честотата на този проблем. Публикуваните проучвания дават крайния резултат на броя пациенти с резорбция на туберкулите, но никое проучване не отговаря на въпроса в кой етап на възстановяване може да се очаква това усложнение. В нашето проучване проследихме този феномен на шестия месец и при последното явяване за проследяване. В първия етап на шестия месец отчитаме резорбция на ГТ – 4%, а на МТ – 28%. Честотата на резорбция на туберкулите се увеличава с близо 5 пъти за ГТ и 2 пъти за МТ при крайното проследяване. Отчетените от нас резултати само за резорбцията на ГТ в рамките на първите 6 месеца влизат в границите от 0 - 7%.

Оценката на **интактността на РМ с рентгенови** изследвания направихме по двата най-често използвани в литературата способа, а именно с измерване на АХР и трансляцията на центъра на главата на хумеруса спрямо центъра на *cavitas glenoidalis*. Достъпната литература и по отношение на тези два критерия не дава отговор в кой етап на възстановяване след раменното протезиране се появяват, а съобщават само крайната честота. При пациентите след еднополюсно раменно протезиране, при които АХР и трансляцията на центъра на ротация остана в норма на шестия месец е 80%, но този процент намалява много до крайното проследяване. Едва 50% от пациентите при крайното проследяване имат АХР, което попада в нормалните граници. Резултатите от нашето проучване в първите шест месеца се доближават до отчетените от Voileau et al.<sup>54</sup> (2002) – 26%, дори са по-добри с 6%. В кохортата на Mansat et al.<sup>503</sup> (2004) процентът на пациентите с намалено АХР е 57%, което се доближава повече до нашите по-дългосрочни резултати. От друга страна, отчетените резултати от Young et al.<sup>503</sup> достигат едва 25%. В системния обзор на Levy et al.<sup>286</sup> обаче се посочва, че високият процент (30%) на проксимална миграция на импланта е отчетен при срок на проследяване от 6,6 години. Обхватът на нашето проучване за хемипротезираните пациенти е 5,6 години, но процентът на проксимална миграция на импланта при крайното проследяване е с 20% по-висок в нашата група пациенти.

От направения рентгенологичен анализ за **транслация на хумералната глава** установихме, че при около 60% от пациентите на 6-ия месец от проследяването наблюдаваме нормално позиционирана хумерална глава, но този процент намалява до около 20% при крайното проследяване. При проследяването на шестия месец установяваме, че най-много от пациентите са с транслация <25%. И около 10% са с транслация между 25-50%, като тези пациенти развиват транслация над 50% при крайното проследяване. Процентът на тежката проксимална миграция в нашето проучване много наподобява отчетените резултати при 10-годишното проследяване на Sperling et al. Нашите резултати за измерена умерена транслация на импланта на 6-я месец се равняват на получените от гореспоменатия колектив.

Направихме рентгенологичен анализ на честотата на развитие на **ерозия** при пациентите с **хемипротези**. В нашата група пациенти общият процент ерозия на гленоида на 6-ия месец е 62,5 % и е с 10% по-нисък от съобщения от Sperling et al.<sup>446</sup>. Резултатите при крайното проследяване са изключително високи. На практика всички пациенти надвишават отчетените стойности при всички съобщени резултати в достъпната ни литература. Изключително ниска е честотата, описана от колектива на Mighell et al.<sup>317</sup> – 8%, като от тях половината са имали нужда от ревизионно протезиране. Не ни е известно друго освен нашето проучване да класифицира ерозията на гленоида след хемипротезиране, да категоризира получените резултати и да ги разглежда в два периода на проследяването.

**RSA** ендопротезираните пациенти се обследваха в по-малко аспекти, тъй като се откриха по-малко рентгенологични усложнения. СН не открихме при нито един от пациентите при тяхното проследяване. Подобно на хемипротезираните пациенти проследихме и пациентите след RSA протезиране за усложнения, свързани с туберкулите: несрастване и резорбция.

В нашата кохорта на RSA пациентите **несрастване** на ГТ и МТ се наблюдава при 8% от всички случаи във всички етапи на проследяването. Като този процент се оказва изключително нисък спрямо голяма част от проучванията. Най-висок процент на несрастнали туберкули съобщава групата на Voileau – 26%.

Много малко от достъпните проучвания дават информация за честота на **резорбция** на туберкулите и отчитат резорбцията на двата туберкула. В изследваната от нас група пациенти, на шестия месец наблюдаваме частична резорбция на МТ при 3,9%. При крайното проследяване се наблюдава увеличаване резорбиралите се МТ – 15,3% и ГТ – 11,3%. Най-голям процент на резорбирани се туберкули отчита групата на Melis et al.<sup>309</sup> – 100% за ГТ, а МТ остава нерезорбиран при 24%.

Оценката за едно от най-честите усложнения при RSA, а именно раменната нестабилност, се отчита освен клинично и рентгенологично. В нашата кохорта установихме РН при 11,4% от пациентите, като при всички тя е ранна и при един – рецидивираща. При хронологичното проследяване на честотата на луксация на RSA протезите прави впечатление една тенденция на спад в честотата на това усложнение. Gallo et al.<sup>173</sup> (2011) документират раменна луксация при 15,25% от обследваната група пациенти. Така през 2011 година Zumsten et al.<sup>509</sup> и Cheung et al.<sup>92</sup> съобщават за много нисък процент на раменни луксации – 4,3% и 2% съответно.

Рентгеновото изследване на пациентите след раменно протезиране намира централно място в диагностиката и установяването на редица усложнения, като са разработени различни системи за оценка на патологични състояния, които се отнасят до мекотъканно засягане – в конкретния случай лезии на РМ. Оценката на целостта на РМ чрез измерването на миграцията на импланта чрез различни методики, които се оказват с висока чувствителност и специфичност, правят широкодостъпното и евтино рентгеново изследване надежден метод за доказване на патологичните промени при протезираните пациенти. От друга страна, голямата вариабилност в техниката на изпълнение на стандартните рентгенови проекции, ограничените движения в областта на горния крайник водят до затруднено изпълнение на методиката и лоша консистентност на резултатите. Това, заедно с невъзможността да изобразява меките тъкани, прави този тип образна диагностика недостатъчен инструмент за доказване на някои от усложненията при раменно протезираните пациенти и налага използването на допълващи методики за диагностика на усложненията.

### *Ехографски резултати*

При **еднополюсните раменни протези** основен двигател на раменната става е РМ и всяка патологична промяна води до влошаване на клиничните

резултати. Широко достъпната конвенционална ехография (B-mode) дава възможност за лесна и достъпна оценка на РМ. Независимо от това много малко са клиничните проучвания в достъпната литература, които разчитат на ехографската оценка на РМ. Обикновено са малки групи, които не съобщават за голяма честота на разкъсване на РМ. Проучването на O'Malley et al.<sup>351</sup> се доближава до нашето проучване по това, че проследява в динамика как се променят в рамките на първите шест месеца лезиите на *m. subscapularis*. За съжаление, то е съсредоточено само върху патологията, свързана с едно от сухожилията на РМ. Интересното в това проучване е, че отбелязва случаите, за които няма ясни ехографски данни за руптура. В първата седмица техният процент е най-висок – 38,7%, а при последното проследяване той е най-малък – 13,8%. На шестия месец от проследяването интактен РМ се установява при 72% от случаите, а на първата седмица със сигурност се установява интактен РМ – при 51,6 %. Това показва, че методиката е най-достоверна на шестия месец. Проучванията, които използват ехография за оценка на РМ на хемипротезирани пациенти, са малко. Тези изследвания, които обследват комбинирани лезии на РМ, са още по-малко. Такова е представено от колектива на Westhoff<sup>492</sup>. Те разглеждат общата честота на лезиите на *m. supraspinatus* и *m. infraspinatus* и възможните комбинирани лезии на сухожилията на двата мускула.

Нашето изследване се отличава от другите проучвания по това, че обследваме ехографски сухожилията на *m. subscapularis*, *m. supraspinatus* и *m. infraspinatus*. Освен че установяваме общата честота на **изолираните** лезии на отделните сухожилия на РМ и на **комбинираните лезии**, отчитаме и частичните такива. Общата честота на пациентите с увреда на РМ в нашето изследване – 78,12% е близо три пъти по-висока от разгледаните по-горе проучвания.

Независимо от малкото проучвания в достъпната литература ние намираме конвенционалната ехография на пациентите с хемипротези за диагностика на лезии на РМ за достъпна и надеждна образна методика за доказване на патологични промени на РМ.

При **RSA** ендопротезираните пациенти централна роля при функционирането на раменната протеза заема *m. deltoideus*. За доказване на патологични структурни и функционални промени в мускула има ограничени инструментални методи, които могат да се използват. Напоследък изключително обещаващ, но не много добре проучен метод, е

ултразвуковата еластография – SWE и strain, която дава възможност за неинвазивна оценка на еластичността на мускула и дори съкратителната му способност като позволява в реално време да се оцени как се променя мускулът в покой и при съкращение. Макар strain еластографията да се налага първоначално пред SWE за оценка на механичните свойства на мускулите, тя бързо отстъпва пред по-точната и несубективна методика. **В достъпната литература няма проучвания, които да изследват механичните свойства на m.deltoideus при RSA- ендопротезирани пациенти със strain еластография, което прави нашето изследване първо, а получените резултати единствени.** Резултатите при механичната оценка на m. deltoideus оценихме, като използвахме цветна скала за оценка на мускулната еластичност и проведохме изследването и при здрави контроли, като установихме най-често измерената еластичност в определените 5 сегмента за изследване на мускула. При пациентите с RSA бе направен сравнителен анализ между оперирано – неоперирано рамо и установихме ясно преразпределение на мускулната еластичност към по-висока ригидност след оперативната интервенция. Тази тенденция е най-добре изразена в сегментите на клавикуларната част на делтовидния мускул – A1 и A2. Освен това открихме зависимост между броя на интервенциите и еластичността на обследвания мускул и доказахме чрез образно изследване, че повече хирургични интервенции водят до по-голяма мускулна ригидност. Смятаме обаче, че истинският принос на нашето проучване на тази методика е определянето на специфичност и чувствителност на методиката. В редица други области на медицината, които използват ултразвуковата еластография, са налични голям брой изследвания, които определят специфичността и чувствителността на тази методика. Ултразвуковата еластография е нов метод в областта на ехографията на ОДА и още повече при определянето на биомеханичните характеристики на m.deltoideus. Освен това успяхме да направим сравнение между установената специфичност и чувствителност на същата група пациенти за SWE и strain еластографията в сегмент P2. SWE се оказва с близо 0,1 по-чувствителен метод, но с по-ниска специфичност спрямо strain еластографията – 0,792 за P2 за SWE и 0,830 за strain.

Пациентите с RSA обследвахме и със SWE, като дизайна на проучването беше аналогичен. Първо установихме нормалните стойности на мускулната еластичност в избрана контролна група пациенти и въз основа на тези стойности успяхме да продължим анализа на получените резултати

при оперираните пациенти. През последните осем години има много малко проучвания, които определят нормалната еластичност на *m. deltoideus*. Те изследват обикновено малки групи хора, а някои – като това на Hatta et al.<sup>207</sup>, са проведени на кадаври. Получените от нас резултати са най-близки до тези, представени от Schmalzl et al.<sup>423</sup> (2022) и Wang et al.<sup>480</sup> (2021). Dukan et al.<sup>128</sup>, за разлика от нас, изследват и сравняват доминантния с недоминантния горен крайник и нормалните стойности, които те съобщават са по-ниски от нашите в акромиалния и спинатния сегмент на делтовидният мускул. Друга разлика с тяхното проучване е, че те не разделят спинатната и клавикуларната част на делтовидния мускул на два допълнителни сегмента за по-добро проследяване на измененията и по-добра консистентност на резултатите.

Сравнителният анализ на оперираното рамо с контралатералното рамо при пациентите от нашата група установява, че във всеки от проучените сегменти на делтовидния мускул се наблюдава повишаване в мускулната ригидност. Тези резултати категорично подкрепят получените резултати от Schmalzl et al.<sup>423</sup> и групата на Fenwick<sup>143</sup>. За разлика от другите две групи изследователи, за нас интерес представляваха и измененията на механичните свойства на *m. deltoideus* при пациенти с повече от една хирургична интервенция, извършена с делтоидо-пекторален достъп.

В нашата група пациенти имаме пет, които отговарят на гореспоменатите изисквания и при тях ясно се отличава по-голяма мускулна ригидност във всеки един от сегментите. Друга отличителна черта на нашето проучване е фактът, че то е единственото, което показва зависимост между клиничните резултати и броя на сегментите с нормална еластичност при RSA пациентите. От всичко казано дотук смятаме, че ултразвуковата еластография може да се използва като надежден метод за оценката на *m. deltoideus* след раменно протезиране и дори да се използва като инструмент за отчитане ефективността на рехабилитационната програма в раните етапи на възстановяване на пациентите.

### *Клинични резултати*

В достъпната литература се демонстрира голямо разнообразие при използването на инструментите за оценка на клиничните резултати на пациентите след раменно ендопротезиране и при проследяване на ортопедичните и травматологични проучвания. За да се постигнат

консистентни и лесно сравними резултати, при оценката на клиничните резултати на проследяваните групи пациенти трябва да използват валидни, лесни за възпроизвеждане и съотносими към патологията скали за оценка. При раменното протезиране най-често използваните скали за оценка са: Constant-Murley скалата, ASES, Simple Shoulder Test, модифицираната скала за оценка на болката на Neer, DASH скалата<sup>214</sup>. Групата на Sabesan сравнява валидността на Constant-Murley скалата и ASES, като установява, че имат еднаква валидност, но Constant-Murley скалата има най-силната корелация с функцията на горния крайник. От друга страна, DASH скалата е на второ място при оценката на клиничните резултати на пациентите след ФПХ<sup>390</sup>.

Независимо от обещаващите резултати, представени Neer<sup>88</sup>, тяхната повторяемост се оказва трудна задача, а хемиротезирането при пациенти с ФПХ, въпреки еволюцията на дизайна на имплантите (нископрофилни хумерални компоненти, намалена дебелина в проксималната част, медиализиран „off-set”, дупки в стеблото за по-анатомична фиксация на туберкулите и поставянето на костен графт)<sup>146</sup> е с непредвидими<sup>56, 77, 317, 395</sup> клинични резултати. Kralinger et al.<sup>259</sup> в своята кохорта от 167 пациенти, оперирани с еднополюсни раменни протези, установяват, че преобладават задоволителните функционални резултати според CSabs, но едва 41,9% от пациентите могат да осъществят флексия над 90°. Другите публикувани кохорти са с далеч по-малко проследени пациенти, но с много разностранни резултати. В публикуваната група на Mighell et al.<sup>317</sup>, която се състои от 72 рамена на 71 пациенти, се отчитат отлични клинични резултати при 49% (n=35), 26% (n=19) – добри, 17% (n=12) – задоволителни и само 8% (n=6) – незадоволителни. Независимо че клиничните резултати са отчетени с други скали (ASES и SST), прави впечатление големият процент отлични и задоволителни резултати.

Обследваната група пациенти в нашето проучване не постига толкова високи отлични резултати, даже напротив – отлични функционални резултати се отчитат според CSabs едва при 6,25% (n=2), а лошите – са 46,86% (n=15). След направения анализ се установи, че повечето фрактури, лекувани с еднополюсни раменни протези, са 4-фрагментни и имат статистически значима корелация с клиничните резултати – CSabs, CSrel и DASH (**p≤0,24**). Този тип фрактури се свързват с предимно лоши резултати след раменното протезиране, а получените резултати съвпадат с тези представени от групата на Voileau et al.<sup>54</sup> – с 42% незадоволителни



резултати. Един от най-големите системни обзори на Kontakis et al. показва, че средната стойност на CS е 56,6 (11-98), което се доближава до нашето проучване<sup>258</sup>. Ние установяваме среден CSabs 48,19. Обзорът на Freeman et al. засяга приложението на хемиартропластиките при ФПХ и коментира разнопосочните крайни резултати, които варират от отлични до разочароващи<sup>166</sup>. Авторите показват ясна връзка между усложненията, свързани с туберкулите, РМ и резултатите, отчетени с CS скалата. Тази тенденция ясно се вижда и в нашето проучване.

RSA ендопротезирането все повече става първи избор при ФПХ, които не подлежат на реконструкция и протезиране след провалена остеосинтеза. Това е предпоставка все повече да нараства броят на проучванията, които съобщават резултатите в различни кохорти и такива, които сравняват резултатите между хемипротезираните и RSA пациенти. Що се отнася до анализа на резултатите на раменното протезиране след ФПХ, повечето проучвания показват значително по-добри резултати. Друга тенденция, която прави впечатление е, че колкото повече се усъвършенстват техниката и дизайнът на имплантите, резултатите стават все по-добри. Проучванията от 2006 до 2010 година показват CS между 44 - 68 при пациенти с фрактури<sup>70, 83, 250, 441</sup>, като най-обещаващи са резултатите на Klein et al.<sup>250</sup> В нашата кохорта пациенти средният CSabs е 69,96, като този резултат най-много се доближава до проучването на групата на Klein et al.<sup>250</sup> При изчисляването на релативния и индивидуалния CS установихме значително подобряване на клиничните резултати. От друга страна, отчетените от нас клинични резултати според CSrel – 88,73, са много близки до клиничните резултати на Rivera et al.<sup>392</sup> от 2023 година – CS е 82. CSind в нашата група пациенти на практика се припокрива с резултатите, получени от Rivera<sup>392</sup>. Прави впечатление, че авторите разглеждат клинични резултати по пол и така анализирани резултатите се наблюдава тенденция пациентите от женски пол да имат по-нисък резултат на CS – 72, спрямо мъжете – 90.

Сравнителният анализ на клиничните резултати между пациентите с хемипротези и RSA в нашата кохорта убедително показва значително по-добри резултати. Според CS и DASH скалите RSA пациентите в нашата група имат предимно добри и отлични резултати срещу задоволителни и добри резултати за хемипротезираните пациенти. Достъпната литература обаче изобщо не е така категорична и в научните публикации има разнопосочни резултати. Въпреки това по-голям е броят на проучванията,

които подкрепят тезата, че RSA дава по-добри клинични резултати и по-малко усложнения при хемипротезираните пациенти. Проспективното проучване на Sebastiá-Forcada et al.<sup>430</sup> установява, че пациентите, лекувани с RSA, след ФПХ имат по-добри резултати, по-малко ниво на болка и по-добра функция спрямо хемипротезираните пациенти. Това твърдение се потвърждава и от системния обзор на Lädermann et al.<sup>268</sup>, които обобщават проучвания с I и II ниво на достоверност. От друга страна, нивото на достоверност на проучванията, които не намират разлика между постигнатите клинични резултати между RSA- и хемипротезираните пациенти са предимно с ниво на достоверност III и IV<sup>145, 504</sup>. Gallinet et al.<sup>171, 172</sup> не намират разлика в клиничните резултати на двете групи пациенти спрямо DASH скалата, което контрастира на нашите резултати – 15,65 срещу 25,93 съответно – RSA с/у хеми. Въпреки всичко тези резултати не контрастират толкова много, колкото отчетените с CS скалата.

#### 5.4.2. Усложнения

Нарастващата популярност на раменното протезиране при първичното лечение на комплексните ФПХ и като спасителна интервенция за провалена остеосинтеза или първично анатомично раменно протезиране води до трупане на опит с различни усложнения на прилаганата методика. И при двата вида протезиране има проучвания, които съобщават за честота на усложнения от 0-70%<sup>7, 54, 93, 233</sup>.

Еднополюсното ендопротезиране, приложено в условията на ФПХ, е причина за несигурен изход от лечението, свързан с непредвидими клинични резултати<sup>161</sup>. Нарушената функция и неудовлетвореността на пациентите най-често се дължи на усложненията, свързани с туберкулите<sup>39, 54</sup>, недостатъчност на РМ<sup>46, 93, 503</sup>, ерозия на гленоида<sup>209, 353</sup>.

RSA системите решават много голяма част от проблемите на конвенционалното раменно протезиране, но биомеханичната им концепция води до нови не по-малко предизвикателни усложнения<sup>162</sup>. Поставя се въпросът за ролята на реконструкцията на туберкулите за намаляването на честотата на раменна нестабилност и постигане на по-добър функционален резултат.

Честотата на различните усложнения варира и при двете хирургични техники. Независимо появата на специфичното за RSA - СН

(предизвикателно по отношение на реконструкцията на гленоида и закрепването на ревизионните компоненти), при обратното раменно протезиране честотата на усложненията намалява с модификацията на имплантите и трупването на повече опит<sup>413</sup>.

Проучванията в достъпната литература, които проследяват усложненията след хемипротезиране при пациенти с фрактури, са изключително ограничени и ретроспективни<sup>59, 280, 353, 384, 419</sup>. В последните години се съобщава за по-добри клинични резултати и намаляващ ръст на усложненията след еднополюсно раменно протезиране, поради по-прецизната селекция на пациентите, при които се прилага методиката и еволюцията на имплантите. При анализа на проучванията, свързани с RSA протезиране, отново се откриват голям брой ретроспективни проучвания, които проследяват възможните усложнения в обследваните кохорти пациенти. Поради все по-широкото приложение на методиката броят на перспективните проучвания расте, но все пак не дават ясен отговор в кой етап на следоперативния период се появява всяко едно от тях<sup>150, 434</sup>.

#### **5.4.2.1. Усложнения, свързани с туберкулите (несрастване, резорбция)**

Едни от най-честите усложнения от еднополюсното раменно протезиране са свързани с туберкулите. Те често са сочени като причина за незадоволителните клинични резултати при пациентите. От друга страна, прилагането на RSA раменното протезиране при пациенти с инсуфициентен ротаторен маншон поставя въпроса за нуждата от реконструкция на туберкулите при този вид протезиране и влиянието им върху клиничните резултати.

##### *Несрастване на туберкулите*

Поради факта, че показанията за първично еднополюсно протезиране все повече се стесняват, в достъпната литература има ограничен брой проучвания, които обследват проблемите с реконструкцията на туберкулите. Несрастването на туберкулите в проучването на Tanner et al.<sup>454</sup> от 1983 г. достига до 25%. Тези резултати са при кратковременно проследяване и всички пациенти имат лоши клинични резултати. Независимо от направените големи промени в дизайна на конвенционалните раменни протези и усъвършенстването на хирургичната техника честотата на това

усложнение достига до 17%<sup>55, 321, 332</sup>. Изключително често се свързва с по-лоши клинични резултати наред с малпозицията, миграцията на ГТ и резорбцията на туберкулите<sup>54</sup>.

В нашата група на хемипротезирани пациенти в рамките на първите 6 месеца несрастването на ГТ и МТ е 10,4% за двата показателя, а при крайното проследяване този процент намалява до 6,25%. Резултатите от нашата кохорта са по-добри спрямо тези, представени в достъпната литература. Във всеки един период от времето на проследяване несрастването на туберкулите силно корелира с клиничните резултати на пациентите, измерени с CS-скалите ( $p \leq 0,016$ ). По отношение на клиничните резултати, отчетени с DASH-скалата, не се открива такава корелация.

В достъпната литература има спор по отношение на връзката между клиничните резултати и несрастването на туберкулите при пациентите с RSA. Научното противопоставяне на две основни групи проучвания според които: 1. срастването на туберкулите няма отношение към последващите клинични резултати<sup>171, 250, 441</sup> и 2. срастването на туберкулите допринася за по-добри клинични резултати<sup>57, 87</sup>, се корени в ограниченията на тези проучвания. Ключово ограничение е, че не се споменава видът на импланта, класифициран спрямо ШДЪ на хумералната компонента или според вида на хумералната компонента и офсета на гленоидалната компонента, предложена от Routman et al.<sup>406</sup>. Биомеханичните различия на имплантите имат ключова роля при възстановяването на *m. subscapularis* и обема на движения. При МГ/МХ дизайна е наложителна реконструкцията на мускула респективно МТ. При ЛГ/МХ и МГ/ЛХ дизайнът не е наложително възстановяването на *m. subscapularis*/ МТ, за да се постигне по-добър мекотъканен баланс<sup>405</sup>.

В нашата група пациенти, протезирани с RSA, в рамките на първите шест месеца се наблюдават двама пациенти (8%), при които не са сраснали ГТ и МТ и до крайното проследяване техният брой остава непроменен. Подобно на останалите проучвания, в нашето установихме статистически значима връзка между несрастването на туберкулите и клиничните резултати, отчетени с CSabs и CSindiv ( $p < 0,001$ ). Mohapatra et al.<sup>321</sup> показват сходна корелация между обследваните от тях две групи пациенти – с успешно възстановени и сраснали туберкули и втората - с несраснали туберкули. Разликата в клиничните резултати, оценена с CS, е  $70.7 \pm 4.1$

срещу  $55.5 \pm 5.7$  при проблемните туберкули ( $p < 0.000$ ). През 2019 година групата на Voileau<sup>57</sup> съобщава за 84%

сравнение на туберкулите. Пациентите с по-добър обем на движения са със сраснали туберкули (фиг. 60).



**Фиг. 60.** А) Отлични клинични резултати при пациентка на 60 годишнаа възраст след RSA раменно протезиране в резултат на ФПХ и сраснали туберкули. Б) Образни изследвания, онагледяващи ФПХ и крайния резултат.

### *Резорбция на туберкулите*

В различни проучвания се съобщава за резорбция на туберкулите, но почти никъде не се акцентира върху причините, които водят до това усложнение. Честотата му е 0 - 7% и се свързва с влошени функционални резултати. Jiang et al.<sup>287</sup> съобщават за 2 пациенти с резорбирани туберкули в тяхната кохорта на хемипротезирани пациенти. Като недостатък на повечето изследвания отчитаме, че не се конкретизира кой от двата туберкула се е резорбирал – МТ или ГТ. В нашето проучване проследихме честотата на

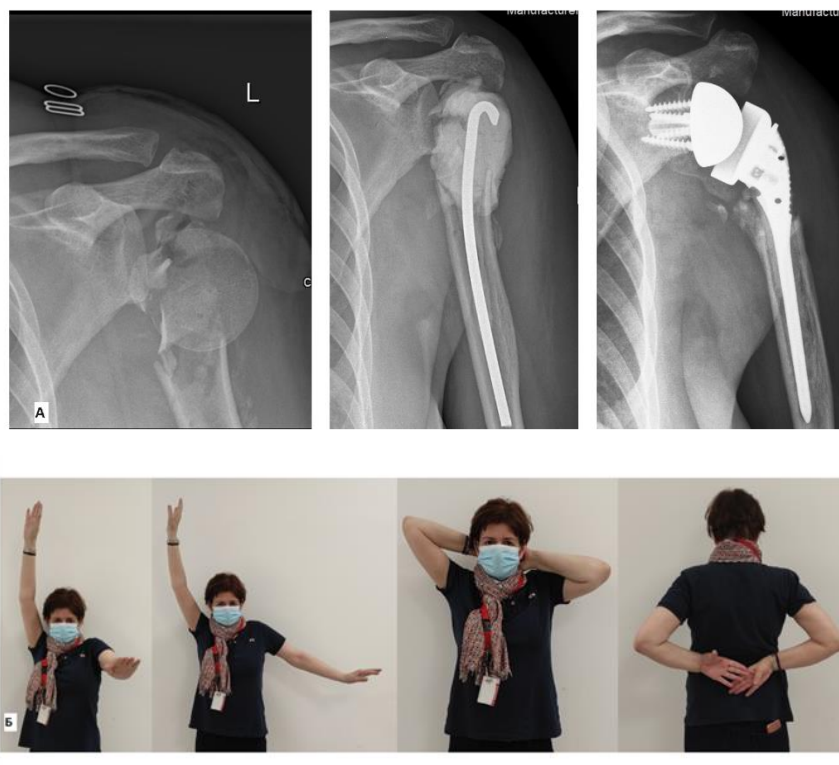
резорбцията на двата туберкула. В рамките първите 6 месеца честотата на частично резорбирания се ГТ е 4% (n=1), а на МТ – 28% (n=7). При крайното проследяване тези показатели се увеличават като ГТ е частично резорбиран при 25% (n=7) от пациентите, а МТ при 46,9% (n=15).

Причините за резорбцията на туберкулите не са изяснени напълно. В литературата се разглеждат причините за резорбцията на ГТ при ОРВФ, като част от тях са свързани с туберкула: костната плътност, броят и големината на фрагментите<sup>319</sup>. Тези специфични за туберкулите фактори биха могли да се отнесат към факторите, от които зависи тяхното срастване. От проведеня анализ на нашата група пациенти по отношение на фрагментацията на туберкулите не се откри статистически значима връзка с резорбцията или тяхното несрастване, поради много малката група пациенти, но пациентите с раздробени туберкули имат по-голяма вероятност да имат проблеми с фиксацията и/или срастването. Jiang<sup>287</sup> посочва две чести причини за „изчезването“ на ГТ в рамките на проследяването: резорбция поради исхемия от прекомерна компресия с фиксационните шевове или задна миграция на ГТ вследствие на провалена фиксационна техника напр. прорязване на туберкула. Исхемията според автора се наблюдава по-често в ранния следоперативен период, докато миграцията в хоризонтален план в по-късния. Причината за костната резорбция би могла да се отнесе и до, т.нар. „stress shielding“, който се дължи на факта, че по-ригидното стебло на импланта спрямо дългата, тръбеста раменна кост, ще предизвика намаляване на стреса в проксималната му част, което ще доведе до резорбция в проксималната му част<sup>337</sup>.

Независимо от неизяснените причини за това усложнение, то се свързва с по-лоши функционални резултати. Това се оказва валидно и за нашата група пациенти като задоволителните и лоши резултати, отчетени с CS-скалите, се свързват предимно с частична резорбция на туберкула под и над 50%. Тази тенденция се запазва и при отчитането на DASH-скалата.

При пациентите с RSA е спорна връзката на резорбцията на туберкулите с клиничните резултати. Melis et al.<sup>309</sup> съобщават за 100% резорбция на ГТ и 76% – на МТ. Merolla et al.<sup>311</sup> сравняват Grammont RSA и RSA „on-lay“ системи като установяват резорбция на ГТ в 28% от случаите и на МТ в 5% при системите на Grammont. В нашето проучване не се наблюдава резорбция на туберкулите след първия месец, тъй като всички пациенти, при

които липсват туберкулите, са вторично протезирани. При последващото проследяване се наблюдава частична резорбция на МТ само при един пациент, на ГТ – липсва. При крайното проследяване резорбцията на ГТ се наблюдава при 3 пациенти – 11,3%, а на МТ при 4 пациенти, като се установява статистически значима зависимост между клиничните резултати и частичната резорбция.



**Фиг. 61.** А) Образни изследвания на пациентка на 50 години след ФПХ, развила инфекция в резултат на К-игли, поставен спейсър и на следващ етап ендопротезирана. Б) Онагледява клиничните резултати на пациентката при липса на МТ и ГТ.

По-лоши клинични резултати наблюдаваме при вторично протезираните пациенти с липсващи туберкули и при пациентите с резорбирал се малък туберкул при крайното проследяване (**фиг. 61**). Тези резултати, от една страна, се обясняват с дизайна на импланта – с медиализиран ЦР на гленосферата и трудното възстановяване на баланса на РМ, което води до прекомерен опън на сухожилията му; от друга – с повишената компресия на фиксационните шевове и ниския потенциал за срастване на

остеопоротичната кост. Причина, свързана с дизайна на импланта, е образуването на торзионни сили и сила на съпротивление, оказващи влияние върху стабилността на ставата и те могат да доведат до резорбция на туберкулите<sup>309</sup>. От друга страна, резорбция на големия туберкул може да се наблюдава при „on-lay“ системите и да не е свързана само със „stress shielding“, а с износване на полиетиленовата вложка<sup>226</sup>.

Подобно на данните, представени в други проучвания, в които се изследват функционалните резултати на пациенти, лекувани с RSA с медиализиран ЦР на гленосферата, и в нашето проучване наблюдаваме статистически зависима връзка между клиничните резултати и резорбцията на туберкулите (ясно изразена при резорбирания ГТ, която се свързва с дисфункция на *m. subscapularis*)<sup>226</sup>.

#### 5.4.2.2. Ерозия на гленоида

Ерозията на гленоида при пациентите с хемиартропластики се сочи като една от основните причини за влошаване на клиничните резултати и повод за пристъпване към ревизионно ендопротезиране в кратко- и средносрочен план<sup>67, 197, 368, 420</sup>. Честотата на това усложнение варира в литературата от 12 - 98%. Най-ниска честота на ерозията на гленоида демонстрират Gadea et al<sup>169</sup>, които обследват 139 хемиартропластики с проследяване поне 8 години. В тяхната група 17 (12,24%) пациенти развиват гленоидална ерозия и достигат до ревизионно протезиране. Всички останали автори съобщават за значителен брой пациенти, при които се развива гленоидална ерозия. Sperling et al.<sup>446</sup> в своето проучване установяват, че 98% от пациентите им развиват ерозия на гленоида. В друго по-голямо проучване, което проследява пациентите за минимум от 15 години, Sperling et al.<sup>445</sup> установяват спад в процента пациенти, които развиват ерозия на гленоида до 72%. Изследваната група пациенти в това проучване е по-малка и авторите не откриват корелация с налична лезия на РМ. Пациентите от нашата група, които развиха ерозията на гленоида през първите шест месеца от проследяването, са 62,5%, като този процент при крайното проследяване достигна 97,9%. Това показва, че честотата на ерозията на гленоида нараства между шестия месец и крайното проследяване. Получените резултати при крайното проследяване на практика се доближават се до тези на Sperling в първото, представено проучване. При корелационния анализ на пациентите



с ерозия на гленоида и клиничните резултати – CSabs, CSind, CSrel и DASH, не се установи статистическа зависимост. При различните видове ерозия, класифицирани по Favard, процентът на пациентите, които имат задоволителни и лоши резултати варира между 50 - 100%. Това, което прави впечатление е, че при пациентите с ЕЗ ерозия всички пациенти според CSabs, CSind имат задоволителни резултати. Причината за липса на корелация вероятно се дължи на това, че наблюдаваната група е малка и при пациентите, които нямат ерозия на гленоида има други усложнения, които водят до ниска удовлетвореност на пациента и лоши функционални резултати. Макар че не се установи корелация с клиничните резултати, такава беше установена между миграцията на импланта и ерозията на гленоида на 6-ия месец и при крайното проследяване. Това вероятно се дължи на факта, че при проксималната миграция на импланта натоварването на гленоида е ексцентрично и в проксималния полюс на гленоида и води до стрес, предизвикан от компресия на проксималния гленоидален ръб, което заляга в концепцията за разхлабване на гленоидалната компонента, а при липсата на такава в образуването на ерозия в проксималния полюс на гленоида<sup>494</sup>.

#### 5.4.2.3. Усложнения, свързани с РМ

Интактният РМ има ключова роля във функционалното възстановяване на пациентите, лекувани с еднополюсни раменни протези<sup>46, 183, 286</sup>. Лезията на РМ може да е в резултат на дегенеративни промени на раменната става и да се открие интраоперативно или да настъпи в следоперативния период, като се прояви с резорбция на ГТ и МТ, или с проксимална миграция на импланта<sup>55</sup>. Някои изследвания<sup>244, 503</sup> сочат, че следоперативните руптури на РМ на пациентите, лекувани с конвенционални раменни протези, са често срещани, а Chin et al.<sup>93</sup> ги определят, дори, като най-честите. Bohsali et al.<sup>46</sup> определят честотата на руптурата на *m. subscapularis* на 1,3%, което е 50% от всички руптури на РМ. В метаанализа на Wirth и Rockwood<sup>497</sup> лезиите на РМ възлизат на 2%, а според Young et al.<sup>504</sup> честотата на руптурата на РМ след ендопротезиране е 16,8%.

Deutsch et al.<sup>123</sup> установяват причината за дисфункцията на РМ. При дефицит на РМ *m. deltoideus* не среща съпротива и това води до проксимална сублуксация на хумералната глава. Това може да прогресира до *impingement*

синдром или артроза, предизвикана от дисфункцията на РМ. След анатомично ендопротезиране по-голямата трансляция на хумералната глава води до повишен контактен стрес на хумералната компонента. Повишеният контактен стрес е причина за деформация и ексцентрично износване на полиетиленовата част. При еднополюсните раменни протези това води до формиране на ерозия на гленоида.

Връзката между проксималната миграция на хумералната глава при нативни хумеруси и лезията на РМ е описана за първи път от Weiner и Masnab<sup>485</sup>. Те установяват, че при 50% от пациентите с мигрирали хумеруси се установява съпътстваща лезия на РМ<sup>485</sup>, като това се потвърждава от някои класически биомеханични изследвания<sup>42, 343, 379</sup>.

Усложненията, свързани с РМ, могат да се докажат по три начина: клинично, рентгенологично и ехографско<sup>516, 519</sup>. Диагностиката на лезиите на РМ може да се осъществи чрез голям набор от клинични тестове, чиято достоверност е предмет на много проучвания. Една част от авторите намират, че малко от тестовете за доказване на лезия на РМ са точни при поставянето на клиничната диагноза, независимо че някои от тях са с много висока специфичност – 88 - 98%<sup>229, 283, 288, 296, 335, 366</sup>. Това води до прецизирането на диагнозата с други образни методи за диагноза на руптурите на РМ, каквито са рентгеновите и ехографските методи. Рентгеновите показатели, които са признак за руптура на РМ, са свързани с проксималната миграция на хумеруса/импланта. Могат да се докажат, като се измери АХР или субективно се определи степента на проксимална луксация на раменната става по метода, предложен от Torchia et al.<sup>464</sup>. От друга страна, ехографското изследване на РМ е лесно достъпен метод, с висока надеждност при установяването на лезии на РМ.

### *Миграция на импланта*

M. supraspinatus и m. infraspinatus заемат ключова роля при абдукцията и елевацията в скапуларния план. РМ също играе ролята на депресор на хумералната глава при абдукция като противодейства на дърпането нагоре от m. deltoideus<sup>123</sup>. Нарушаването на целостта на РМ води до дисбаланс на действащите сили и проксимална миграция на рамото. При пациентите с анатомични протези това води до ексцентрично натоварване на проксималния гленоидален ръб<sup>494</sup>.

Метаанализът на Levy et al.<sup>286</sup> установява, че проксималната миграция най-често се измерва АХР или по метода на Torchia et al.<sup>464</sup>

АХР е метод за установяване на проксимална миграция с висока чувствителност и специфичност при нативните хумеруси. Razmjou et al.<sup>386</sup> намират, че диагностичната стойност на методиката при анализ на рентгенограми е 99% за установяване на налична лезия на РМ и 96 - 98%, когато се предвижда големината на лезията на РМ. От друга страна, според резултатите от системния обзор на McCreesh et al.<sup>306</sup> измерването на АХР е ненадежно при ехографските, КАТ и ЯМР методики. Проучванията в същия обзор намират за ненадеждна измерената стойност на АХР на рентгенова снимка.

При изследването на АХР при раменно протезираните пациенти няма единни критерии за миграция на импланта. В едно от проучванията всяка стойност на АХР под 7 mm се смята за миграция на импланта<sup>310</sup>, в друго – миграция от 5 mm за периода на проследяването е показател за лезия на РМ<sup>244</sup>. Причината за вариабилността и липсата на единни критерии е разнопосочната информация, предоставена в проучванията. Стойността на АХР при безсимптомни, здрави рамена варира между 6 - 12 mm<sup>386, 424, 480</sup>. В нашето проучване сме избрали стойност за АХР от 6 mm, като сме се съобразили с минималната му стойност, обобщена при здравите рамена. Това не дава възможност да сравним нашите резултати с резултатите, предоставени в достъпните изследвания. Независимо че средните стойности на АХР за всеки един период на проследяването на нашите пациенти попадат в диапазона 6 - 2 mm, ние установихме голям процент на проксимална миграция на импланта на 6-ия месец от проследяването – **20%, който достига до 50%** при крайното проследяване. Наблюдава се статистически значима корелация ( $p < 0,001$ ) между резорбцията на ГТ и миграцията на импланта при крайното проследяване, което се дължи на частичната лезия на *m. supraspinatus*.

Методът на Torchia et al.<sup>464</sup> за определяне на миграция на еднополюсните раменни протези е лесен, макар и субективен, който лесно може да се приложи при нестандартизирани образни изследвания. Честотата на проксималната миграция на импланта, определена чрез трансляция на центъра на хумералната глава, също е разнородна според различните проучвания. Sperling et al.<sup>445</sup> съобщават за 28% умерена и тежка проксимална

сублуксация. При пациентите на Torcia et al.<sup>464</sup> проксималната миграция е едва 12%. Young et al.<sup>503</sup> показват значително по-голям процент на пациенти, развили проксимална миграция на импланта – 29%. Според класификацията процентното разпределение е, както следва: 12,9% за умерена, 9,8% за средна и 6,9% за тежка миграция. В нашата кохорта общият процент на пациентите с проксимална миграция на импланта се доближава до тази от изследваната група на Young et al.<sup>503</sup> – 34,8%. При категориалното разпределение обаче се наблюдава разлика. Умерената миграция е два пъти по-честа в нашата кохорта – 26,1%, докато средната е 8,7% и тежка над 50% не се наблюдава. При крайното проследяване едва 25% от пациентите ни не развиват проксимална миграция на импланта, като увеличението е за сметка на умерената до 25% миграция и среднотежката, които са съответно – 29% и 38,7%. Единственото проучване, което представя данни за по-висока честота на проксималната миграция на хумералната глава, е метаанализът на Levy et al.<sup>286</sup>, в който са включени 1338 рамена и честотата на миграцията е  $29.9\% \pm 20,7\%$ . Причината за тази драстична разлика между нашите резултати по отношение на миграцията на хумералната глава при еднополюсно протезираните пациенти е, че в повечето проучвания се включват пациенти, които са протезирани поради дегенеративни изменения на раменната става, а в нашата група пациенти раменното протезиране е спасителна процедура след ФПХ, която не подлежи на реконструкция или разпаднала се ОРВФ. Смятаме, че тези неудовлетворителни резултати са свързани с фрагментацията на туберкулите, позиционирането им, тяхното кръвоснабдяване и резорбция, качеството на костта и „stress shielding“-а. Хирургичната техника при всички пациенти в нашето проучване включва отваряне на ротаторния интервал и тенотомия на дългата глава на *m. biceps brachii*. Те имат роля за центрирането на хумералната глава в *cavitas glenoidalis*.

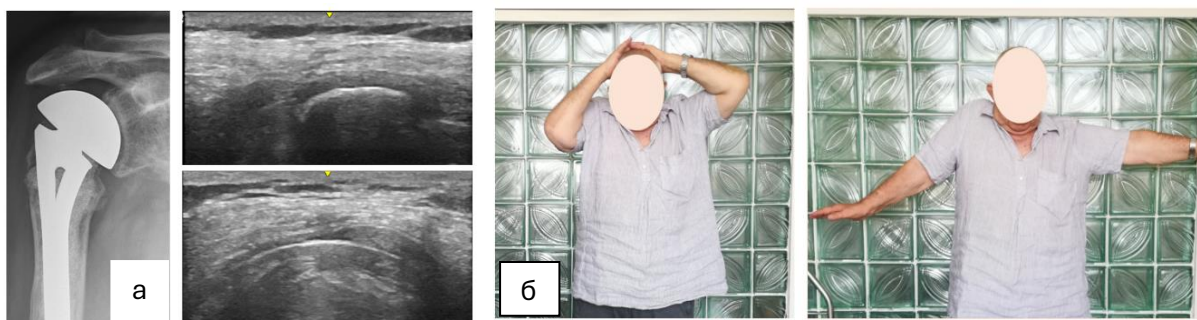
Корелационният анализ на клиничните резултати, отчетени в нашата кохорта с Constant Score, неговите разновидности и DASH еднозначно показва връзка на задоволителните и лошите резултати и миграцията на импланта, измерена по двете методики. При трансляцията над 50% според CSabs – 100%, лошите резултати се дължат на проксималната миграция. При отчитането на същия показател по DASH скалата 50% от пациентите са със задоволителни и 50% с лоши функционални резултати.

### *Ехографска оценка на РМ при хемипротезирани пациенти*

Голяма част от проучванията, които изследват проксималната миграция на импланта, не правят директна връзка с увредата на РМ. Те разчитат на рентгенологичната или клинична находка, за да диагностицират лезия на РМ. Някои от клиничните тестове оказват добра специфичност, но много ниска чувствителност<sup>15, 27</sup>. Мястото на МР, който е златен стандарт при доказването на лезии на РМ, е доста ограничено при пациентите с раменни протези. Освен рентгеновите изследвания неинвазивен, образен метод за доказване на лезии на РМ е ултразвуковата ехография, която се характеризира с висока специфичност и чувствителност. Ехографското изследване дава възможност да се оцени лезията, причинила проксималната миграция на хумеруса<sup>242</sup>.

В достъпната литература съществуват ограничен брой ехографски изследвания, които оценяват целостта на РМ, а по-голямата част от тях се съсредоточават в изследването на целостта на *m. subscapularis*<sup>105, 351</sup>. Лезията му се смята за честа причина за недостатъчност на РМ след хемиартропластика и влошена функция на пациентите<sup>105, 351</sup>. Armstrong et al.<sup>15</sup> установяват ехографски лезия на *m. subscapularis* при 12% от случаите, а в групата на Miller et al.<sup>318</sup> пациентите със симптоматична руптура, изискваща реоперация, са 5,8%. Пациентите от нашата група с изолирана лезия на *m. subscapularis* са 22,22%. Изследването е провеждано при крайното проследяване на всички пациенти. Сходен процент (26,7%) на увреда на *m. subscapularis* с помощта на ехография установяват само O'Malley et al.<sup>351</sup> на третия месец от проследяването си. При тяхното крайно проследяване на пациентите този процент намалява наполовина поради невявяване на всички пациенти от обследваната група. По този показател ние се доближаваме най-много до групата на O'Malley<sup>351</sup>. В нашето проучване сме направили анализ на изолираните лезии на *m. supraspinatus* и *m. infraspinatus*, както и на честотата на комбинираните лезии. Единственото проучване, което прави анализ на руптурите на *m. supraspinatus* и *m. infraspinatus* след раменно протезиране, е на групата на Westhoff et al.<sup>492</sup> Общата честота на лезии на *m. supraspinatus* и *m. infraspinatus* е респективно: 32% и 52%. Те разглеждат комбинираните лезии на *m. supraspinatus* и *m. infraspinatus*, както и тяхната асоциация с теносиновит на бицепса, субделтоиден бурсит. В изследваната от нас кохорта тези патологични изменения на дългата глава на бицепса и субделтоидната bursa, не се взеха

под внимание поради направената тенодеза на всички пациенти и честата ексцизия на субделтоидната бурса. Въпреки всичко, ако се абстрахираме от този факт, комбинирана лезия на *m. supraspinatus* и *m. infraspinatus* в тяхната група се наблюдава при близо 24% от пациентите. В достъпната литература няма друго проучване, което анализира комбинираните тотални и частични лезии, както и комбинираните лезии с *m.infraspinatus*. Най-честата комбинация от лезии е две частични лезии на *m. supraspinatus* и *m. infraspinatus*, частична на *m. supraspinatus* и тотална на *m. infraspinatus* по 23,08%. Третата по честота комбинирана лезия на сухожилията на РМ в нашата кохорта е частичната лезия *m. subscapularis* и тотална на *m. infraspinatus* – 15,38%. По-голямата част от проучванията разчитат на индиректни методи за оценка на качеството на РМ, а нашата цел е да потърсим връзка между миграцията на импланта и ехографски установената лезия на РМ<sup>286</sup>. Boyd et al.<sup>62</sup> установяват прогресивна миграция на импланта при всички свои пациенти, като разликата между миграцията на импланта, съпътствана с и без увреда на РМ е нищожна – 3%. Лезията на *m.supraspinatus* се свързва с АХР под 5 mm<sup>68</sup> (фиг. 62 ). В нашата група пациенти честотата им на шест месеца от проследяването и при крайното проследяване е: 9,3% (n=3) и 31% (n=10) съответно. Процентът на проксимална миграция по метода на АХР в нашата група се доближава много до общия брой на пациентите с ехографски установена увреда на *m. supraspinatus*.



**Фиг. 62.** а) Рентгенова и ехографска находка при миграция на импланта в резултат на резорбция на туберкулите б) клинични резултати при пациента

Корелационният анализ с клиничните резултати установи сигнификантна връзка между тях, отчетена с CSabs, CSdiv, CSrel функционални резултати и диагностицираните лезии на m. infraspinatus. Отчетените с DASH скалата клинични резултати не дадоха статистически значима връзка при анализа им спрямо установените лезии на сухожилията на РМ. Като ограничение на изследването намираме, че не е проведен анализ за връзката на комбинираните лезии на РМ и клиничните резултати, поради много малкия брой пациенти във всяка една подгрупа, което не позволява да се обследват статистическите зависимости в тази група.

*Място на ехографската диагностика на лезия на РМ при  
хемипротезирани пациенти*

Ехографията на раменната става се е доказала с голяма точност, но опитът на, провеждащия изследването трябва да се вземе под внимание<sup>316, 350, 439, 442</sup>. Конвенционалната ултразвукова методика при диагностиката на остри и дегенеративни изменения на РМ намира широко приложение. Има редица проучвания, които показват, че диагностичната стойност на ехографията на РМ има съизмерима точност с тази на МР<sup>120, 166, 355, 440</sup>. Достъпната литература не е единодушна по отношение на специфичността и чувствителността на методиката (табл. 11).

Метаанализът на Smith et al.<sup>442</sup> показва голямата специфичност и чувствителност на методиката.

Ехографската оценка на РМ при пациенти с еднополюсни раменни протези е ключова за установяване на лезии на РМ и респективно прогнозиране на клиничните резултати. Поради наличието на метални импланти МР намира ограничено приложение, освен това не е толкова широкодостъпен и лесен за изпълнение<sup>275</sup>. Това прави ехографията на раменната става средство за избор при диагностиката на такъв тип лезии. Целта на изследването е да се направи бърза, неинвазивна и ефективна оценка на РМ след еднополюсно и двуполусно анатомично протезиране. Провеждането на изследването при пациенти след раменно протезиране е предизвикателно, поради променената анатомия, ограничените движения в раменната става.

Автор	Тип проучване	Брой пациенти	Специфичност	Чувствителност
Sipola et al, 2010 <sup>440</sup>	Проспективно	77	Пълни лезии 53%	Пълни лезии 84%
			Частични лезии 50%	Частични лезии 83%
Smith et al, 2011 <sup>442</sup>	Систематичен обзор и метаанализ	6007 пациента	Пълни лезии 0,96	Пълни лезии 0,93
		6066 рамена	Частични лезии 0,89	Частични лезии 0,84
Youssef et al, 2013 <sup>505</sup>	Проспективно	30	98,2%	98%
Crowing et al, 2017 <sup>112</sup>	Ретроспективно	122	Пълни лезии 93.8%	Пълни лезии 94.8%
			Частични лезии 94%	Частични лезии 65%

**Табл. 11.** Специфичност и чувствителност на ултразвуковата диагностика на лезия на РМ

Това, от една страна, е причината изследването да не е включено в рутинното проследяване на пациентите с еднополюсни раменни протези и да има ограничен брой публикации за ехографска оценка на РМ при хемипротезирани пациенти. Независимо от високата достъпност на методиката намираме редица ограничения. Те могат да се разделят в три основни групи – ограничения, свързани с: анатомията, пациента и техниката (**табл. 12**).



Ограничения, свързани с анатомията	Ограничения, свързани с пациента	Ограничения, свързани с техниката
Тенодеза на главата на бицепса	Обезитас	Анизотропия
Резорбция на туберкулите	По-голяма мускулна маса	Позиция на трансдюсера
Несрастване на туберкулите	Ограничени движения на раменната става	Акустична сянка от септума на m. deltoideus
Реконструкцията на туберкулите =>промяна в анатомията		Реверберации

**Табл. 12.** Ограничения, свързани с B-mode ехография на РМ след хемипротезиране

Променената анатомия на туберкулите след тяхната реконструкция може да предизвика затруднение с ориентацията, а това се засилва поради факта, че често пациентите след раменното протезиране са с тенодеза на бицепса. Това затруднява изследването поради липса на начален ориентир. При добра реконструкция на туберкулите и липса на миграция/резорбция на туберкулите ориентир за началото на изследването е биципиталният сулкус с променена форма. При пациентите с резорбирани туберкули на мястото на резорбирания туберкул не се изобразява имплантът, а металните реверберации. Те представляват повтарящи се ехо линии, които се виждат на интервали, равни на дебелината на обекта и избледняват с отдалечаването си от него. Други затруднения при прецизното провеждане на ехографското изследване са ограничените движения в раменната става, което прави оценката на m. supraspinatus и m. infraspinatus предизвикателна. При пациентите с обезитас и/или голяма мускулна маса оценката на целостта на РМ е трудна поради по-голямата дълбочина на проникване на УЗВ. Това прави метода по-малко точен в тези случаи. Анизотропията е една от причините за фалшиво-положителни диагнози за лезия на РМ. Девиация от 2° - 7° от правилната позиция може да доведе до отражение на УЗВ. Това от своя страна води до изоехогенно изобразяване на сухожилията като при мускулната тъкан или до хипоехогенно при по-големи градуси. Анизотропия се наблюдава на извити костни структури подобно на туберкулите. Когато в резултат на реконструкцията се формират по-остри участъци по-вероятно е причината за видимата частична лезия да е анизотропия. От изключително важно значение е правилното техническо изпълнение на изследването и опита на ехографиста. Правилното

позициониране на трансдюсера според утвърдения протокол за изследване на РМ води до минимални грешки. Делтовидните септи водят до образуване на акустична сянка. Тя се дължи на отразяване на УЗВ на разстояние от трансдюсера. В резултат на това се изобразява анехогенен участък, който може да се интерпретира като лезия на РМ.

Въпреки гореспоменатите ограничения на метода се откри статистически значима връзка между миграцията на импланта при пациентите, оперирани с обратното раменно протезиране и диагностиката на лезии на РМ при тези пациенти. Миграцията на импланта по двата способа на измерване в настоящия труд се установи, че е с висока чувствителност и специфичност, а корелацията между миграцията на импланта и ехографската диагноза на лезии на РМ при тези пациенти прави методиката допълваща в диагнозата на лезии на РМ при протезирани пациенти.

#### 5.4.2.4. Раменна нестабилност (РН) при RSA

Едно от най-честите усложнения след RSA РН<sup>50, 70, 83, 113, 190, 333, 441</sup> и се смята за водеща причина за реоперации (38%) с лоши резултати<sup>47, 92, 188</sup>. Честотата на РН варира между 2 - 32%<sup>465</sup> (**табл. 13.**).

Автор	Честота на РН
Gallo et al. <sup>173</sup> (2001)	15.25%
Werner et al. <sup>490</sup> (2005)	8.6%
Cheung et al. <sup>91</sup> (2011)	2%
Zumstein et al. <sup>509</sup> (2011)	4.3%
Chalmers et al. <sup>85</sup> (2014)	2,9%
Cheung et al. <sup>92</sup> (2018)	9.2%
Хаджиниколова (2023)	11,54%

**Табл. 13.** Честота на РН при RSA

Голямата разлика на честотата на РН между различните проучвания говори за трудна повторяемост на резултатите. Това налага редица автори да обследват причините за РН след RSA и да търсят методи за решение на проблема<sup>188</sup>. Рисковите фактори за развиване на раменна нестабилност при RSA протезираните пациенти са: недостатъчност на *m. subscapularis* и *m. deltoideus*, предходна интервенция, протезиране по повод на фрактура, BMI>30, хирургичния достъп, наличие на инфекция, големина на гленосферата, ЦР на импланта, неправилно позициониране на компонентите.

РН се разделя на ранна – до 3-ия месец, и късна – след 3-ия месец<sup>47</sup>. При ранните дислокации, които не са свързани с наличен костен дефект или нарушена ротация на импланта, първоначалната стратегия на лечение е неоперативната. Въпреки това тя се свързва с 30 - 50% ефективност. При късните дислокации поведението е оперативно и по-често се свързва с техническа грешка на раменното протезиране, напр. скъсяване на хумеруса, прекомерна медиализация на гленоида, малпозиция на импланта в хоризонтален и вертикален план<sup>47</sup>. Малпозицията на импланта в хоризонтален план се свързва с прекомерна медиализация на импланта, а във вертикален план – недостатъчен опън на *m. deltoideus*<sup>47</sup>.

Определянето на опъна на *m. deltoideus* е изключително субективен фактор, но въпреки всичко групата на Voileau et al.<sup>50</sup> смята, че оптималният опън може грубо да се контролира от опъна на „общото сухожилие“ (късата глава на бицепса и коракобрахиалис, залавящи се за *processus coracoideus*) след наместване на импланта.

В нашата група пациенти честотата на раменната нестабилност възлиза на 11,4% (n=3), като при всички беше ранна и рекурентна. В литературата като причина за ранните дислокации се сочи прекомерното скъсване на хумеруса и/или медиализацията на гленоидалната компонента<sup>56, 267</sup>. В кохортата ни 2 от пациентите, при които се проявява това усложнение, са с липсващи туберкули и RSA протезирането е вторично.

Rena et al.<sup>371</sup> установяват, че пациентите с по-висок BMI имат по-голям риск от дислокация. От друга страна, в групата на Chalmers et al.<sup>85</sup> пациентите, които развиват РН в 82% от случаите са с BMI  $\geq$  30. Всички пациенти от нашата група, които са развили РН са нормостенични – BMI 21,53 (18.7-24.7). Причината за това се намира в анализа на Kusin et al.<sup>263</sup>.

Въпреки че се наблюдава различна честота на дислокациите в различните групи пациенти, категоризирани по BMI, не се установява линейна връзка между BMI и риска от дислокация на RSA. Вероятно BMI е фактор, който повлиява РН в съвкупност с други фактори.

Като рисков фактор за РН се изследва ролята на големината на гленосферата. Определянето ѝ като фактор за дислокация на RSA остава неизяснено. Lngohr et al.<sup>273</sup> провеждат биомеханично изследване на кадаври, като тестват гленосфери с големина 38 и 42 mm и неутрален и латерализиран офсет на гленоида. Те установяват, че при употребата на по-големи гленосфери се увеличават сигнификантно силите, необходими за дислоциране на ставата, от една страна, и по-голямата гленосфера създава по-голямо напрежение на задната капсула на ставата и ограничава вътрешната ротация. Съществуват и други проучвания, които не показват корелация между РН и големината на гленосферата. Такава не се установи и в нашето проучване<sup>92, 188</sup>.

Вторичното раменно протезиране след неуспешно лечение на ФПХ с ОРВФ или провалено конвенционално раменно ендопротезиране се смята, че повишава риска от РН при RSA (**табл. 14**).

Автор	% на нестабилност след вторично протезиране
Chalmers et al. <sup>85</sup> (2014)	64%
Padegimas et al. <sup>361</sup> (2016)	66.7%
Cheung et al. <sup>92</sup> (2018)	82%
Guarella et al. <sup>188</sup> (2019)	24%

**Табл. 14.** РН след вторично RSA протезиране

В нашата група пациенти – поради малкия брой пациенти с РН, не се установи статистическа зависимост между вторично протезираните пациенти и РН. Въпреки всичко съотношението между нестабилните вторично протезирани пациенти и първично протезираните нестабилни пациенти е 2:1. Един от пациентите, при който е направено вторично RSA

протезиране след хемипротеза не разви РН. Броят на интервенциите на даден пациент има значима корелация с раменната луксация след RSA ( $p=0.01$ ), т.е. колкото повече са, толкова по-голям е рискът от луксация. Въз основа на този анализ, подобно на данните в достъпната литература в нашата група превес имат пациентите с РН, за които RSA е спасителна интервенция.

Освен с предходните интервенции Gallo et al.<sup>173</sup> установяват връзка между РН и развиващата се инфекция. В неговата група пациенти 44% от раменните дислокации са със съпътстваща инфекция. Това явление не е необяснимо, тъй като е всеизвестен факт, че всяка следваща интервенция покачва риска от инфекция, както и санираната инфекция, предхождаща протезирането. Gallo et al.<sup>173</sup> не установяват връзка между предходните интервенции и наличната инфекция при пациентите им с дислокация, тъй като от пациентите с РН само 1 с инфекция има предходна хирургична интервенция на засегнатото рамо. В нашата група пациенти се оказва, че както предходните интервенции и санирана инфекция, така и първична инфекция, са рискови фактори за РН.

Един от най-актуалните въпроси, свързани с РН, е дали възстановяването на *m. subscapularis* оказва влияние върху риска за дислокация на RSA. Отговорът на този въпрос остава спорен. Някои от проучванията показват значително покачване на случаите на РН, когато *m. subscapularis* не е възстановен<sup>85, 132, 279, 465</sup>. Немалко изследвания показват, че не се наблюдава значима разлика между степента на дислокация и възстановяването на *m. subscapularis*<sup>99, 164, 473, 479</sup>.

Причината за двете крайни заключения – дали е необходимо възстановяването на *m. subscapularis*, се дължи на дизайна на импланта. В метаанализа на Matthewson et al.<sup>305</sup> проучванията, които изследват ролята на *m. subscapularis*, се разделят според ЦР на импланта. Той установява, че при пациентите, на които е приложена раменна протеза с медиализиран ЦР, степента на РН е зависима от възстановяването на сухожилието на мускула. От друга страна, изследванията, при които се прилагат импланти с латерализиран ЦР, дислокациите не са зависими от възстановяването на *m. subscapularis*. От друга страна, метаанализът показва, че не се наблюдава сигнификантна разлика между степента на дислокации между имплантите с медиализиран и латерализиран ЦР, когато *m. subscapularis* може да се възстанови. Matthewson<sup>305</sup> препоръчва във всички останали случаи да се

използва имплант с латерализиран ЦР. Friedman et al.<sup>164</sup> също смятат, че решението за възстановяването на *m. subscapularis* е имплант-специфично. Те не откриват статистически значима разлика във функционалните резултати, но трябва да се има предвид, че в тяхното проучване са използвани импланти само с латерализиран ЦР. Биомеханични изследвания доказват<sup>290 256</sup>, че възстановяването на РМ в случаи, в които се използват импланти с латерализиран ЦР на гленосферата, водят до увеличаване на натоварването на *m. deltoideus* и ставата<sup>179, 203</sup>. Тази сила преминава през RSA. Смята се, че това води до състояние, което е биомеханично неблагоприятно и ограничава елевацията на горния крайник. Werner et al.<sup>488</sup> подкрепят тези биомеханични доказателства, като доказват, че ASES резултатите са по-лоши при пациентите с възстановен *m. subscapularis* и имплант с латерализиран ЦР.

За RSA протезирането на пациентите, участващи в настоящото проучване са използвани импланти с медиализиран ЦР на гленосферата и нашите резултати потвърдиха резултатите, получени от други автори, че резорбиралият се/липсващ МТ (т.е. това означава, че *m. subscapularis* е невъзстановим), значимо корелира с РН. Това се обяснява с биомеханичните характеристики на дизайна на използваните импланти.

#### **5.4.2.5. Скапуларен ночинг**

Честотата на СН има голям диапазон от 4,6% - 96% (табл.15), като все по-често се подчертава зависимостта от дизайна на импланта<sup>162</sup>. Независимо че с подобряването на хирургичната техника, по-доброто разбиране на биомеханиката и промените в дизайна на RSA се наблюдава тенденция на намаляване на честотата на СН, той остава проблем с предизвикателно хирургично решение и влошени функционални резултати на пациентите.

В обследваната от нас група в рамките на средното проследяване от 19,62 м. (6 - 48м.) нито един пациент не разви това усложнение.

Автор	Честота на СН
Valenti et al. <sup>471</sup> (2001)	86%
Sirveaux et al. <sup>441</sup> (2004)	64%
Werner et al. <sup>490</sup> (2005)	96%
Seebauer et al. <sup>431</sup> (2006)	94%
Simovitch et al. <sup>438</sup> (2007)	44%
Levigne et al. <sup>285</sup> (2008)	68%
Wierks et al. <sup>493</sup> (2009)	55%
Edwards et al. <sup>133</sup> (2012)	75% -Inferior tilt
Freeley et al. <sup>142</sup> (2014)	74.1%
Erickson et al. <sup>137</sup> (2015)	2.83% – 135° ШДЪ
	16.8% –155° ШДЪ
Alentorn-Geli et al. <sup>8</sup> (2015)	4.6 - 50%
Mollon et al. <sup>324</sup> (2017)	10.1%

**Табл. 15.** Честота на РН след RSA

Достъпната литература<sup>121, 162, 194, 274, 322, 346</sup> все по-често разглежда СН според вида на използвания имплант и може да се раздели на: механичен – при импланти с ШДЪ 155°<sup>1</sup> и биомеханичен – при импланти с ШДЪ под 155°<sup>2</sup>.

<sup>1</sup>Техниката на имплантиране на гленоидалния и хумералния компоненти води до значително намаляване на честотата на СН. Така увеличеният долен гленоидален наклон води до образуването на по-голяма арка на движение без импинджмънт и по-добро разпределение на силите на границата кост-имплант<sup>162,193,321</sup>. Nyffer et al. показват, че гленоидален наклон от 15° значително подобрява постигнатия обем движения и увеличава аддукцията, без да се получава конфликт кост – имплант<sup>345</sup>. Независимо, че се търси биомеханично решение на проблема със СН и промените в ШДЪ на хумералната компонента, водят до вертикализиране на хумералната „чашка“. Това намалява механичния контакт между хумералната компонента и гленоидалния ръб.

<sup>2</sup>Независимо че се търси биомеханично решение на проблема със СН и промените в ШДЪ на хумералната компонента, водят до вертикализиране на хумералната „чашка“. Това намалява механичния контакт между хумералната компонента и гленоидалния ръб<sup>119,162,247</sup>. Избягването на механичния контакт, обаче, не решава новия биомеханичен проблем, т.к. намаляването на ШДЪ води до повишаване на контактният стрес, който се

При всички пациенти с RSA протези в нашата група са използвани импланти с медиализиран ЦГ на гленосферата и ШДЪ 155°, което е предпоставка за развитие на СН в немалък процент, съдейки от публикуваните резултати в литературата<sup>3</sup>.

### **5.5. Ултразвукова еластография за оценка на механичните свойства на m. deltoideus**

Grammont с дизайна на своята RSA превръща m. deltoideus в основен абдуктор на раменната става. Въвеждането на тази биомеханична концепция превръща m. deltoideus в основния двигател на оперираната глено-хумерална става. До голяма степен възстановяването на функционалната активност на раменната става се дължи на неговата функция. Това поставя въпроса за оценяване състоянието на m. deltoideus преди и след оперативната намеса и как да се проследят и установят патологичните промени във възможно най-кратък срок.

Едни от основните патологични изменения на m. deltoideus, водещи до промяна в неговата структура, са: цикатрициалната тъкан, мастната инфилтрация и прекомерния опън<sup>270, 267</sup>. Тези състояния компрометират функцията на мускула: така например прекомерната дистализация на RSA, води до прекомерен опън на мускула, дехисценция на мускулните влакна и последващото им заместване със съединителна тъкан<sup>270, 267</sup>. Освен патологичните изменения, които биха могли да настъпят в структурата на мускула, определянето на неговия опън има изключително важно значение за стабилността на ставата.

---

места върху полиетиленовия „onlay“. Това е причина за потенциране на полиетиленовото износване, образуване на полиетиленов дебрис, което от своя страна стимулира остеолизата на гленоидалния ръб и потенцира СН. Оказва се, че избягването на СН е резултат от съвкупността на характеристиките на импланта и хирургичната техника за имплантирането му. Въз основа на изводите от биомеханичния експеримент на Nyffeler et al. се установява, че поставянето на гленосферата под гленоидалния ръб намалява механичния конфликт кост – имплант, а комбинацията от такава инфериоризация на гленосферата с 15° долен гленоидален наклон е най-благоприятна при избягването на СН<sup>345</sup>.

<sup>3</sup>Това беше предпоставка да потърсим кои са предиктивни фактори за развитие на това усложнение и да анализираме нашата група пациенти спрямо тях. Въз основа на проучванията, направени от Simovitch et al.<sup>437</sup> и Duethman et al.<sup>125</sup>, направени при пациенти, които са развили и не са развили СН, предиктивните фактори могат да се разделят на три групи: свързани с инклинацията (PSNA и  $\Delta$ SNA-PSNA), инфериоризация (PGRD и SBOD) и обединяващи (NI) фактори.



Засега не е известен несубективен метод за определянето на този параметър. Във всички случаи измененията, които възникват в *m. deltoideus*, са свързани с промяна в неговите механични свойства и еластичността му. Когато негова част се замести със съединителна тъкан вследствие на многократните хирургични интервенции, той става по-малко еластичен и по-ригиден, от друга страна, мастната инфилтрация увеличава еластичността и го прави по-малко ригиден. Прекомерният опън на делтовидния мускул вследствие на прекомерна дистализация на раменната протеза е по-ригиден и по-ниско еластичен.

Информация за механичните характеристики на *m. deltoideus* може да ни даде УЗЕ. Тя е нова и не много добре проучена техника, която се влияе от много фактори като: мускулен тонус, ориентация на мускулните влакна, анизотропията на мускулните влакна и пасивния опън на мускулите, дебелината на подкожната мастна тъкан. Тези фактори могат да повлияят на резултатите и да компрометират оценката на, провеждащия изследването. Независимо от това методиката набира популярност поради успешното ѝ приложение за оценка на промени в мускулите при нервномускулни заболявания, т.к. показва добра възпроизводимост и корелация с нивата на СРК<sup>125</sup>.

Поради факта, че еластографията е нова и не добре проучена методика, можеща да даде количествена и качествена оценка на *m. deltoideus* за пълнота на проучването сме застъпили и двете възможни изследвания.

#### *Количествена оценка на m. deltoideus със SWE*

Независимо от ограниченията на метода, свързани с фактори, независещи от изследващия и такива, които зависят от него – като дебелината на слоя на гела, методът набира популярност заради бързината, достъпността и добрата чувствителност на методиката. За оценка на *m. deltoideus* при пациентите след раменно протезиране може да намери приложение за диагностиката на дегенеративните промени и оценка на мекотъканния баланс<sup>266</sup>, които оказват влияние върху функционалните резултати на пациентите.

## Определяне на нормални стойности за SWE

Методиката е представена през 1998 г. от Sarvazyan et al.<sup>421</sup> за оценка на мекотъкannата еластичност, а по-късно Kim et al.<sup>249</sup> демонстрират, че SWE е отличен метод за оценка на мускулната ригидност на раменния пояс с много висока достоверност на измерванията при различни изследващи и между отделните измервания на един изследващ. Независимо от това всяка една система разработва свой алгоритъм за изчисляване на скоростта и/или налягането, което оказват напречните вълни – shear wave, като се използва модулът за еластичност на Young. Това ограничава възможността за изработване на референтни стойности, които да дефинират нормалната еластичност на *m. deltoideus*.

**В достъпната литература много малко проучвания съобщават обобщени резултати за нормални стойности, отразяващи еластичността на *m. deltoideus*.** Това наложи да намерим стойности за SWE от здрави контроли, които да представят границите на еластичността на *m. deltoideus*. Контролната ни група се състоеше от контралатералното здраво рамо на ендопротезираните пациенти и още напълно здрави пациенти в същите възрастови групи като протезираните пациенти. Обобщените ни резултати заедно с достъпните в литературата са представени в **табл.16**.

Друг проблем освен липсата на единен математически модел за изчисляване на SWE от различните системи ултразвукови апарати е липсата на стандартизиран подход за сегментиране на *m. deltoideus*. Анатомично той се разделя на 3 сегмента, като най-обширни са предният и задният – *pars clavicularis* и *pars spinata*. За по-прецизна оценка на тези два сегмента възприемаме предложения от Natta et al.<sup>207</sup> модел за сегментиране на *m. deltoideus*, а именно разделянето му на 5 равни сегмента. Това означава, че *pars clavicularis* и *pars spinata* се разделят на два равни сегмента. Представянето на резултатите в m/s или kPa, допълнително води до объркване и затруднява сравняването на получените резултати. Затова сме представили резултатите и в двете мерни единици. Резултатите в kPa са изчислени според модула за еластичност на Young и са приблизителни.

Проучванията в достъпната литература се делят на две основни групи – изследвания, правени върху кадаври и върху пациенти. В двата случая

изследваните групи са малки, а сравнението на биомеханичните свойства на делтовидния мускул при двете групи е немислимо поради разликата в еластичността на мускула.

Някои от проучванията съобщават за значителна корелация между BMI, възрастта на пациента, дали спортува и резултатите при измерванията, получени със SWE. Независимо от влиянието от тези фактори, SWE се определя като отлична методика за оценка на мускулната ригидност.

**В литературата не открихме данни за установяване на специфичност и чувствителност на методиката при изследване на m. deltoideus. Това мотивира обследването на тези показатели в групата на RSA протезираните пациенти.**

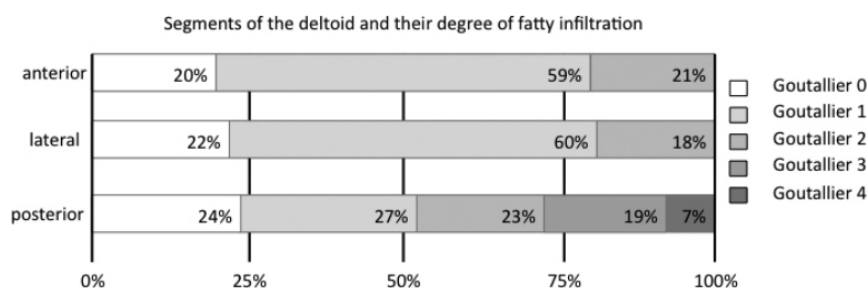
	A1	A2	M	P1	P2
Хаджиниколова	2,46-3,33 m/s 18,13-33,47 kPa	2,58-3,63 m/s 20,05-39,68 kPa	3,05-3,80 m/s 27,97-43,45 kPa	2,86-3,88 m/s 24,53-45,34 kPa	2,63-3,31 m/s 20,30-32,22 kPa
Schmalzl <sup>423</sup> (2022)	22 kPa		34 kPa	32 kPa	
Dukan <sup>128</sup> (2021)	2,4±0,11 m/s DS 2,3±0,14 m/s NDS		2,3±0,11 m/s DS 2,3±0,13 m/s NDS	2,2±0,12 m/s DS 2,1±0,11 m/s NDS	
Wang <sup>480</sup> (2021)	-		2,4-3,1 m/s M 2,2-2,9 m/s F	-	
Hatta <sup>207</sup> (2016)	55,9±8,9 kPa	72,4±9,1 kPa	63,0±13,1 kPa	50,2±9,9 kPa	39,1±11,9 kPa

**Табл. 16.** Норма за еластичност на m. deltoideus според достъпната литература

В нашата кохорта пациенти това беше възможно само в P2 сегмента, където се наблюдаваше най-голяма разлика между измерванията в групата на пациентите и контролната група. Полученият резултат потвърди резултатите, получени в изследването на Kim et al.<sup>249</sup>. Нашето проучване

установи доста добра специфичност на изследването – 0,72 и по-ниска чувствителност от 0,59.

При RSA-протезираните пациенти се наблюдават много разнородни резултати. Най-често измерена нормална ригидност на *m. deltoideus* се наблюдава в сегментите А2 и М – 60%, а най-ниска – 25%, е измерена в сегмент А1. Този голям процент на абнормни резултати в А1, свързваме, от една страна, с оперативната техника и плана на дисекция при делтоидо-пекторалния достъп. От друга страна, при 40% от пациентите А1 сегментът е с по-висока еластичност – измерената скорост на провеждане на мускула е под определената норма.



**Фиг. 63.** Мастна инфилтрация на *m. deltoideus* по сегменти според класификацията на Goutallier

Причината за това явление може да се потърси в недостатъчен опън или мастна инфилтрация на *m. deltoideus*. Маслната инфилтрация на мускула или частичните му лезии водят до по-висока мускулна еластичност. Panzica et al.<sup>364</sup> установяват, че около 80% от пациентите в тяхната група на възраст  $68 \pm 16$  години и оперирани по повод ФПХ, имат мастна инфилтрация на *m. deltoideus*. Тя засяга клавикуларната, акромиалната и спинатната част на мускула. В нашата кохорна най-много пациенти с по-голяма еластичност на мускула се установяват при изследването на А1 и М сегментът.

*Сравнение на опериран – неопериран крайник SWE, връзка между брой интервенции и клинични резултати.*

В нашето проучване проведохме ултразвуково изследване на *m. deltoideus* при RSA-протезираните пациенти, за да се оцени дали с имплантирането на RSA механичните му свойства се запазват или променят.

Направи се сравнителен анализ между оперираното и неоперираното рамо и в двете групи пациенти. При RSA-протезираните пациенти се наблюдава по-голяма ригидност на *m. deltoideus* във всеки един сегмент. Най-значима е корелацията в сегментите на *pars clavicularis* (A2) *pars spinata* (P1 и P2), **p=0.00**. Това може да се обясни с резултатите от няколко проучвания, обследващи механичните промени на *m. deltoideus*. В изследването на Hatta et al.<sup>207</sup> се симулира опънът на делтовидния мускул при 8 кадаври, като се прави остеотомия и се поставя външен фиксатор. Авторът наблюдава повишена мускулна ригидност във всички сегменти, особено в A1 и M. Резултатите от изследването с кадаври се потвърждават в клиничното проучване на Dukan et al.<sup>128</sup> Авторският колектив установява сигнификантната разлика между оперирания – неоперирания крайник в обследваната група на клавикуларната и спинатната част на *m. deltoideus*. Клавикуларната и акромиалната част на *m. deltoideus* са от изключително важно значение за началната абдукция (там се увеличават значително моментните рамена на мускула при абдукция)<sup>428</sup>. Walker et al.<sup>478</sup> потвърждават тези промени във функцията на *m. deltoideus* след RSA, като създават 3D модел и установяват, че спинатната част на мускула има важна роля при крайната абдукция на *m. deltoideus*. По-голямата ригидност на *m. deltoideus* в тези области се свързва, от една страна, с функционалната промяна на действието на мускула и с промяната в ориентацията на мускулните влакна след RSA, от друга.

При протезираните пациенти, на които се изследваха механичните свойства на *m. deltoideus* 15,5% (n=4) имат повече от една интервенция. Направихме сравнителен анализ между механичните свойства на мускула при пациентите, които са първично протезирани и не са имали последваща оперативна интервенция с тези, претърпели повече от една хирургична интервенция. От анализа се установи корелация между еластичността на *m. Deltoideus* във всеки един сегмент и направените интервенции (**p≤0,25**). Това отдаваме на образуващите се адхезии след всяка една интервенция особено в сегментите A1 и A2, които претърпяват най-много промени поради срастванията, които се образуват след всяка една интервенция. От друга страна, при двама от пациентите е извършена ревизия по-повод на нестабилност на раменната става, която е наложила оперативна репозиция и поставяне на по-дълбока полиетиленова вложка, което увеличава опъна на *m. deltoideus* във всички сегменти.

Корелационният анализ на получените резултати за ригидността на *m.deltoideus* в нашата кохорта показва корелация с функционалните резултати на всеки един сегмент. В достъпната литература само Mallett et al.<sup>298</sup> коментират връзката между клинични резултати след RSA и ригидността на *m. deltoideus*. Тяхната група намира сигнификантна корелация между ригидността на *m. deltoideus*, вътрешната ротация и елевацията. Ние направихме анализ на оценката на ригидността на *m. deltoideus* и връзката между функционалните резултати и установихме, че с намаляването на сегментите с нормална еластичност се увеличават тези с по-голяма ригидност и това корелира с по-лоши функционални резултати (табл.17).

CSabs	Сегмент в норма	Опер vs НЕопер	Сегменти над нормата	Сегменти под нормата
Отлични	≥3	↑	1/2	1/2
Добри	2	↑	2/3	1
Задоволителни и	1	↑	2/3	0/1
Лоши	Пациент 1- 2 в норма	↑	Пациент 1- 3	Пациент 1- 0
	Пациент 2- 0 в норма		Пациент 2- 3	Пациент 2- 2

**Табл. 17.** Връзка между клиничните резултати и броя сегменти в норма, под- и наднорма

#### *Качествена оценка на m. deltoideus със strain еластография*

Strain еластографията е качествен метод за оценка на мускулната ригидност, при който се използва 5-степенна цветна скала за оценка на еластичните качества на мускула. Хронологично е първият еластографски метод, който се прилага клинично, но не успява да се наложи в дългосрочен план. Причината се крие в стръмната обучителна крива за провеждане на

изследването, а интерпретирането на резултатите е субективно. Стръмната учебна крива се дължи на факта, че трябва да се упражнява равномерен натиск по време на цялото изследване и независимо от дигиталните скали за мониториране на различните системи, постигането му е трудно. Strain еластографията е надежден метод за оценка на различни патологични състояния на ОДС – тендинит на ахилесовото сухожилие, мускулна ригидност. Този тип еластография в съвременните ултразвукови системи е широко застъпена и я прави по-достъпна от SWE. Затова направихме сравнителен анализ по показателите, който беше възможен между двете методики.

*Мускулна еластичност според категориите на цветната скала по сегменти за m. deltoideus, специфичност и чувствителност на метода*

При strain еластографията оценката на нормалната еластичност на мускула се прави въз основа на цветна скала като характеристиките на 1 степен отговарят на мускули с най-висока еластичност, а 5 на мускули с най-ниска. Нито едно изследване в достъпната литература не дефинира норма за еластичност, отчетена със strain еластография. Обикновено се прави сравнителен анализ със здравия крайник. В нашето проучване направихме анализ кои са най-често срещаните степени на еластичност на делтовидния мускул в контролната група и успяхме за няколко от сегментите да изчислим cut-off. В сегментите A2, P1 и P2 беше възможно да се изчислят cut-off стойностите на нормалната еластичност на мускула, които варират между 1-ва и 2-ра степен. Сравнителният анализ на еластичността, отчетена със strain еластография и SWE, има ясна корелация между еластичността на съответните сегменти на m. deltoideus (**p=0,00**). Сравняването на процентното съотношение между пациентите, които попадат в групата с нормална еластичност на мускула при оценката с двете методики (strain еластография и SWE) са почти еднакви и достигат приблизително 60 % в сегментите A2 и M. Еластичността на m. deltoideus във всички останали сегменти се различава значително спрямо отчетените резултати с SWE. Най-значителна е разликата в сегмента A1, където пациентите с нормална еластичност на мускула са 25%, а при strain еластографията този процент възлиза на 50,2%. Друга значима разлика се наблюдава в P1 и P2 сегмента, където при strain еластографията процентът на пациентите с по-ригиден/по-

ниско еластичен мускул е 15,26 - 26,3%. При количествената оценка на еластичността на мускула със SWE този процент е далеч по-висок – 40 - 60%.

Голямата разлика се обяснява с изчисляването на специфичността и чувствителността на методиката. В нашата кохорта това беше възможно да се изчисли за сегментите A2, P1 и P2. Най-висока беше чувствителността на методиката в сегмента A1 – 0,71, но с по-ниска специфичност – 0,589. За останалите сегменти чувствителността е ниска 0,519 - 0,588, но специфичността е относително висока.

Въз основа на казаното дотук смятаме, че макар и с ниска чувствителност, високата специфичност на теста позволява той да има спомагателна роля при диагностиката на патологични състояния на делтовидния мускул след раменно протезиране.

*Сравнителен анализ между опериран и неопериран крайник, връзка между броя на интервенциите и мускулната еластичност, определена със strain еластография. Връзка с клиничните резултати*

В достъпната литература досега не е намерено проучване, което да прави сравнителен анализ на получените резултати, отчетени с цветната скала при използването на strain еластография за еластичността на m. deltoideus на опериран и неопериран крайник. Това, от една страна, се дължи на липсата на ясни стойности, които да определят нормалната еластичност на m. deltoideus. В нашата кохорта пациенти обаче ясно се наблюдава преразпределение на отчетените с 1-ва и 2-ра степен на еластичност (смятана за нормална еластичност) според използваната цветна скала. Процентът на нормоеластичните измервания по сегменти на делтовидния мускул на неоперирания крайник спрямо оперирания се променя. Процентът на участъците с по-голяма ригидност на мускула на оперирания крайник е по-голяма. Тази тенденция най-ясно е видима в сегментите A2, P1 и P2 и се запазва при сравнителния анализ на strain еластографията и SWE.

Strain еластографията все повече се измества от SWE поради по-голямата точност на методиката и наличието на по-малко субективизъм в оценката на получените резултати. Това е причината в литературата да няма нито едно изследване, с което да можем да сравним получените резултати в нашето проучване. От проучването ни ясно се наблюдава връзка между по-



големия брой интервенции и отчетената по-голяма мускулна ригидност в сегментите A1 и A2. Това явление може да се обясни с факта, че сегментите A1 и A2 отговарят на клавикуларната част на *m. deltoideus*, където се прави делтоидо-пекторалният интервал за достъпа до раменната става при хирургичната интервенция. Тук се наблюдава голяма разлика с получените резултати с SWE. При SWE се открива връзка между всеки един от сегментите на *m. deltoideus* и еластичността на мускула. При всички сегменти се наблюдава тенденция на по-голяма ригидност на мускула. Тази разлика в получените резултати отдаваме на по-ниската чувствителност и специфичност на strain еластографията.

Статистическият анализ на отчетените резултати за механичните свойства на *m. deltoideus* и клиничните резултати показва наличие на значима връзка само в някои от сегментите, което е основната разлика с SWE. При SWE се наблюдава корелация с отчетените резултати във всеки един мускулен сегмент и функционалните резултати, отчетени с CS-скалата, докато при strain еластографията такава корелация се наблюдава в сегменти A1 и A2 за функционалните резултати, отчетени с CSabs и CSind. Връзката между резултатите според CSrel и отчетената мускулна еластичност се установява в сегментите A1, M и P1. Получените от нас данни могат да свържат по-високата ригидност в сегменти A1 и A2 с оперативния достъп, а повишената ригидност в P1 с функционалната промяна на мускула – в спинатната част при RSA пациентите има допълнителни мускулни фибри, които отговарят за абдукцията и по-вертикалното ориентиране на мускулните фибри. Анализът на резултатите по сегменти на протезираните пациенти не установи връзка между броя сегменти с по-добри механични свойства и клиничните резултати.

### *Място на УЗЕ при пациенти с RSA*

SWE и *strain еластографията* са нов и сравнително малко проучен метод за оценка на мускулната и сухожилната еластичност. Въпреки това бързо се популяризират за доказване на механичните свойства на меките тъкани на ОДА. Все повече изследвания обследват механичните свойства на делтовидния мускул и се трупа опит в тази насока. Някои от проучванията са свързани с обследването на промените на делтовидния мускул при

пациенти с RSA, което разширява хоризонтите за **обективната оценка на основния двигател при RSA.**

SWE намира своето приложение при RSA протезираните пациенти, тъй като един от нерешените проблеми при RSA ендопротезирането е свързан с определянето на опъна на делтовидния мускул. Макар да няма обективен метод за неговата оценка и опънът при хирургичната интервенция да се определя субективно от хирурга, има публикации, които намират методиката за достоверен инструмент за това<sup>128</sup>. Mallet et al.<sup>298</sup> правят изследване как се променя опънът на m. deltoideus пред-, интра- и постоперативно. Те наблюдават увеличаване на мускулната ригидност от  $22.4 \pm 4.2$  kPa предоперативно на  $29.9 \pm 5.23$  kPa веднага следоперативно и спад до  $26.6 \pm 6.6$  kPa ( $P = .03$ ) на първия преглед след хирургичната интервенция. Тези резултати показват как се отразява постоперативният мекотъканен едем на мускулната еластичност. Заключение от това изследване е, че определената ригидност на m. deltoideus корелира с дистализацията на ЦР, постигнатата елевация и външна ротация и SWE е надежден метод за оценка на мускулната ригидност след RSA. Проучването на Schmalzl et al.<sup>423</sup> показва зависимост между мускулната ригидност в клавикуларната и акромиалната част на делтовидния мускул и болката при ендопротезираните пациенти. Нашето проучване също показва ясна връзка между клиничните резултати и мускулната ригидност. Резултатите от тези проучвания, както и множеството други, които са направени за определянето на мускулната еластичност, разкриват перспективата за усъвършенстване и намиране на решения на множество въпроси, които се поставят от ограниченията на методиката и по-задълбоченото ѝ проучване.

УЗЕ има редица ограничения, които биха могли да се категоризират в 3 основни групи, свързани с: анатомията, пациента и техниката (**табл. 18**). Ограниченията на метода биха могли да се категоризират по този начин и за двата вида изследване.

Ограничения, свързани с анатомията	Ограничения, свързани с пациента	Ограничения, свързани с техниката
Ориентация на мускулните влакна	Обезитас	
Септуми на m.deltoideus	По-голяма мускулна маса	Позиция на трансдюсера
Подлежащи сухожилия	Наличие на оток на обследваната област	Наличие на определен ROI
Подлежащи кости	Възраст/пол на пациента	

**Табл.18.** Категоризиране на ограниченията на УЗЕ

Всяко едно от посочените ограничения води до промяна в резултатите в различна посока и ако не се отчитат промените, които биха могли да възникнат, интерпретацията на резултатите ще е неправилна. При RSA протезирането поради удължаването на лоста на m.deltoideus и дизайна на импланта мускулните фибри са по-вертикално ориентирани<sup>409</sup>. Това, от една страна, би довело до неправилно позициониране на трансдюсера и неправилна техника на изпълнение на методиката, а именно измерване на еластичността на делтовидния мускул при поставяне на трансдюсера паралелно на мускулните фибри. Неправилната ориентация на трансдюсера води до неправилно отчитане на ригидността на мускула и липса на консистентност в измерванията. Удължаването на мускулните влакна на m. deltoideus води до повишена ригидност<sup>207</sup>. Това позволява да се смята, че SWE може да се използва като инструмент за оценка на мекотъкания баланс при RSA протезирането.

M. deltoideus е изграден около фиброзна рамка, която се състои от шест проксимални и 3 дистални септума, изградени от фиброза<sup>289, 329</sup>. Фиброзните септи на m. deltoideus имат по-голяма ригидност и това компрометираща общата отчетена с методиката еластичност на обследвания регион.

Подлежащите костни структура, а при ендопротезираните пациенти и импланти, водят до увеличаване на ригидността на надлежащите тъкани. За съжаление, не е разработен математически алгоритъм, с който този проблем да се отстранява от ехографските апарати и метод, по който да се отчете точно влиянието на подлежащата кост или имплант върху ригидността на мускула. От друга страна, подлежащите сухожилия на РМ също могат да окажат влияние върху отчетената еластичност и това е проблем, който е

свързан предимно с възможностите на апарата, който се използва, и възможностите, които предоставя за избор на ROI. Ако полето на интерес не може да приеме формата на делтовидния мускул или неговата ширина е прекалено малка, в полето на интерес може да попаднат част от подлежащите сухожилия на РМ или надлежащата мастна тъкан, което променя отчетената ригидност в посока към респ. по-ниска или по-висока еластичност.

Влияние върху определянето на еластичността на *m. deltoideus* посредством SWE, могат да окажат: BMI на пациента, физическата му подготовка, травматичният или постоперативен оток на засегнатото място и не на последно място възрастта. По-голямото количество на подкожна мастна тъкан намалява скоростта на разпространение на SW вълните в изследвания интервал и увеличава дълбочината на обекта на интерес, което води до грешка в определянето на еластичността на обследвания обект, която се дължи на увеличаване на еластичността му. Натрупаната голяма мускулна маса също оказва влияние при определянето на еластичността на делтовидния мускул. Има редица проучвания, които са проведени при професионални спортисти и доказват, че мускулната ригидност при спортисти се увеличава<sup>400, 401</sup>. Травматичният и постоперативният оток също увеличават ригидността на мускула. Друго ограничение на методиката е фактът, че с възрастта скелетните мускули претърпяват структурни промени, което води до промяна в техните биомеханични характеристики<sup>9</sup>. Тези промени се свързват с намаляване на мускулната еластичност в покой при пациентите над 75-годишна възраст. За съжаление, липсват проучвания, които показват каква е нормалната еластичност на мускулите в отделните възрастови групи и дали има закономерност при повлияването на отчитането на мускулната еластичност при различен BMI.

SWE е нов и развиващ се метод за оценка на механичните качества на мускулите. В достъпната литература все повече се срещат проучвания според, които методиката е достоверен метод за диагностика на различни патологични изменения на скелетните мускули или за мониторирането на измененията им в рамките на една нозологична единица. Макар, че съобщенията за мониторирана на *m. deltoideus* със SWE след RSA протезиране не са много, все повече от тях намират методиката като инструмент, подпомагащ диагностиката на патологичните изменения на мускула.

## 5.6. Алгоритъм за проследяване

Първичното протезиране на тазобедрена, коленна и раменна става изключително популярно. Макар че тазобедреното и коленното протезиране са рутинни процедури с висока успеваемост, при тях не е постигнат консенсус за единен протокол за проследяване на пациентите и ранното мониториране на усложненията. От друга страна, по-голямата продължителност на живота на населението заедно с все по-голямата популярност на протезирането на големите стави – в това число раменната става, поставя въпроса за оптимизиране на проследяването на пациентите. Това се налага, за да е ефективно ранното откриване на усложненията при тази група пациенти. Оптимизирането на проследяването на пациента намалява процента на комплексните ревизии. Информацията, която е необходима за съставянето на протокол за проследяване, се осъществява въз основа на анализа за преживяемост на имплантите в кратко- и дългосрочен план, честотата на ревизионно протезиране, на националните регистри на ендопротезираните пациенти. Ключова роля има ясното *разграничаване на етапите на възстановяване и анализ на усложненията*, които могат да възникнат.

Проучвания, свързани с преживяемостта на анатомичните раменни протези, са по-засегнати в литературата предвид по-дългото прилагане на методиката в сравнение с RSA. Литературата се оказва неособено информираща с резултати за дългосрочна преживяемост на хеми- и тоталните ендопротези при раменно протезиране на пациенти след ФПХ или разпад на остеосинтезата. Различната етиология на раменното протезиране с различни резултати според причината/индикацията за протезиране и различната преживяемост на раменната протеза според етиологията, вида и поколението на импланта правят трудно обобщаването на резултатите от проучванията в достъпната литература и още по-трудно съставянето на оптимален протокол за проследяване на пациентите.

Въз основа на различията, от биомеханична гледна точка, на двата вида импланти – хеми- и RSA ендопротези, би трябвало да се различават етапите на възстановяване следователно и протоколите на проследяване. Макар условно да има сходство в дефинирането на времевия диапазон на етапите на възстановяване на пациентите при двата вида протезиране, се наблюдават прилики и разлики в наблюдаваните усложнения в кратко-, средно- и

дългосрочен план<sup>4</sup>. От друга страна, честотата и начинът на проследяване на пациентите след раменно протезиране в голяма степен са основани на личната преценка на хирурга<sup>393</sup>.

Проучването на групата на Schoch et al.<sup>426</sup> представя опита на авторите с оптимизирането на проследяването на пациентите **след тотално анатомично раменно протезиране** и проследява проявата на усложнения, които водят до ревизии в дългосрочен план – 20 години. Освен това групата поставя въпроса за оптимизирането на техния протокол за проследяване, който включва преглед на 6-ата седмица след оперативната интервенция, 3-тия месец, 1-вата година, 2-рата година, 5-ата година и след това на всяка 5-а година от оперативната интервенция. Schoch et al.<sup>426</sup> анализират клиничните резултати на своята група пациенти, като установяват, че най-големият процент на реоперации се случва по време на първите две години на проследяването, след това се наблюдава по-голям брой пациенти с усложнения на 5-ата, 8-ата и 9-ата година. Въз основа на опита на Mayo, като най-честа причина за ревизия се посочва недостатъчност на РМ, нестабилност и инфекция (76%) без да правят анализ според възрастта на пациентите. Подобен е резултатът на Werner et al.<sup>487</sup>, но те след втората година отчитат 1,1% на усложнения за всички механизми. Тези резултати се противопоставят с проучванията на Amundsen et al.<sup>12</sup>, които съобщават за изключително добри клинични резултати преживяемост на 10-ата година от 96,6%. Zhao et al.<sup>508</sup> също показват подобни резултати с висока преживяемост и нисък процент на ревизии. Резултатите от тези две проучвания контрастират с резултатите от нашето, което по-скоро подкрепя Schoch et al.<sup>426</sup> с високия процент на усложнения след шестия месец и в рамките на първите две години.

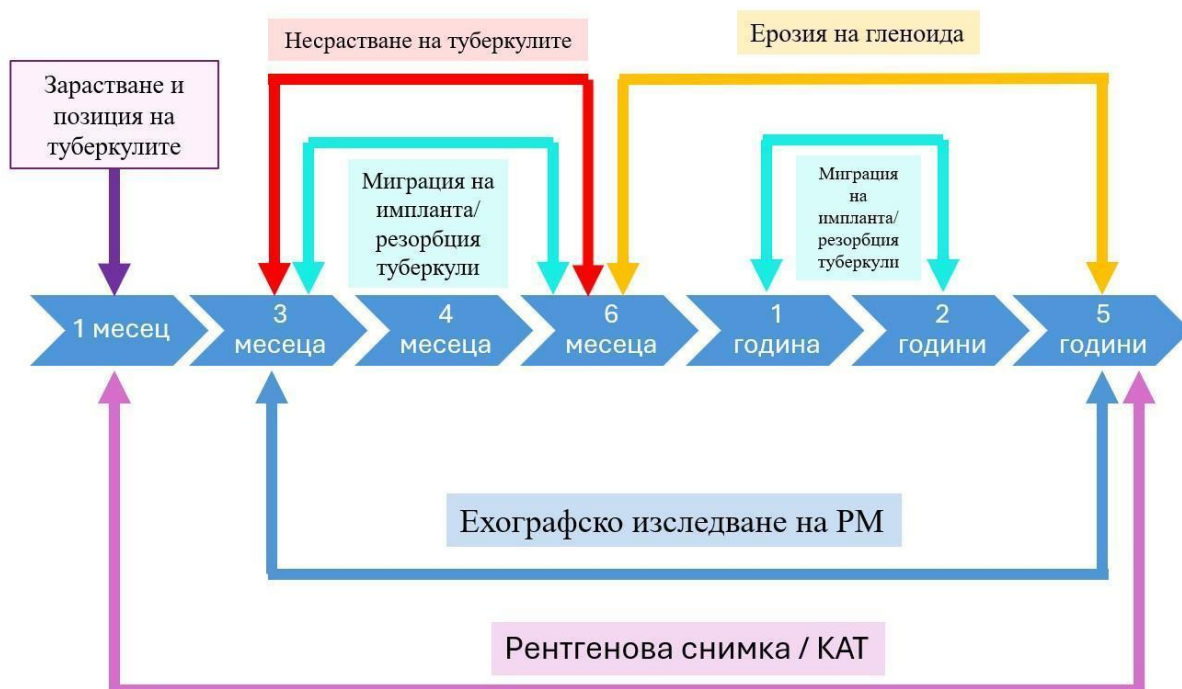
Пациентите в нашата кохорта с **хемипротези** са проследявани на първи, трети, шести месец, година и крайното проследяване варира, като една част от пациентите са проследени на петата година. Това, което установихме е, че по-голям процент от усложненията се появяват между шестия месец и крайното проследяване. Ако категоризираме усложненията, които

---

<sup>4</sup>В литературата няма консенсус за дефиницията на кратко-, средно- и дългосрочни усложнения, затова ние приемаме дефиницията предложена от Hoos et. al. в системния им обзор, а именно: краткосрочното проследяване е 2,5 години, средно-срочното – 5 години, и дългосрочното – 12,5 години. (Ahmad SS, Hoos L, Perka C, Stöckle U, Braun KF, Konrads C. Follow-up definitions in clinical orthopaedic research : a systematic review. Bone Jt Open. 2021 May;2(5):344-350. doi: 10.1302/2633-1462.25.BJO-2021-0007.R1. PMID: 34044582; PMCID: PMC8168549.)

наблюдаваме при хемипротезираните пациенти, то тогава ще установим, че за *несрастване на туберкулите* следим на шестия месец от оперативната интервенция. От друга страна, *резорбцията на туберкулите* е проблем, за който започваме да следим от 3-ти и 6-и месец, но неговият пик е на първата година или втората година, като установяваме, че най-често се резорбира ГТ. След шестия месец се установява *ерозия на гленоида* в нашата група пациенти – предимно Е0, като броят на пациентите при крайното проследяване без ерозия е 1. Това означава, че между шестия месец и втората година се появяват най-много ерозии на *cavitas glenoidalis*.

Усложненията, свързани с *PM* при хемипротезираните пациенти, можем да установим с рентгенологични методи, а именно като измерим *AXP* или *транслацията на хумералната глава*. Използвайки и двата инструмента за оценка на целостта на *PM*, установяваме бимодално разпределение до шестия месец и между шестия месец и крайното проследяване. Този факт служи като аргумент за целенасочено търсене на миграция на импланта на 3-ти, 6-и месец, 1-вата и 2-рата година от проследяването.



**Фиг. 64.** Алгоритъм за проследяване на хемипротезирани пациенти

Директен метод за оценка на целостта на РМ е ултразвуковата диагностика. В нашето проучване то бе извършено при крайното проследяване и установихме корелация между ехографски доказаните лезии на РМ, миграцията на импланта и резорбцията на туберкулите. Тази връзка е основният ни мотив да включим ехографската оценка на РМ като рутинна методика за проследяване на пациентите след третия месец на проследяването с цел ранно и категорично установяване на руптурите на РМ, които са едно от основните усложнения през първата година на проследяването.

**Въз основа на анализа на достъпните проучвания и нашите резултати смятаме за удачно пациентите да бъдат проследявани на първия, третия, шестия месец, първата година, след това на втората година, при липса на оплаквания. Следващото посещение да е на петата година.**

Обзорната статия на Zeng et al.<sup>507</sup> предоставя поглед над резултатите след RSA и преживяемостта на импланта в средносрочен план. Според достъпната литература процентът на ревизии след RSA протезирането варира между 5 - 12%<sup>21, 141, 157, 190, 309</sup>. Като недостатък на проучванията в достъпната литература можем да посочим липсата на проучване, което да отчита преживяемостта на импланта при пациенти след ФПХ. Друг проблем на повечето проучвания е, че са с кратък среден период на проследяване. Bacle et al.<sup>21</sup> установяват 12% честота на ревизиите, но средното проследяване на пациентите им е 3,3 години. Тяхната група намира най-голяма честота на усложненията през първите 3 години след протезирането. За най- малък процент на ревизии съобщава групата на Favard et al.<sup>141</sup> – 5%, като пикът на ревизиите при тях е в рамките на първите 2 години от проследяването. В проучването на тази група прави впечатление, че по-голямата част от пациентите са проследени за 2 години – около 400, и останалите 148 за минимум 5 години. От друга страна, при анализа на пациентите с минимум 5 години преживяемост същата група установява намаляване на преживяемостта на импланта с около 10% от 99% през първата година на 88%. От достъпните проучвания с най-голяма продължителност на проследяване е това на групата на Miles et al., които установяват 7 % честота на ревизии, а като най-чести усложнения отбелязват СН (88%) остеофити на скапулата, разхлабване на стеблото и гленоидалната компонента в повече от три зони. Повечето други проучвания посочват като

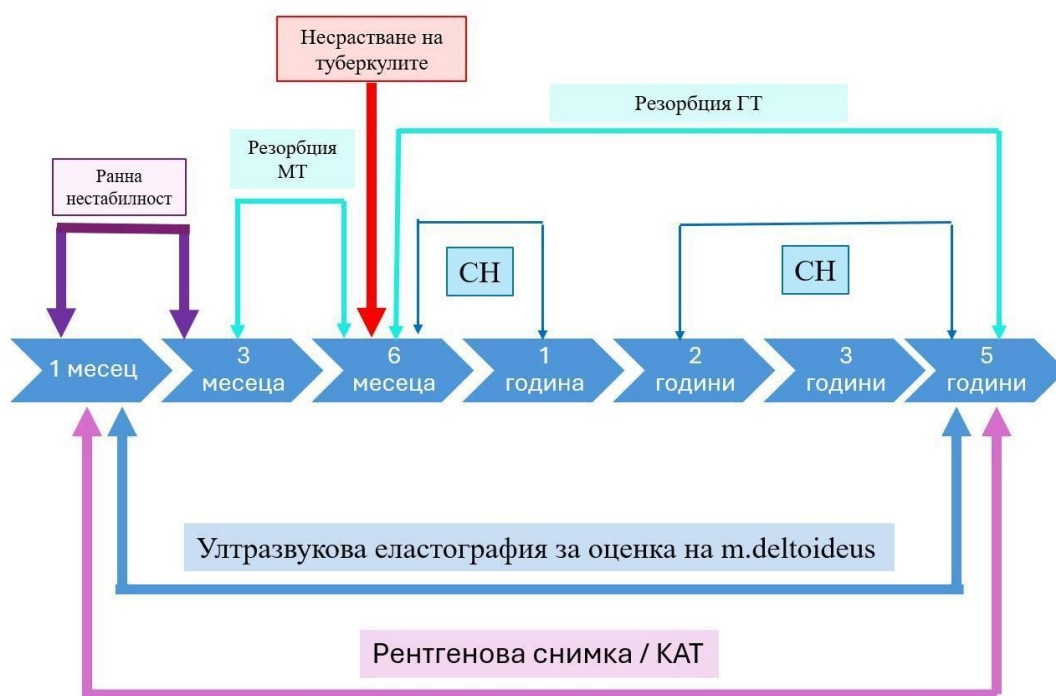


най-чести усложнения раменната луксация, инфекцията и разхлабването на гленоидалната компонента. Не са много проучванията, които отразяват несрастването и резорбцията на туберкулите поради спора в литературата за тяхното влияние върху клиничните резултати. В нашата кохорта пациенти установихме, че шестият месец е критичната точка за проследяване на *несрастването* на туберкулите. Подобно на хемипротезираните пациенти при RSA пациентите *резорбция на МТ* се отчита на шестия месец, докато *резорбцията на ГТ* се проявява след 6-ия месец, т.к. до този момент нито един от пациентите в обследваната група няма резорбирал се ГТ. Тоест на шестия месец, първата, втората и третата година следим за резорбция на туберкулите. *Раменната нестабилност* е сочена като една от основните причини за ревизии на пациенти с RSA. Тя бива ранна – до третия месец и късна. Това означава, че трябва да се подхожда с повишено внимание към оплакванията на пациентите в тези периоди и усложнение, свързано със ставна неконгруентност, трябва да се има предвид в тези критични периоди. В нашата кохорта пациенти всички развиха ранна раменна нестабилност до третия месец.

За периода на проследяването обследваната от нас група пациенти не разви *СН*. Поради факта, че това е специфично усложнение за RSA протезираните пациенти и предизвикателно по отношение на ревизия, е необходимо да се включи във всеки един алгоритъм за проследяване. В обследваната от нас група в рамките на средното проследяване от 19,62 м.(6 – 48 м.) нито един пациент не разви това усложнение. Независимо че има проучвания, които съобщават за появяване на СН между 6 и 14 м с висока честота – 44% и 96% респективно, той може да се развие в периода между втората и петата година от протезирането с не ниска честота (10% - 19%)<sup>508, 634, 642</sup>. Този факт повдига въпроса как би могло да се предвиди кои пациенти биха развили СН и какъв да е подходът за проследяване при тях. Намираме за уместно да правим скрининг на пациентите на шестия месец, една година или на втората, третата, петата година да подлежат на скрининг за СН.

В достъпната литература прави впечатление, че всички проучвания отбелязват ключовата биомеханична роля на *m. deltoideus*, но нито едно не проследява за усложнения, свързани с него, които биха повлияли неговата функция. Нашето изследване с въвеждането на ултразвуковата еластография поставя въпроса за нейното място при проследяването на пациентите след RSA ендопротезиране. Макар и не много добре проучена методика с ясни

референтни граници за норма и различни патологични промени на делтовидния мускул, ние намираме, че тя може да се прилага при мониторирането на резултатите от рехабилитацията на пациентите след RSA, опъна на делтовидния мускул и степента на натрупана фиброза в него. На практика сегментното изследване на механичните характеристики на m. deltoideus може да се въведе като рутинно изследване на всяко посещение на пациента. В рамките на първите три месеца ултразвуковата еластография е помощен инструмент за мониторирането на ефективността на рехабилитационната програма и възстановяването на мускула в ранния следоперативен период и опъна на m. deltoideus. В по-късните етапи на проследяване еластографията е инструмент за оценка на мастната инфилтрация и фиброзните изменения на мускула.



Фиг. 65. Алгоритъм за проследяване на RSA пациенти

Въз основа на анализа на достъпните проучвания и нашите резултати смятаме за уместно пациентите да бъдат проследявани на първия, третия, шестия месец, от първата до третата година ежегодно, а след това при липса на оплаквания следващото посещение да е на петата година.

## VI. ИЗВОДИ

1. Считана за златен стандарт за лечение на ФПХ, които не подлежат на реконструкция, хемиартропластиката е метод за лечение с неясен клиничен резултат.
2. Еднополюсното раменно протезиране води предимно до лоши функционални резултати при вторично протезираните пациенти
3. Обратното раменно протезиране води до по-бързи и по-добри функционални резултати, както при пациенти с ФПХ, така и при вторично протезирани пациенти.
4. Конвенционалната ехография има място за мониторирането на състоянието на РМ при еднополюсно ендопротезирани пациенти.
5. Ултразвуковата еластография има потенциала да се утвърди като методика за оценка на функцията на *m. deltoideus* при обратно раменно протезираните пациенти и връзката с неговата еластичност и функционалните резултати на пациентите.

## VII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Раменното протезиране е техника за лечение както на дегенеративни състояния на раменната става и ФПХ, неподлежащи на реконструкция, така и при разпаднала се ОРВФ по повод ФПХ. Независимо че резултатите на Neer са с трудна повтораемост и учебната крива при този тип раменно протезиране е стръмна с непредвидими функционални резултати – еднополюсното раменно протезиране дълго време се смята за „златен стандарт“.

С навлизането на обратното раменно протезиране, което е спасяваща техника при недостатъчност на РМ, ФПХ с много фрагментни туберкули с висок риск от исхемия и ограничена възможност за анатомична реконструкция, все повече се разширяват показанията за селекция на пациентите. Причината за това се корени в по-предвидимите, по-добри функционални резултати, които се постигат в по-кратък срок от лечението на пациента.

Сравнителният анализ на двете техники в нашето проучване потвърди резултатите на редица други изследвания по отношение на клиничните резултата и честотата на усложненията. При обратното раменно протезиране функционалните резултати са по-добри. Еднополюсното ендопротезиране намира все по-ограничено приложение при много добре селектирани пациенти. Ключов момент за постигане на добри функционални резултати при ендопротезираните пациенти са: възстановяването на анатомичните съотношения на хумеруса: височината, верзията му и най-важното-анатомичната реконструкция на туберкулите. При пациентите с RSA стави освен позиционирането на компонентите според правилата на Gramont стои *m. deltoideus*. Системното проследяване на пациентите и изработването на единен алгоритъм за това в определени етапи на следоперативния период, помага да се установят рано редица усложнения и да се избегне търсенето на решение на предизвикателни от хирургична гледна точка проблеми.

## VIII. ПРИНОСИ

1. Направен е подробен ретроспективен анализ на резултатите и усложненията при прилагането на еднополюсното раменно протезиране и обратното раменно протезиране.
2. Проведен е задълбочен и подробен сравнителен статистически анализ на крайните резултати при двете приложени методики спрямо всяко едно обследвано усложнение: несрастване и резорбция на туберкулите, малпозиция на ГТ, миграция на импланта, лезии на ротаторния маншон, ерозия на гленоида, раменна нестабилност.
3. Извършен е анализ на връзката между раменната нестабилност при обратното раменно протезиране и фактори, които биха могли да доведат до нестабилност: БМИ, големина на гленосферата, хирургичния достъп, броя на предхождащите интервенции, възстановяването на *m. subscapularis* и развиваща се инфекция.
4. Конвенционален ехографски метод е предложен за мониториране на лезия на сухожилията на РМ при еднополюсно протезираните пациенти.
5. Въвежда се ехографска методика – ултразвукова еластография, за оценка на биомеханичните характеристики на *m. deltoideus* при раменно протезирани пациенти и връзката с клиничните резултати.
6. Предлага се алгоритъм за проследяване на пациентите за ранно мониториране на усложненията.

## IX. Библиография

1. **Abboud JA**, Soslowsky LJ. Interplay of the static and dynamic restraints in glenohumeral instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2002(400):48-57.
2. **Ackland DC**, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandy MG. Moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(5):1221-30.
3. **Adalbert Kapandji CO**, Alexandra Anderson *The Physiology of the Joints - Volume 1: The Upper Limb: Handspring Publishing; 2019.*
4. **Ajibade DA**, Yin CX, Hamid HS, Wiater BP, Martusiewicz A, Wiater JM. Stemless reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* 2022;31(5):1083-95.
5. **Al-Ahaideb A**. Pectoralis major rupture in athletes. *Saudi Journal of Sports Medicine.* 2014;14(1):1-4.
6. **Alashkham A**, Alraddadi A, Felts P, Soames R. Histology, vascularity and innervation of the glenoid labrum. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2018;26(2):2309499018770900.
7. **Aldinger PR**, Raiss P, Rickert M, Loew M. Complications in shoulder arthroplasty: an analysis of 485 cases. *Int Orthop.* 2010;34(4):517-24.
8. **Alentorn-Geli E**, Samitier G, Torrens C, Wright TW. Reverse shoulder arthroplasty. Part 2: Systematic review of reoperations, revisions, problems, and complications. *Int J Shoulder Surg.* 2015;9(2):60-7.
9. **Alfuraih AM**, Tan AL, O'Connor P, Emery P, Wakefield RJ. The effect of ageing on shear wave elastography muscle stiffness in adults. *Aging Clin Exp Res.* 2019;31(12):1755-63.
10. **Aluisio FV**, Osbahr DC, Speer KP. Analysis of rotator cuff muscles in adult human cadaveric specimens. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2003;32(3):124-9.
11. **Amstutz HC**, Campbell P, Kossovsky N, Clarke IC. Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1992(276):7-18.
12. **Amundsen A**, Brorson S, Olsen BS, Rasmussen JV. Ten-year follow-up of stemmed hemiarthroplasty for acute proximal humeral fractures. *Bone Joint J.* 2021;103-b(6):1063-9.
13. **Anglin C**, Wyss UP, Pichora DR. Shoulder prosthesis subluxation: theory and experiment. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9(2):104-14.
14. **Anglin C**, Wyss UP, Nyffeler RW, Gerber C. Loosening performance of cemented glenoid prosthesis design pairs. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(2):144-50.
15. **Armstrong A**, Lashgari C, Teefey S, Menendez J, Yamaguchi K, Galatz LM. Ultrasound evaluation and clinical correlation of subscapularis repair after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15(5):541-8.
16. **Armstrong AD**, Murthi AM. *Anatomic shoulder arthroplasty: strategies for clinical management: Springer; 2016.*
17. **Ascione F**, Kilian CM, Laughlin MS, Bugelli G, Domos P, Neyton L, et al. Increased scapular spine fractures after reverse shoulder arthroplasty with a humeral onlay short stem: an analysis of 485 consecutive cases. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018;27(12):2183-90.

18. **Athanasiou A**, Latorre-Ossa H, Criton A, Tardivon A, Gennisson J-L, Tanter M. Feasibility of imaging and treatment monitoring of breast lesions with three-dimensional shear wave elastography. *Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound*. 2017;38(01):51-9.
19. **Athanasou N**, Quinn J, Bulstrode C. Resorption of bone by inflammatory cells derived from the joint capsule of hip arthroplasties. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. 1992;74-B(1):57-62.
20. **Atoun E**, Van Tongel A, Hous N, Narvani A, Relwani J, Abraham R, et al. Reverse shoulder arthroplasty with a short metaphyseal humeral stem. *Int Orthop*. 2014;38(6):1213-8.
21. **Bacle G**, Nové-Josserand L, Garaud P, Walch G. Long-Term Outcomes of Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Follow-up of a Previous Study. *J Bone Joint Surg Am*. 2017;99(6):454-61.
22. **Bagg SD**, Forrest WJ. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med Rehabil*. 1988;67(6):238-45.
23. **Barr R**, Grajo J, editors. Predictive value of EI/B-mode ratio in strain elastography to predict breast cancer tumour grade 2012: European Congress of Radiology-ECR 2012.
24. **Barr RG**. Sonographic breast elastography: a primer. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2012;31(5):773-83.
25. **Baumgartner D**, Nolan BM, Mathys R, Lorenzetti SR, Stüssi E. Review of fixation techniques for the four-part fractured proximal humerus in hemiarthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2011;6:1-8.
26. **Beaton D**, Richards RR. Assessing the reliability and responsiveness of 5 shoulder questionnaires. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1998;7(6):565-72.
27. **Beaudreuil J**, Nizard R, Thomas T, Peyre M, Liotard JP, Boileau P, et al. Contribution of clinical tests to the diagnosis of rotator cuff disease: a systematic literature review. *Joint Bone Spine*. 2009;76(1):15-9.
28. **Beck S**, Beck V, Wegner A, Dudda M, Patsalis T, Jäger M. Long-term survivorship of stemless anatomical shoulder replacement. *International orthopaedics*. 2018;42:1327-30.
29. **Beck S**, Patsalis T, Busch A, Dittrich F, Dudda M, Jäger M, et al. Long-term results of the reverse Total Evolutive Shoulder System (TESS). *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2019;139:1039-44.
30. **Beltrame A**, Di Benedetto P, Cicuto C, Cainero V, Gisonni R, Causero A. Onlay versus Inlay humeral stem in Reverse Shoulder Arthroplasty (RSA): Clinical and biomechanical study. *Acta Bio Medica: Atenei Parmensis*. 2019;90(Suppl 12):54.
31. **Bercoff J**, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*. 2004;51(4):396-409.
32. **Berhouet J**, Garaud P, Favard L. Influence of glenoid component design and humeral component retroversion on internal and external rotation in reverse shoulder arthroplasty: a cadaver study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2013;99(8):887-94.
33. **Berliner JL**, Regalado-Magdos A, Ma CB, Feeley BT. Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2015;24(1):150-60.

34. **Bernard Morrey K-nA**, Sperling John. Joint Replacement Arthroplasty: Basic Science, Elbow, and Shoulder: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
35. **Berth A**, Pap G. Stemless shoulder prosthesis versus conventional anatomic shoulder prosthesis in patients with osteoarthritis: a comparison of the functional outcome after a minimum of two years follow-up. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2013;14:31-7.
36. **Best MJ**, Aziz KT, Wilckens JH, McFarland EG, Srikumaran U. Increasing incidence of primary reverse and anatomic total shoulder arthroplasty in the United States. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2021;30(5):1159-66.
37. **Bigliani LU**, Dalsey RM, McCann PD, April EW. An anatomical study of the suprascapular nerve. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1990;6(4):301-5.
38. **Bigliani LU**, Kelkar R, Flatow EL, Pollock RG, Mow VC. Glenohumeral Stability: Biomechanical Properties of Passive and Active Stabilizers. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 1996;330:13-30.
39. **Bigliani LU FE**. Failed prosthetic replacement for displaced proximal humerus fractures. *Orthop Trans* 1991.
40. **Billuart F**, Devun L, Skalli W, Mitton D, Gagey O. Role of deltoid and passives elements in stabilization during abduction motion (0–40): an ex vivo study. *Surgical and radiologic anatomy*. 2008;30:563-8.
41. **Black EM**, Roberts SM, Siegel E, Yannopoulos P, Higgins LD, Warner JJ. Reverse shoulder arthroplasty as salvage for failed prior arthroplasty in patients 65 years of age or younger. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2014;23(7):1036-42.
42. **Blasier RB**, Guldberg RE, Rothman ED. Anterior shoulder stability: contributions of rotator cuff forces and the capsular ligaments in a cadaver model. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 1992;1(3):140-50.
43. **Blasier RB**, Soslowsky LJ, Malicky DM, Palmer ML. Posterior glenohumeral subluxation: active and passive stabilization in a biomechanical model. *JBJS*. 1997;79(3):433-40.
44. **Boardman III ND**, Cofield RH, Bengtson KA, Little R, Jones MC, Rowland CM. Rehabilitation after total shoulder arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2001;16(4):483-6.
45. **Boardman III ND**, Debski RE, Warner JJ, Taskiran E, Maddox L, Imhoff AB, et al. Tensile properties of the superior glenohumeral and coracohumeral ligaments. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 1996;5(4):249-54.
46. **Bohsali KI**, Wirth MA, Rockwood Jr CA. Complications of total shoulder arthroplasty. *JBJS*. 2006;88(10):2279-92.
47. **Boileau P**. Complications and revision of reverse total shoulder arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2016;102(1):S33-S43.
48. **Boileau P**, Walch G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus: implications for surgical technique and prosthetic design. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. 1997;79(5):857-65.
49. **Boileau P**, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F. Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg*. 2005;14(1 Suppl S):147s-61s.



50. **Boileau P**, Watkinson D, Hatzidakis AM, Hovorka I. Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2006;15(5):527-40.
51. **Boileau P**, Sinnerton R, Chuinard C, Walch G. Arthroplasty of the shoulder. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. 2006;88(5):562-75.
52. **Boileau P**, Moineau G, Roussanne Y, O'Shea K. Bony increased-offset reversed shoulder arthroplasty: minimizing scapular impingement while maximizing glenoid fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2011;469:2558-67.
53. **Boileau P**, Bicknell R, Mazzoleni N, Walch G, Urien J. CT scan method accurately assesses humeral head retroversion. *Clinical orthopaedics and related research*. 2008;466:661-9.
54. **Boileau P**, Krishnan S, Tinsi L, Walch G, Coste J, Molé D. Tuberosity malposition and migration: reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal humerus. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2002;11(5):401-12.
55. **Boileau P**, Avidor C, Krishnan SG, Walch G, Kempf J-F, Molé D. Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2002;11(4):351-9.
56. **Boileau P**, Melis B, Duperron D, Moineau G, Rumian AP, Han Y. Revision surgery of reverse shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2013;22(10):1359-70.
57. **Boileau P**, Alta TD, Decroocq L, Sirveaux F, Clavert P, Favard L, et al. Reverse shoulder arthroplasty for acute fractures in the elderly: is it worth reattaching the tuberosities? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2019;28(3):437-44.
58. **Boileau P**, Moineau G, Morin-Salvo N, Avidor C, Godeneche A, Lévine C, et al. Metal-backed glenoid implant with polyethylene insert is not a viable long-term therapeutic option. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2015;24(10):1534-43.
59. **Bonnevialle N**, Tournier C, Clavert P, Ohl X, Sirveaux F, Saragaglia D. Hemiarthroplasty versus reverse shoulder arthroplasty in 4-part displaced fractures of the proximal humerus: multicenter retrospective study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2016;102(5):569-73.
60. **Boon JM**, de Beer MA, Botha D, Maritz NG, Fouche AA. The anatomy of the subscapularis tendon insertion as applied to rotator cuff repair. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2004;13(2):165-9.
61. **Borsa PA**, Timmons MK, Sauers EL. Scapular-positioning patterns during humeral elevation in unimpaired shoulders. *Journal of athletic training*. 2003;38(1):12.
62. **Boyd AD**, Jr., Aliabadi P, Thornhill TS. Postoperative proximal migration in total shoulder arthroplasty. Incidence and significance. *J Arthroplasty*. 1991;6(1):31-7.
63. **Braman JP**, Engel SC, Laprade RF, Ludewig PM. In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *J Shoulder Elbow Surg*. 2009;18(6):960-7.
64. **Brandt TD**, Cardone BW, Grant TH, Post M, Weiss CA. Rotator cuff sonography: a reassessment. *Radiology*. 1989;173(2):323-7.
65. **Brenneke SL**, Morgan CJ. Evaluation of ultrasonography as a diagnostic technique in the assessment of rotator cuff tendon tears. *Am J Sports Med*. 1992;20(3):287-9.

66. **Brooks CH**, Revell WJ, Heatley FW. Vascularity of the humeral head after proximal humeral fractures. An anatomical cadaver study. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(1):132-6.
67. **Bryant D**, Litchfield R, Sandow M, Gartsman GM, Guyatt G, Kirkley A. A comparison of pain, strength, range of motion, and functional outcomes after hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis of the shoulder. A systematic review and meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(9):1947-56.
68. **Buck FM**, Jost B, Hodler J. Shoulder arthroplasty. *Eur Radiol.* 2008;18(12):2937-48.
69. **Budge MD**, Kurdziel MD, Baker KC, Wiater JM. A biomechanical analysis of initial fixation options for porous-tantalum-backed glenoid components. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(5):709-15.
70. **Bufquin T**, Hersan A, Hubert L, Massin P. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of three- and four-part fractures of the proximal humerus in the elderly: a prospective review of 43 cases with a short-term follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89(4):516-20.
71. **Bullock GS**, Garrigues GE, Ledbetter L, Kennedy J. A Systematic Review of Proposed Rehabilitation Guidelines Following Anatomic and Reverse Shoulder Arthroplasty. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019;49(5):337-46.
72. **Burk DL, Jr.**, Karasick D, Kurtz AB, Mitchell DG, Rifkin MD, Miller CL, et al. Rotator cuff tears: prospective comparison of MR imaging with arthrography, sonography, and surgery. *AJR Am J Roentgenol.* 1989;153(1):87-92.
73. **Burkart AC**, Debski RE. Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2002(400):32-9.
74. **Burkhart SS**. Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. Clinical results and biomechanical rationale. *Clin Orthop Relat Res.* 1991(267):45-56.
75. **Burkhead WZ, Jr.**, Scheinberg RR, Box G. Surgical anatomy of the axillary nerve. *J Shoulder Elbow Surg.* 1992;1(1):31-6.
76. **Butt U**, Mehta S, Funk L, Monga P. Pectoralis major ruptures: a review of current management. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015;24(4):655-62.
77. **Cadet ER**, Ahmad CS. Hemiarthroplasty for three- and four-part proximal humerus fractures. *J Am Acad Orthop Surg.* 2012;20(1):17-27.
78. **Cahill JB**, Cavanaugh JT, Craig EV. Total Shoulder Arthroplasty Rehabilitation. *Techniques in Shoulder & Elbow Surgery.* 2014;15(1):13-7.
79. **Cai M**, Tao K, Yang C, Li S. Internal fixation versus shoulder hemiarthroplasty for displaced 4-part proximal humeral fractures in elderly patients. *Orthopedics.* 2012;35(9):e1340-6.
80. **Cammerer U**, Habermeyer P, Plenck A, Huber R. [Ultrasound assessment of reconstructed rotator cuffs]. *Unfallchirurg.* 1992;95(12):608-12.
81. **Carey P**, Owens BD. Insertional footprint anatomy of the pectoralis major tendon. *Orthopedics.* 2010;33(1):23.
82. **Castagna A**, Garofalo R. Journey of the glenoid in anatomic total shoulder replacement. *Shoulder Elbow.* 2019;11(2):140-8.
83. **Cazeneuve JF**, Cristofari DJ. The reverse shoulder prosthesis in the treatment of fractures of the proximal humerus in the elderly. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92(4):535-9.

84. **Chafik D**, Galatz LM, Keener JD, Kim HM, Yamaguchi K. Teres minor muscle and related anatomy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(1):108-14.
85. **Chalmers PN**, Rahman Z, Romeo AA, Nicholson GP. Early dislocation after reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;23(5):737-44.
86. **Chan BK**, Chakrabarti AJ, Bell SN. An alternative portal for scapulothoracic arthroscopy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11(3):235-8.
87. **Chandra Mohapatra N**, Sahoo US, Sahoo MM. Effect of tuberosity repair on functional outcome of reverse shoulder arthroplasty in proximal humerus fractures. *Chin J Traumatol.* 2023;26(2):94-100.
88. **CHARLES S NEER I**. Displaced proximal humeral fractures: Part II. Treatment of three-part and four-part displacement. *JBJS.* 1970;52(6):1090-103.
89. **CHARLES S NEER I**, SATTERLEE CC, DALSEY RM, FLATOW EL. The anatomy and potential effects of contracture of the coracohumeral ligament. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* 1992;280:182-5.
90. **Chen H**, Ji X, Gao Y, Zhang L, Zhang Q, Liang X, et al. Comparison of intramedullary fibular allograft with locking compression plate versus shoulder hemi-arthroplasty for repair of osteoporotic four-part proximal humerus fracture: Consecutive, prospective, controlled, and comparative study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2016;102(3):287-92.
91. **Cheung E**, Willis M, Walker M, Clark R, Frankle MA. Complications in Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* 2011;19(7).
92. **Cheung EV**, Sarkissian EJ, Sox-Harris A, Comer GC, Saleh JR, Diaz R, et al. Instability after reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018;27(11):1946-52.
93. **Chin PY**, Sperling JW, Cofield RH, Schleck C. Complications of total shoulder arthroplasty: are they fewer or different? *J Shoulder Elbow Surg.* 2006;15(1):19-22.
94. **Choi HY**, Sohn YM, Seo M. Comparison of 3D and 2D shear-wave elastography for differentiating benign and malignant breast masses: focus on the diagnostic performance. *Clin Radiol.* 2017;72(10):878-86.
95. **Choi S**, Bae JH, Kwon YS, Kang H. Clinical outcomes and complications of cementless reverse total shoulder arthroplasty during the early learning curve period. *J Orthop Surg Res.* 2019;14(1):53.
96. **Chou J**, Malak SF, Anderson IA, Astley T, Poon PC. Biomechanical evaluation of different designs of glenospheres in the SMR reverse total shoulder prosthesis: range of motion and risk of scapular notching. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009;18(3):354-9.
97. **Churchill RS**, Athwal GS. Stemless shoulder arthroplasty-current results and designs. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2016;9(1):10-6.
98. **Clark J**, Sidles JA, Matsen FA. The relationship of the glenohumeral joint capsule to the rotator cuff. *Clin Orthop Relat Res.* 1990(254):29-34.
99. **Clark JC**, Ritchie J, Song FS, Kissenberth MJ, Tolan SJ, Hart ND, et al. Complication rates, dislocation, pain, and postoperative range of motion after reverse shoulder arthroplasty in patients with and without repair of the subscapularis. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(1):36-41.
100. **Clark JM**, Harryman DT, 2nd. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(5):713-25.

101. **Clavert P**, Millett PJ, Warner JJ. Glenoid resurfacing: what are the limits to asymmetric reaming for posterior erosion? *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(6):843-8.
102. **Coffield RH**. Uncemented Total Shoulder Arthroplasty: A Review. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 1994;307:86-93.
103. **Colachis SC, Jr.**, Strohm BR, Brechner VL. Effects of axillary nerve block on muscle force in the upper extremity. *Arch Phys Med Rehabil.* 1969;50(11):647-54.
104. **Collin P**, Tay AK, Melis B, Boileau P, Walch G. A ten-year radiologic comparison of two-all polyethylene glenoid component designs: a prospective trial. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011;20(8):1217-23.
105. **Combes D**, Lancigu R, Desbordes de Cepoy P, Caporilli-Razza F, Hubert L, Rony L, et al. Imaging of shoulder arthroplasties and their complications: a pictorial review. *Insights Imaging.* 2019;10(1):90.
106. **Compito CA**, Self EB, Bigliani LU. Arthroplasty and acute shoulder trauma. Reasons for success and failure. *Clin Orthop Relat Res.* 1994(307):27-36.
107. **Connell DA**, Potter HG. Magnetic resonance evaluation of the labral capsular ligamentous complex: a pictorial review. *Australas Radiol.* 1999;43(4):419-26.
108. **Constant CR**, Murley AH. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res.* 1987(214):160-4.
109. **Constant CR**, Gerber C, Emery RJ, Sjøbjerg JO, Gohlke F, Boileau P. A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17(2):355-61.
110. **Cooper DE**, Arnoczky SP, O'Brien SJ, Warren RF, DiCarlo E, Allen AA. Anatomy, histology, and vascularity of the glenoid labrum. An anatomical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(1):46-52.
111. **Coudane H**, Fays J, De La Selle H, Nicoud C, Pilot L. Arteriography after complex fractures of the upper extremity of the humerus bone: a prospective study—preliminary results. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9(548):17.
112. **Cowling P**, Gamble A, Rangan A. The use of Shoulder Ultrasound in a One-Stop Clinic: Diagnostic Accuracy for Rotator Cuff Tear and Biceps Tendon Pathology. *Shoulder & Elbow.* 2011;3(1):13-6.
113. **Cuff D**, Pupello D, Virani N, Levy J, Frankle M. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of rotator cuff deficiency. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(6):1244-51.
114. **Cuff DJ**, Pupello DR. Comparison of hemiarthroplasty and reverse shoulder arthroplasty for the treatment of proximal humeral fractures in elderly patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95(22):2050-5.
115. **Davis LC**, Baumer TG, Bey MJ, Holsbeeck MV. Clinical utilization of shear wave elastography in the musculoskeletal system. *Ultrasonography.* 2019;38(1):2-12.
116. **Day JS**, Lau E, Ong KL, Williams GR, Ramsey ML, Kurtz SM. Prevalence and projections of total shoulder and elbow arthroplasty in the United States to 2015. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010;19(8):1115-20.
117. **De Biase CF**, Delcogliano M, Borroni M, Castagna A. Reverse total shoulder arthroplasty: radiological and clinical result using an eccentric glenosphere. *MUSCULOSKELETAL SURGERY.* 2012;96(1):27-34.

- 118.**de Groot JH**. The scapulo-humeral rhythm: effects of 2-D roentgen projection. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(1):63-8.
- 119.**de Groot JH**, Valstar ER, Arwert HJ. Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1998;13(8):593-602.
- 120.**de Jesus JO**, Parker L, Frangos AJ, Nazarian LN. Accuracy of MRI, MR arthrography, and ultrasound in the diagnosis of rotator cuff tears: a meta-analysis. *AJR Am J Roentgenol*. 2009;192(6):1701-7.
- 121.**de Wilde LF**, Poncet D, Middernacht B, Ekelund A. Prosthetic overhang is the most effective way to prevent scapular conflict in a reverse total shoulder prosthesis. *Acta Orthop*. 2010;81(6):719-26.
- 122.**Denard PJ**, Raiss P, Gobezie R, Edwards TB, Lederman E. Stress shielding of the humerus in press-fit anatomic shoulder arthroplasty: review and recommendations for evaluation. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018;27(6):1139-47.
- 123.**Deutsch A**, Altchek DW, Schwartz E, Otis JC, Warren RF. Radiologic measurement of superior displacement of the humeral head in the impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg*. 1996;5(3):186-93.
- 124.**Dietrich CF**, Bamber J, Berzigotti A, Bota S, Cantisani V, Castera L, et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Liver Ultrasound Elastography, Update 2017 (Long Version). *Ultraschall Med*. 2017;38(4):e16-e47.
- 125.**Drakonaki EE**, Allen GM, Wilson DJ. Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description. *Clin Radiol*. 2009;64(12):1196-202.
- 126.**Duey AH**, Li T, White CA, Patel AV, Cirino CM, Parsons BO, et al. A comparison of pegged and keeled glenoid clinical outcomes at long-term follow-up after total shoulder arthroplasty. *J Orthop*. 2023;36:120-4.
- 127.**Dugas JR**, Campbell DA, Warren RF, Robie BH, Millett PJ. Anatomy and dimensions of rotator cuff insertions. *J Shoulder Elbow Surg*. 2002;11(5):498-503.
- 128.**Dukan R**, Vergari C, Boyer P, Skalli W. Contribution of shear wave elastography in evaluation of the deltoid in reverse shoulder arthroplasty: reproducibility study and preliminary results. *Med Ultrason*. 2022;24(2):174-9.
- 129.**Duparc F**, Muller JM, Fréger P. Arterial blood supply of the proximal humeral epiphysis. *Surg Radiol Anat*. 2001;23(3):185-90.
- 130.**EA C**. The shoulder: rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa. Boston: Thomas Todd; 1934.
- 131.**Edelson JG**, Luchs J. Aspects of coracoacromial ligament anatomy of interest to the arthroscopic surgeon. *Arthroscopy*. 1995;11(6):715-9.
- 132.**Edwards TB**, Williams MD, Labriola JE, Elkousy HA, Gartsman GM, O'Connor DP. Subscapularis insufficiency and the risk of shoulder dislocation after reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2009;18(6):892-6.
- 133.**Edwards TB**, Trappey GJ, Riley C, O'Connor DP, Elkousy HA, Gartsman GM. Inferior tilt of the glenoid component does not decrease scapular notching in reverse shoulder arthroplasty: results of a prospective randomized study. *J Shoulder Elbow Surg*. 2012;21(5):641-6.

- 134.**Elhassan B**, Ozbaydar M, Diller D, Higgins LD, Warner JJ. Soft-tissue resurfacing of the glenoid in the treatment of glenohumeral arthritis in active patients less than fifty years old. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(2):419-24.
- 135.**ElMaraghy AW**, Devereaux MW. A systematic review and comprehensive classification of pectoralis major tears. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 2012;21(3):412-22.
- 136.**Elwell JA**, Athwal GS, Willing R. Characterizing the trade-off between range of motion and stability of reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2021;30(12):2804-13.
- 137.**Erickson BJ**, Frank RM, Harris JD, Mall N, Romeo AA. The influence of humeral head inclination in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015;24(6):988-93.
- 138.**Fahey BJ**, Nightingale KR, Nelson RC, Palmeri ML, Trahey GE. Acoustic radiation force impulse imaging of the abdomen: demonstration of feasibility and utility. *Ultrasound Med Biol.* 2005;31(9):1185-98.
- 139.**Farooq H**, Salazar DH, Meldau JE, Schoenfeldt TL, Garbis NG. Describing the infraspinatus bare area of the proximal humerus: An anatomic cadaveric study. *Shoulder & Elbow.*0(0):17585732241229068.
- 140.**Farooqi AS**, Lee A, Novikov D, Kelly AM, Li X, Kelly JDt, et al. Diagnostic Accuracy of Ultrasonography for Rotator Cuff Tears: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med.* 2021;9(10):23259671211035106.
- 141.**Favard L**, Levigne C, Nerot C, Gerber C, De Wilde L, Mole D. Reverse prostheses in arthropathies with cuff tear: are survivorship and function maintained over time? *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(9):2469-75.
- 142.**Feeley BT**, Zhang AL, Barry JJ, Shin E, Ho J, Tabaraee E, et al. Decreased scapular notching with lateralization and inferior baseplate placement in reverse shoulder arthroplasty with high humeral inclination. *Int J Shoulder Surg.* 2014;8(3):65-71.
- 143.**Fenwick A**, Reichel T, Eden L, Schmalzl J, Meffert R, Plumhoff P, et al. Deltoid Muscle Tension Alterations Post Reverse Shoulder Arthroplasty: An Investigation Using Shear Wave Elastography. *J Clin Med.* 2023;12(19).
- 144.**Ferrari DA**. Capsular ligaments of the shoulder. Anatomical and functional study of the anterior superior capsule. *Am J Sports Med.* 1990;18(1):20-4.
- 145.**Ferrel JR**, Trinh TQ, Fischer RA. Reverse total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for proximal humeral fractures: a systematic review. *J Orthop Trauma.* 2015;29(1):60-8.
- 146.**Filho G**, Amaral MVG. Shoulder Arthroplasty for the Treatment of Proximal Humeral Fractures: Current Concepts. *Rev Bras Ortop (Sao Paulo).* 2022;57(4):529-39.
- 147.**Fink Barnes L**, Parsons BO, Flatow E. Pegged or keeled glenoid component use: Which is it? *Seminars in Arthroplasty.* 2014;25(4):246-9.
- 148.**Fischer L CJ**, Gonon G, Dimnet J. . Etude cinématique des mouvements de l'articulation scapulo-humérale. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1977;63:108-15.
- 149.**Flatow EL**, Cuomo F, Maday MG, Miller SR, McIlveen SJ, Bigliani LU. Open reduction and internal fixation of two-part displaced fractures of the greater tuberosity of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73(8):1213-8.

150. **Flynn L**, Patrick MR, Roche C, Zuckerman JD, Flurin PH, Crosby L, et al. Anatomical and reverse shoulder arthroplasty utilizing a single implant system with a platform stem: A prospective observational study with midterm follow-up. *Shoulder Elbow*. 2020;12(5):330-7.
151. **Formaini NT**, Everding NG, Levy JC, Santoni BG, Nayak AN, Wilson C. Glenoid baseplate fixation using hybrid configurations of locked and unlocked peripheral screws. *J Orthop Traumatol*. 2017;18(3):221-8.
152. **Fox TJ**, Cil A, Sperling JW, Sanchez-Sotelo J, Schleck CD, Cofield RH. Survival of the glenoid component in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2009;18(6):859-63.
153. **Frank DK**, Wenk E, Stern JC, Gottlieb RD, Moscatello AL. A cadaveric study of the motor nerves to the levator scapulae muscle. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1997;117(6):671-80.
154. **Frank JK**, Siegert P, Plachel F, Heuberer PR, Huber S, Schanda JE. The Evolution of Reverse Total Shoulder Arthroplasty-From the First Steps to Novel Implant Designs and Surgical Techniques. *J Clin Med*. 2022;11(6).
155. **Frank RM**, Ramirez J, Chalmers PN, McCormick FM, Romeo AA. Scapulothoracic anatomy and snapping scapula syndrome. *Anat Res Int*. 2013;2013:635628.
156. **Frank RM**, Taylor D, Verma NN, Romeo AA, Mologne TS, Provencher MT. The Rotator Interval of the Shoulder: Implications in the Treatment of Shoulder Instability. *Orthop J Sports Med*. 2015;3(12):2325967115621494.
157. **Frankle M**, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M. The Reverse Shoulder Prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow-up study of sixty patients. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87(8):1697-705.
158. **Frankle MA**, Mighell MA. Techniques and principles of tuberosity fixation for proximal humeral fractures treated with hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2004;13(2):239-47.
159. **Franklin JL**, Barrett WP, Jackins SE, Matsen FA, 3rd. Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. *J Arthroplasty*. 1988;3(1):39-46.
160. **Frederick A**. Matsen MD FACMM, John W Sperling, Steven B. Lippitt MD. Rockwood and Matsen's The Shoulder: Elsevier; 2021.
161. **Freeman TR**, Dunn RH, Ko KJW, Seidl AJ. Hemiarthroplasty for proximal humerus fracture—a dying art. *Annals of Joint*. 2020;6.
162. **Friedman RJ**, Barcel DA, Eichinger JK. Scapular Notching in Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2019;27(6):200-9.
163. **Friedman RJ**, Laberge M, Dooley RL, O'Hara AL. Finite element modeling of the glenoid component: Effect of design parameters on stress distribution. *J Shoulder Elbow Surg*. 1992;1(5):261-70.
164. **Friedman RJ**, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, Roche CP. Comparison of reverse total shoulder arthroplasty outcomes with and without subscapularis repair. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017;26(4):662-8.
165. **Friedman RJ**, Cheung E, Grey SG, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, et al. Clinical and radiographic comparison of a hybrid cage glenoid to a cemented polyethylene

- glenoid in anatomic total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019;28(12):2308-16.
166. **Friedman RL**, Hidalgo HJ, Gilmer PW, Mallon WJ. Ultrasonography of the rotator cuff: Analysis of results in a community setting. *J Shoulder Elbow Surg.* 1993;2(1):22-6.
- 166.1. **Freeman TR**, Dunn RH, Ko KJ, Seidl AJ. Hemiarthroplasty for proximal humerus fracture—a dying art. *Ann Joint.* 2021;6.
167. **Fucentese SF**, Costouros JG, Kühnel SP, Gerber C. Total shoulder arthroplasty with an uncemented soft-metal-backed glenoid component. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010;19(4):624-31.
168. **Fung L**, Wong B, Ravichandiran K, Agur A, Rindlisbacher T, Elmaraghy A. Three-dimensional study of pectoralis major muscle and tendon architecture. *Clin Anat.* 2009;22(4):500-8.
169. **Gadea F**, Favard L, Boileau P, Cuny C, d'Ollone T, Saragaglia D, et al. Fixation of 4-part fractures of the proximal humerus: Can we identify radiological criteria that support locking plates or IM nailing? Comparative, retrospective study of 107 cases. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2016;102(8):963-70.
170. **Gagey O**, Hue E. Mechanics of the deltoid muscle. A new approach. *Clin Orthop Relat Res.* 2000(375):250-7.
171. **Gallinet D**, Clappaz P, Garbuio P, Tropet Y, Obert L. Three or four parts complex proximal humerus fractures: hemiarthroplasty versus reverse prosthesis: a comparative study of 40 cases. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009;95(1):48-55.
172. **Gallinet D**, Ohl X, Decroocq L, Dib C, Valenti P, Boileau P. Is reverse total shoulder arthroplasty more effective than hemiarthroplasty for treating displaced proximal humerus fractures in older adults? A systematic review and meta-analysis. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2018;104(6):759-66.
173. **Gallo RA**, Gamradt SC, Mattern CJ, Cordasco FA, Craig EV, Dines DM, et al. Instability after reverse total shoulder replacement. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011;20(4):584-90.
174. **Gardner MJ**, Griffith MH, Dines JS, Briggs SM, Weiland AJ, Lorich DG. The extended anterolateral acromial approach allows minimally invasive access to the proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res.* 2005(434):123-9.
175. **Gaskill TR**, Braun S, Millett PJ. Multimedia article. The rotator interval: pathology and management. *Arthroscopy.* 2011;27(4):556-67.
176. **GC T**. Functional anatomy of the shoulder. *J Athl Train.* 2000;35(3):248-55.
177. **Gerber C**, Schneeberger AG, Vinh TS. The arterial vascularization of the humeral head. An anatomical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(10):1486-94.
178. **Gerber C**, Pennington SD, Nyffeler RW. Reverse total shoulder arthroplasty. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* 2009;17(5):284-95.
179. **Giles JW**, Langohr GD, Johnson JA, Athwal GS. The rotator cuff muscles are antagonists after reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016;25(10):1592-600.
180. **Giuseffi SA**, Streubel P, Sperling J, Sanchez-Sotelo J. Short-stem uncemented primary reverse shoulder arthroplasty: clinical and radiological outcomes. *Bone Joint J.* 2014;96-b(4):526-9.



181. **Gleason PD**, Beall DP, Sanders TG, Bond JL, Ly JQ, Holland LL, et al. The transverse humeral ligament: a separate anatomical structure or a continuation of the osseous attachment of the rotator cuff? *Am J Sports Med.* 2006;34(1):72-7.
182. **Goetti P**, Denard PJ, Collin P, Ibrahim M, Hoffmeyer P, Lädermann A. Shoulder biomechanics in normal and selected pathological conditions. *EFORT Open Rev.* 2020;5(8):508-18.
183. **Goldberg SS**, Bell JE, Kim HJ, Bak SF, Levine WN, Bigliani LU. Hemiarthroplasty for the rotator cuff-deficient shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(3):554-9.
184. **Grammont PTP LJ**, Deries X. . Concept study and reasliization of a new total shoulder prosthesis *Rhumatologie.* 1987;39:407-18.
185. **Gregory TM**, Boukebous B, Gregory J, Pierrart J, Masemjean E. Short, Medium and Long Term Complications After Total Anatomical Shoulder Arthroplasty. *Open Orthop J.* 2017;11:1133-41.
186. **Greiner S**, Berth A, Käab M, Irlenbusch U. Glenoid morphology affects the incidence of radiolucent lines around cemented pegged polyethylene glenoid components. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013;133(10):1331-9.
187. **Grey SG**, Wright TW, Flurin PH, Zuckerman JD, Friedman R, Roche CP. Preliminary Results of a Novel Hybrid Cage Glenoid Compared to an All-Polyethylene Glenoid in Total Shoulder Arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis (2013).* 2015;73 Suppl 1:S86-91.
188. **Guarrella V**, Chelli M, Domos P, Ascione F, Boileau P, Walch G. Risk factors for instability after reverse shoulder arthroplasty. *Shoulder Elbow.* 2021;13(1):51-7.
189. **Guerini H**, Femand M, Godefroy D, Feydy A, Chevrot A, Morvan G, et al. US appearance of partial-thickness supraspinatus tendon tears: Application of the string theory. Pictorial essay. *J Ultrasound.* 2012;15(1):7-15.
190. **Guery J**, Favard L, Sirveaux F, Oudet D, Mole D, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty. Survivorship analysis of eighty replacements followed for five to ten years. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(8):1742-7.
191. **Gulotta LV**, Chambers KL, Warren RF, Dines DM, Craig EV. No differences in early results of a hybrid glenoid compared with a pegged implant. *Clin Orthop Relat Res.* 2015;473(12):3918-24.
192. **Gutiérrez S**, Greiwe RM, Frankle MA, Siegal S, Lee WE, 3rd. Biomechanical comparison of component position and hardware failure in the reverse shoulder prosthesis. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16(3 Suppl):S9-s12.
193. **Gutiérrez S**, Keller TS, Levy JC, Lee WE, 3rd, Luo ZP. Hierarchy of stability factors in reverse shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(3):670-6.
194. **Gutiérrez S**, Comiskey CA, Luo ZP, Pupello DR, Frankle MA. Range of impingement-free abduction and adduction deficit after reverse shoulder arthroplasty. Hierarchy of surgical and implant-design-related factors. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(12):2606-15.
195. **Gutiérrez S**, Walker M, Willis M, Pupello DR, Frankle MA. Effects of tilt and glenosphere eccentricity on baseplate/bone interface forces in a computational model, validated by a mechanical model, of reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011;20(5):732-9.

196. **Gutiérrez S**, Levy JC, Frankle MA, Cuff D, Keller TS, Pupello DR, et al. Evaluation of abduction range of motion and avoidance of inferior scapular impingement in a reverse shoulder model. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17(4):608-15.
197. **Haines JF**, Trail IA, Nuttall D, Birch A, Barrow A. The results of arthroplasty in osteoarthritis of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88(4):496-501.
198. **Halder AM**, Itoi E, An KN. Anatomy and biomechanics of the shoulder. *Orthop Clin North Am.* 2000;31(2):159-76.
199. **Haleem A**, Sedrak P, Gohal C, Athwal GS, Khan M, Alolabi B. Hybrid Glenoid Designs in Anatomic Total Shoulder Arthroplasty: A Systematic Review. *Hss j.* 2022;18(2):219-28.
200. **Hallab NJ**, Jacobs JJ. Biologic effects of implant debris. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2009;67(2):182-8.
201. **Hamilton MA**, Roche CP, Diep P, Flurin PH, Routman HD. Effect of prosthesis design on muscle length and moment arms in reverse total shoulder arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis (2013).* 2013;71 Suppl 2:S31-5.
202. **Handorf AM**, Zhou Y, Halanski MA, Li WJ. Tissue stiffness dictates development, homeostasis, and disease progression. *Organogenesis.* 2015;11(1):1-15.
203. **Hansen ML**, Nayak A, Narayanan MS, Worhacz K, Stowell R, Jacofsky MC, et al. Role of Subscapularis Repair on Muscle Force Requirements with Reverse Shoulder Arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis (2013).* 2015;73 Suppl 1:S21-7.
204. **Hao Y**, Guo X, Ma B, Zhu L, Liu L. Relationship between ultrasound elastography and myofibroblast distribution in breast cancer and its clinical significance. *Sci Rep.* 2016;6:19584.
205. **Harman M**, Frankle M, Vasey M, Banks S. Initial glenoid component fixation in "reverse" total shoulder arthroplasty: a biomechanical evaluation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1 Suppl S):162s-7s.
206. **Harryman DT**, 2nd, Sidles JA, Harris SL, Matsen FA, 3rd. The role of the rotator interval capsule in passive motion and stability of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(1):53-66.
207. **Hatta T**, Giambini H, Sukegawa K, Yamanaka Y, Sperling JW, Steinmann SP, et al. Quantified Mechanical Properties of the Deltoid Muscle Using the Shear Wave Elastography: Potential Implications for Reverse Shoulder Arthroplasty. *PLoS One.* 2016;11(5):e0155102.
208. **Henninger HB**, Barg A, Anderson AE, Bachus KN, Tashjian RZ, Burks RT. Effect of deltoid tension and humeral version in reverse total shoulder arthroplasty: a biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(4):483-90.
209. **Herschel R**, Wieser K, Morrey ME, Ramos CH, Gerber C, Meyer DC. Risk factors for glenoid erosion in patients with shoulder hemiarthroplasty: an analysis of 118 cases. *J Shoulder Elbow Surg.* 2017;26(2):246-52.
210. **Hertel R**, Knothe U, Ballmer FT. Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11(4):331-8.
211. **Hertel R**, Hempfing A, Stiehler M, Leunig M. Predictors of humeral head ischemia after intracapsular fracture of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004;13(4):427-33.

212. **Herzberg G**, Urien JP, Dimnet J. Potential excursion and relative tension of muscles in the shoulder girdle: relevance to tendon transfers. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999;8(5):430-7.
213. **Hettrich CM**, Boraiah S, Dyke JP, Neviasser A, Helfet DL, Lorich DG. Quantitative assessment of the vascularity of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(4):943-8.
214. **Hijji FY**, Cheslik TG, Schneider AD, Schach BM, Venkatarayappa I. The popularity of outcome measures used in shoulder arthroplasty literature. *Shoulder Elbow.* 2021;13(3):237-47.
215. **Hinton MA**, Parker AW, Drez D, Jr., Altcheck D. An anatomic study of the subscapularis tendon and myotendinous junction. *J Shoulder Elbow Surg.* 1994;3(4):224-9.
216. **Hodler J**, Fretz CJ, Terrier F, Gerber C. Rotator cuff tears: correlation of sonographic and surgical findings. *Radiology.* 1988;169(3):791-4.
217. **Hopkins AR**, Hansen UN, Amis AA, Taylor M, Gronau N, Anglin C. Finite element modelling of glenohumeral kinematics following total shoulder arthroplasty. *J Biomech.* 2006;39(13):2476-83.
218. **Howell SM**, Galinat BJ. The glenoid-labral socket. A constrained articular surface. *Clin Orthop Relat Res.* 1989(243):122-5.
219. **Hsu JE**, Namdari S, Baron M, Kuntz AF, Abboud JA, Huffman GR, et al. Glenoid perforation with pegged components during total shoulder arthroplasty. *Orthopedics.* 2014;37(6):e587-91.
220. **Hunt SA**, Kwon YW, Zuckerman JD. The rotator interval: anatomy, pathology, and strategies for treatment. *J Am Acad Orthop Surg.* 2007;15(4):218-27.
221. **Iannotti JP**, Norris TR. Influence of preoperative factors on outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85(2):251-8.
222. **Iannotti JP**, Lippitt SB, Williams GR, Jr. Variation in neck-shaft angle: influence in prosthetic design. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2007;36(12 Suppl 1):9-14.
223. **Iannotti JP**, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(4):491-500.
224. **Ide J**, Maeda S, Takagi K. Normal variations of the glenohumeral ligament complex: an anatomic study for arthroscopic Bankart repair. *Arthroscopy.* 2004;20(2):164-8.
225. **Inman VT**, Saunders JB, Abbott LC. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clin Orthop Relat Res.* 1996(330):3-12.
226. **Inoue K**, Suenaga N, Oizumi N, Yamaguchi H, Miyoshi N, Taniguchi N, et al. Humeral bone resorption after reverse shoulder arthroplasty using uncemented stem. *JSES Int.* 2020;4(1):138-43.
227. **Irlenbusch U**, Kohut G. Evaluation of a new baseplate in reverse total shoulder arthroplasty - comparison of biomechanical testing of stability with roentgenological follow up criteria. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015;101(2):185-90.
228. **Irlenbusch U**, Kääh MJ, Kohut G, Proust J, Reuther F, Joudet T. Reversed shoulder arthroplasty with inversed bearing materials: 2-year clinical and radiographic results in 101 patients. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2015;135(2):161-9.

- 229.**Itoi E**, Kido T, Sano A, Urayama M, Sato K. Which is more useful, the "full can test" or the "empty can test," in detecting the torn supraspinatus tendon? *Am J Sports Med.* 1999;27(1):65-8.
- 230.**Itoigawa Y**, Itoi E. Anatomy of the capsulolabral complex and rotator interval related to glenohumeral instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016;24(2):343-9.
- 231.**Jackson JD**, Cil A, Smith J, Steinmann SP. Integrity and function of the subscapularis after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010;19(7):1085-90.
- 232.**Jobin CM**, Galdi B, Anakwenze OA, Ahmad CS, Levine WN. Reverse shoulder arthroplasty for the management of proximal humerus fractures. *J Am Acad Orthop Surg.* 2015;23(3):190-201.
- 233.**John M**, Pap G, Angst F, Flury MP, Lieske S, Schwyzer HK, et al. Short-term results after reversed shoulder arthroplasty (Delta III) in patients with rheumatoid arthritis and irreparable rotator cuff tear. *Int Orthop.* 2010;34(1):71-7.
- 234.**Johnson GR**, Stuart PR, Mitchell S. A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clinical Biomechanics.* 1993;8(5):269-73.
- 235.**Jost B**, Koch PP, Gerber C. Anatomy and functional aspects of the rotator interval. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9(4):336-41.
- 236.**Kamineni S**, Ankem H, Sanghavi S. Anatomical considerations for percutaneous proximal humeral fracture fixation. *Injury.* 2004;35(11):1133-6.
- 237.**Kaplan PA**, Matamoros A, Jr., Anderson JC. Sonography of the musculoskeletal system. *AJR Am J Roentgenol.* 1990;155(2):237-45.
- 238.**Karduna AR**, McClure PW, Michener LA. Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. *J Biomech.* 2000;33(9):1063-8.
- 239.**Karelse A**, Van Tongel A, Verstraeten T, Poncet D, De Wilde LF. Rocking-horse phenomenon of the glenoid component: the importance of inclination. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015;24(7):1142-8.
- 240.**Kask K**, Kolts I, Lubienski A, Russlies M, Leibecke T, Busch LC. Magnetic resonance imaging and correlative gross anatomy of the ligamentum semicirculare humeri (rotator cable). *Clin Anat.* 2008;21(5):420-6.
- 241.**Katz D**, Valenti P, Kany J, Elkholti K, Werthel JD. Does lateralisation of the centre of rotation in reverse shoulder arthroplasty avoid scapular notching? Clinical and radiological review of one hundred and forty cases with forty five months of follow-up. *Int Orthop.* 2016;40(1):99-108.
- 242.**Keener JD**, Wei AS, Kim HM, Steger-May K, Yamaguchi K. Proximal humeral migration in shoulders with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(6):1405-13.
- 243.**Kelkar R**, Wang VM, Flatow EL, Newton PM, Ateshian GA, Bigliani LU, et al. Glenohumeral mechanics: a study of articular geometry, contact, and kinematics. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10(1):73-84.
- 244.**Khan A**, Bunker TD, Kitson JB. Clinical and radiological follow-up of the Aequalis third-generation cemented total shoulder replacement: a minimum ten-year study. *J Bone Joint Surg Br.* 2009;91(12):1594-600.

245. **Khan R**, Satyapal KS, Naidoo N, Lazarus L. Long head of biceps brachii tendon and transverse humeral ligament morphometry and their associated pathology. *Folia Morphol (Warsz)*. 2020;79(2):359-65.
246. **Khazzam M**, Argo M, Landrum M, Box H. Comparison of Pegged and Keeled Glenoid Components for Total Shoulder Arthroplasty: A Systematic Review. *Journal of Shoulder and Elbow Arthroplasty*. 2017;1:2471549217705323.
247. **Kibler WB**. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med*. 1998;26(2):325-37.
248. **Kilian CM**, Press CM, Smith KM, O'Connor DP, Morris BJ, Elkousy HA, et al. Radiographic and clinical comparison of pegged and keeled glenoid components using modern cementing techniques: midterm results of a prospective randomized study. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017;26(12):2078-85.
249. **Kim K**, Hwang HJ, Kim SG, Lee JH, Jeong WK. Can Shoulder Muscle Activity Be Evaluated With Ultrasound Shear Wave Elastography? *Clin Orthop Relat Res*. 2018;476(6):1276-83.
250. **Klein M**, Juschka M, Hinkenjann B, Scherger B, Ostermann PA. Treatment of comminuted fractures of the proximal humerus in elderly patients with the Delta III reverse shoulder prosthesis. *J Orthop Trauma*. 2008;22(10):698-704.
251. **Klepps S**, Auerbach J, Calhon O, Lin J, Cleeman E, Flatow E. A cadaveric study on the anatomy of the deltoid insertion and its relationship to the deltopectoral approach to the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg*. 2004;13(3):322-7.
252. **Klepps SJ**, Goldfarb C, Flatow E, Galatz LM, Yamaguchi K. Anatomic evaluation of the subcoracoid pectoralis major transfer in human cadavers. *J Shoulder Elbow Surg*. 2001;10(5):453-9.
253. **Koh TJ**, Grabiner MD, Brems JJ. Three-Dimensional in Vivo Kinematics of the Shoulder during Humeral Elevation. *J Appl Biomech*. 1998;14(3):312-26.
254. **Kohut G**, Dallmann F, Irlenbusch U. Wear-induced loss of mass in reversed total shoulder arthroplasty with conventional and inverted bearing materials. *J Biomech*. 2012;45(3):469-73.
255. **Kolts I**, Busch LC, Tomusk H, Arend A, Eller A, Merila M, et al. Anatomy of the coracohumeral and coracoglenoidal ligaments. *Ann Anat*. 2000;182(6):563-6.
256. **Kolts I**, Busch LC, Tomusk H, Rajavee E, Eller A, Russlies M, et al. Anatomical composition of the anterior shoulder joint capsule. A cadaver study on 12 glenohumeral joints. *Ann Anat*. 2001;183(1):53-9.
257. **Kolts I**, Busch LC, Tomusk H, Raudheiding A, Eller A, Merila M, et al. Macroscopical anatomy of the so-called "rotator interval". A cadaver study on 19 shoulder joints. *Ann Anat*. 2002;184(1):9-14.
258. **Kontaxis A**, Johnson GR. The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement- a modelling study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(3):254-60.
- 258.1. **Kontaxis G**, Koutras C, Tosounidis T, Giannoudis P. Early management of proximal humeral fractures with hemiarthroplasty: a systematic review. *J Bone Joint Surg Br*. 2008;90(11):1407-13.

- 259.**Kralinger F**, Schwaiger R, Wambacher M, Farrell E, Menth-Chiari W, Lajtai G, et al. Outcome after primary hemiarthroplasty for fracture of the head of the humerus. A retrospective multicentre study of 167 patients. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(2):217-9.
- 260.**Kronberg M**, Németh G, Broström LA. Muscle activity and coordination in the normal shoulder. An electromyographic study. *Clin Orthop Relat Res.* 1990(257):76-85.
- 261.**Kuhn JE**, Plancher KD, Hawkins RJ. Symptomatic scapulothoracic crepitus and bursitis. *J Am Acad Orthop Surg.* 1998;6(5):267-73.
- 262.**Kummer FJ**, Perkins R, Zuckerman JD. The use of the bicipital groove for alignment of the humeral stem in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998;7(2):144-6.
- 263.**Kusin DJ**, Ungar JA, Samson KK, Teusink MJ. Body mass index as a risk factor for dislocation of total shoulder arthroplasty in the first 30 days. *JSES Open Access.* 2019;3(3):179-82.
- 264.**Kwaees TA**, Charalambous CP. Reverse shoulder arthroplasty--minimum age for surgery, postoperative rehabilitation and long term restrictions. A delphi consensus study. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2014;16(4):435-9.
- 265.**Kwon YW**, Forman RE, Walker PS, Zuckerman JD. Analysis of reverse total shoulder joint forces and glenoid fixation. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2010;68(4):273-80.
- 266.**Lacroix D**, Murphy LA, Prendergast PJ. Three-dimensional finite element analysis of glenoid replacement prostheses: a comparison of keeled and pegged anchorage systems. *J Biomech Eng.* 2000;122(4):430-6.
- 267.**Lädemann A**, Williams MD, Melis B, Hoffmeyer P, Walch G. Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009;18(4):588-95.
- 268.**Lädemann A**, Chiu JC-H, Collin P, Piotton S, Nover L, Scheibel M. Hemi- vs. reverse shoulder arthroplasty for acute proximal humeral fractures. *Obere Extremität.* 2019;14(2):127-35.
- 269.**Lädemann A**, Gueorguiev B, Charbonnier C, Stimec BV, Fasel JHD, Zderic I, et al. Scapular Notching on Kinematic Simulated Range of Motion After Reverse Shoulder Arthroplasty Is Not the Result of Impingement in Adduction. *Medicine (Baltimore).* 2015;94(38):e1615.
- 270.**Lädemann A**, Walch G, Lubbeke A, Drake GN, Melis B, Bacle G, et al. Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(3):336-41.
- 271.**Lädemann A**, Schwitzguebel AJ, Edwards TB, Godeneche A, Favard L, Walch G, et al. Glenoid loosening and migration in reverse shoulder arthroplasty. *Bone Joint J.* 2019;101-b(4):461-9.
- 272.**Laing PG**. The arterial supply of the adult humerus. *J Bone Joint Surg Am.* 1956;38-a(5):1105-16.
- 273.**Langohr GD**, Giles JW, Athwal GS, Johnson JA. The effect of glenosphere diameter in reverse shoulder arthroplasty on muscle force, joint load, and range of motion. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015;24(6):972-9.
- 274.**Langohr GD**, Willing R, Medley JB, Athwal GS, Johnson JA. Contact mechanics of reverse total shoulder arthroplasty during abduction: the effect of neck-shaft angle, humeral cup depth, and glenosphere diameter. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016;25(4):589-97.

- 275.**Lapner PL**, Sabri E, Rakhra K, Bell K, Athwal GS. Comparison of lesser tuberosity osteotomy to subscapularis peel in shoulder arthroplasty: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(24):2239-46.
- 276.**Larose G**, Fisher ND, Gambhir N, Alben MG, Zuckerman JD, Virk MS, et al. Inlay versus onlay humeral design for reverse shoulder arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* 2022;31(11):2410-20.
- 277.**Lazarus MD**, Jensen KL, Southworth C, Matsen FA, 3rd. The radiographic evaluation of keeled and pegged glenoid component insertion. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84(7):1174-82.
- 278.**Le Double AF**. *Traité des variations du système musculaire de l'homme et de leur signification au point de vue de l'anthropologie zoologique.* Paris: Schleicher frères; 1897.
- 279.**Le J**, Roche CP, Fan W, Cheung EV, Ziegler DW, Grindel SI, et al. Risk factors for instability after reverse shoulder arthroplasty. *Seminars in Arthroplasty: JSES.* 2022;32(3):613-22.
- 280.**Lebon J**, Delclaux S, Bonneville N, Rongières M, Bonneville P, Mansat P. Stemmed hemiarthroplasty versus resurfacing in primary shoulder osteoarthritis: a single-center retrospective series of 78 patients. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(6 Suppl):S327-32.
- 281.**Lee SH**, Chang JM, Kim WH, Bae MS, Cho N, Yi A, et al. Differentiation of benign from malignant solid breast masses: comparison of two-dimensional and three-dimensional shear-wave elastography. *Eur Radiol.* 2013;23(4):1015-26.
- 282.**Leechavengvongs S**, Teerawutthichaikit T, Witoonchart K, Uerpaiojkit C, Malungpaishrope K, Suppauksorn S, et al. Surgical anatomy of the axillary nerve branches to the deltoid muscle. *Clin Anat.* 2015;28(1):118-22.
- 283.**Leroux JL**, Thomas E, Bonnel F, Blotman F. Diagnostic value of clinical tests for shoulder impingement syndrome. *Rev Rhum Engl Ed.* 1995;62(6):423-8.
- 284.**Leschinger T**, Hackl M, Zeifang F, Scaal M, Müller LP, Wegmann K. Nerve supply of the subscapularis during anterior shoulder surgery: definition of a potential risk area. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2017;137(1):135-40.
- 285.**Lévigne C**, Boileau P, Favard L, Garaud P, Molé D, Sirveaux F, et al. Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17(6):925-35.
- 286.**Levy DM**, Abrams GD, Harris JD, Bach BR, Jr., Nicholson GP, Romeo AA. Rotator cuff tears after total shoulder arthroplasty in primary osteoarthritis: A systematic review. *Int J Shoulder Surg.* 2016;10(2):78-84.
- 287.**Li F**, Zhu Y, Lu Y, Liu X, Wu G, Jiang C. Hemiarthroplasty for the treatment of complex proximal humeral fractures: does a trabecular metal prosthesis make a difference? A prospective, comparative study with a minimum 3-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;23(10):1437-43.
- 288.**Litaker D**, Pioro M, El Bilbeisi H, Brems J. Returning to the bedside: using the history and physical examination to identify rotator cuff tears. *J Am Geriatr Soc.* 2000;48(12):1633-7.
- 289.**Lorne E**, Gagey O, Quillard J, Hue E, Gagey N. The fibrous frame of the deltoid muscle. Its functional and surgical relevance. *Clin Orthop Relat Res.* 2001(386):222-5.
- 290.**Loukas M**, du Plessis M, Owens DG, Kinsella CR, Jr., Litchfield CR, Nacar A, et al. The lateral thoracic artery revisited. *Surg Radiol Anat.* 2014;36(6):543-9.

- 291.**Ludewig PM**, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther.* 2000;80(3):276-91.
- 292.**Lugo R**, Kung P, Ma CB. Shoulder biomechanics. *Eur J Radiol.* 2008;68(1):16-24.
- 293.**Lukasiewicz AC**, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(10):574-83; discussion 84-6.
- 294.**Lumsdaine W**, Smith A, Walker RG, Benz D, Mohammed KD, Stewart F. Morphology of the humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus tendons: Application to rotator cuff repair. *Clin Anat.* 2015;28(6):767-73.
- 295.**M.D. Court-Brown CM**, M.D. Heckman, James D, M.D. McQueen, Margaret M., M.D. Ricci, William M., M.D. Tornetta, Paul, III Rockwood and Green's Fractures in Adults: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
- 296.**MacDonald PB**, Clark P, Sutherland K. An analysis of the diagnostic accuracy of the Hawkins and Neer subacromial impingement signs. *J Shoulder Elbow Surg.* 2000;9(4):299-301.
- 297.**Malicky DM**, Soslowsky LJ, Blasler RB, Shyr Y. Anterior glenohumeral stabilization factors: progressive effects in a biomechanical model. *J Orthop Res.* 1996;14(2):282-8.
- 298.**Mallett K**, Nguyen NTV, Giambini H, Werthel J-D, Sanchez-Sotelo J. Changes in deltoid muscle tension after reverse shoulder arthroplasty as quantified by shear wave elastography: relationship with radiographic parameters and functional outcomes. *Seminars in Arthroplasty: JSES.* 2021;31(4):751-8.
- 299.**Marigi EM**, Duquin TR, Throckmorton TQ, Sperling JW. Hybrid fixation in anatomic shoulder arthroplasty: surgical technique and review of the literature. *JSES Rev Rep Tech.* 2021;1(2):113-7.
- 300.**Marigi EM**, Elahi MA, Cancio-Bello AM, Duquin TR, Sperling JW. Stemless anatomic total shoulder arthroplasty: surgical technique and review of the literature. *JSES Reviews, Reports, and Techniques.* 2022;2(4):442-50.
- 301.**Martin SD**, Zurakowski D, Thornhill TS. Uncemented glenoid component in total shoulder arthroplasty. Survivorship and outcomes. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(6):1284-92.
- 302.**Mata-Fink A**, Meinke M, Jones C, Kim B, Bell JE. Reverse shoulder arthroplasty for treatment of proximal humeral fractures in older adults: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(12):1737-48.
- 303.**Matsen FA**, 3rd, Boileau P, Walch G, Gerber C, Bicknell RT. The reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(3):660-7.
- 304.**Mattei L**, Mortera S, Arrigoni C, Castoldi F. Anatomic shoulder arthroplasty: an update on indications, technique, results and complication rates. *Joints.* 2015;3(2):72-7.
- 305.**Matthewson G**, Kooner S, Kwapisz A, Leiter J, Old J, MacDonald P. The effect of subscapularis repair on dislocation rates in reverse shoulder arthroplasty: a meta-analysis and systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019;28(5):989-97.
- 306.**McCreesh KM**, Crotty JM, Lewis JS. Acromiohumeral distance measurement in rotator cuff tendinopathy: is there a reliable, clinically applicable method? A systematic review. *Br J Sports Med.* 2015;49(5):298-305.



- 307.**McMahon PJ**, Debski RE, Thompson WO, Warner JJ, Fu FH, Woo SL. Shoulder muscle forces and tendon excursions during glenohumeral abduction in the scapular plane. *J Shoulder Elbow Surg.* 1995;4(3):199-208.
- 308.**Meisterhans M**, Bouaicha S, Meyer DC. Posterior and inferior glenosphere position in reverse total shoulder arthroplasty supports deltoid efficiency for shoulder flexion and elevation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019;28(8):1515-22.
- 309.**Melis B**, DeFranco M, Lädermann A, Molé D, Favard L, Nérot C, et al. An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. *J Bone Joint Surg Br.* 2011;93(9):1240-6.
- 310.**Merolla G**, Paladini P, Campi F, Porcellini G. Efficacy of anatomical prostheses in primary glenohumeral osteoarthritis. *Chir Organi Mov.* 2008;91(2):109-15.
- 311.**Merolla G**, Walch G, Ascione F, Paladini P, Fabbri E, Padolino A, et al. Grammont humeral design versus onlay curved-stem reverse shoulder arthroplasty: comparison of clinical and radiographic outcomes with minimum 2-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018;27(4):701-10.
- 312.**Metzger PD**, Bailey JR, Filler RD, Waltz RA, Provencher MT, Dewing CB. Pectoralis major muscle rupture repair: technique using unicortical buttons. *Arthrosc Tech.* 2012;1(1):e119-25.
- 313.**Meyer C**, Alt V, Hassanin H, Heiss C, Stahl JP, Giebel G, et al. The arteries of the humeral head and their relevance in fracture treatment. *Surg Radiol Anat.* 2005;27(3):232-7.
- 314.**Middernacht B**, Van Tongel A, De Wilde L. A Critical Review on Prosthetic Features Available for Reversed Total Shoulder Arthroplasty. *Biomed Res Int.* 2016;2016:3256931.
- 315.**Middernacht B**, De Roo PJ, Van Maele G, De Wilde LF. Consequences of scapular anatomy for reversed total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(6):1410-8.
- 316.**Middleton WD**, Teefey SA, Yamaguchi K. Sonography of the rotator cuff: analysis of interobserver variability. *AJR Am J Roentgenol.* 2004;183(5):1465-8.
- 317.**Mighell MA**, Kolm GP, Collinge CA, Frankle MA. Outcomes of hemiarthroplasty for fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12(6):569-77.
- 318.**Miller BS**, Joseph TA, Noonan TJ, Horan MP, Hawkins RJ. Rupture of the subscapularis tendon after shoulder arthroplasty: diagnosis, treatment, and outcome. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(5):492-6.
- 319.**Miyamura S**, Lans J, Min KS, Waryasz GR, Murase T, Chen NC. Bone resorption of the greater tuberosity after open reduction and internal fixation of complex proximal humeral fractures: fragment characteristics and intraoperative risk factors. *J Shoulder Elbow Surg.* 2021;30(7):1626-35.
- 320.**Mochizuki T**, Sugaya H, Uomizu M, Maeda K, Matsuki K, Sekiya I, et al. Humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus. New anatomical findings regarding the footprint of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(5):962-9.
- 321.**MoECKel BH**, Dines DM, Warren RF, Altchek DW. Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(6):884-9.

- 321.1.**Mohapatra N**, Sahoo US, Sahoo MM. Effect of tuberosity repair on functional outcome of reverse shoulder arthroplasty in proximal humerus fractures. *Chin J Traumatol*. 2023;26(2):94-100. doi:10.1016/j.cjtee.2022.12.001.
- 322.**Molé D**, Wein F, Dézaly C, Valenti P, Sirveaux F. Surgical technique: the anterosuperior approach for reverse shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(9):2461-8.
- 323.**Mollon B**, Mahure SA, Roche CP, Zuckerman JD. Impact of glenosphere size on clinical outcomes after reverse total shoulder arthroplasty: an analysis of 297 shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*. 2016;25(5):763-71.
- 324.**Mollon B**, Mahure SA, Roche CP, Zuckerman JD. Impact of scapular notching on clinical outcomes after reverse total shoulder arthroplasty: an analysis of 476 shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017;26(7):1253-61.
- 325.**Momma D**, Nimura A, Muro S, Fujishiro H, Miyamoto T, Funakoshi T, et al. Anatomic analysis of the whole articular capsule of the shoulder joint, with reference to the capsular attachment and thickness. *J Exp Orthop*. 2018;5(1):16.
- 326.**Morag Y**, Jamadar DA, Miller B, Dong Q, Jacobson JA. The subscapularis: anatomy, injury, and imaging. *Skeletal Radiol*. 2011;40(3):255-69.
- 327.**Morgan SJ**, Furry K, Parekh AA, Agudelo JF, Smith WR. The deltoid muscle: an anatomic description of the deltoid insertion to the proximal humerus. *J Orthop Trauma*. 2006;20(1):19-21.
- 328.**Moseley HF**. Recurrent dislocation of the shoulder. *Postgrad Med*. 1962;31:23-9.
- 329.**Moser T**, Lecours J, Michaud J, Bureau NJ, Guillin R, Cardinal É. The deltoid, a forgotten muscle of the shoulder. *Skeletal Radiol*. 2013;42(10):1361-75.
- 330.**Moulton SG**, Cole EW, Gobezie R, Romeo AA, Lederman E, Denard PJ. Minimum 5-year outcomes of pegged versus keeled all-polyethylene glenoids. *JSES Open Access*. 2019;3(4):292-5.
- 331.**Mourad W**, Wiater JM, Wiater BP, Martusiewicz A. Baseplate Options for Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2020;13(6):769-75.
- 332.**Muldoon M**, Cofield R. Complications of humeral head replacement for proximal humeral fractures. *Instructional course lectures*. 1997;46:15-24.
- 333.**Mulier P**, Dunning P, Klein S, Pupello D, Frankle M. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of irreparable rotator cuff tear without glenohumeral arthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(15):2544-56.
- 334.**Müller AM**, Born M, Jung C, Flury M, Kolling C, Schwyzer H-K, et al. Glenosphere size in reverse shoulder arthroplasty: is larger better for external rotation and abduction strength? *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2018;27(1):44-52.
- 335.**Murrell GA**, Walton JR. Diagnosis of rotator cuff tears. *The Lancet*. 2001;357(9258):769-70.
- 336.**Muscolino JE**. *Kinesiology: The Skeletal System And Muscle Function*: Elsevier; 2011.
- 337.**Nagels J**, Valstar ER, Stokdijk M, Rozing PM. Patterns of loosening of the glenoid component. *J Bone Joint Surg Br*. 2002;84(1):83-7.
- 338.**Naraghi AM**, White LM. Magnetic resonance imaging of joint replacements. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2006;10(1):98-106.

- 339.**Neviasser J.** Adhesive capsulitis of the shoulder (the frozen shoulder). *Medical times.* 1962;90:783-807.
- 340.**Nightingale K.** Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging: a review. *Current medical imaging.* 2011;7(4):328-39.
- 341.**Nightingale K,** McAleavey S, Trahey G. Shear-wave generation using acoustic radiation force: in vivo and ex vivo results. *Ultrasound Med Biol.* 2003;29(12):1715-23.
- 342.**Nightingale K,** Soo MS, Nightingale R, Trahey G. Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility. *Ultrasound in medicine & biology.* 2002;28(2):227-35.
- 343.**Nk P.** Normal and abnormal motion of the shoulder. *J Bone Joint Surg, A.* 1976;58:195-201.
- 344.**Nourissat G,** Corsia S, Müller JH, Saffarini M, Lenoble E. Mid-to long-term clinical outcomes after press-fit short stem reverse shoulder arthroplasty. *JSES international.* 2022;6(6):896-902.
- 345.**Nowak DD,** Bahu MJ, Gardner TR, Dyrszka MD, Levine WN, Bigliani LU, et al. Simulation of surgical glenoid resurfacing using three-dimensional computed tomography of the arthritic glenohumeral joint: the amount of glenoid retroversion that can be corrected. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 2009;18(5):680-8.
- 346.**Nyffeler RW,** Werner CM, Gerber C. Biomechanical relevance of glenoid component positioning in the reverse Delta III total shoulder prosthesis. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 2005;14(5):524-8.
- 347.**Nyffeler RW,** Sheikh R, Jacob HAC, Gerber C. Influence of Humeral Prosthesis Height on Biomechanics of Glenohumeral Abduction: An In Vitro Study. *JBJS.* 2004;86(3):575-80.
- 348.**O'Brien SJ,** Neves MC, Arnoczky SP, Rozbruck SR, Dicarolo EF, Warren RF, et al. The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. *The American journal of sports medicine.* 1990;18(5):449-56.
- 349.**O'Connell PW,** Nuber GW, Mileski RA, Lautenschlager E. The contribution of the glenohumeral ligaments to anterior stability of the shoulder joint. *The American journal of sports medicine.* 1990;18(6):579-84.
- 350.**O'Connor PJ,** Rankine J, Gibbon W, Richardson A, Winter F, Miller JH. Interobserver variation in sonography of the painful shoulder. *Journal of Clinical Ultrasound.* 2005;33(2):53-6.
- 351.**O'Malley MP,** Kia C, Dukas AG, Cote M, Stock H, Savoy L, et al. Blinded ultrasound examination of the subscapularis following anatomic shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Arthroplasty.* 2019;3:2471549219832442.
- 352.**Oh JH,** Shin S-J, McGarry MH, Scott JH, Heckmann N, Lee TQ. Biomechanical effects of humeral neck-shaft angle and subscapularis integrity in reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 2014;23(8):1091-8.
- 353.**Ohl X,** Nérot C, Saddiki R, Dehoux E. Shoulder hemi arthroplasty radiological and clinical outcomes at more than two years follow-up. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2010;96(3):208-15.

354. **Ohl X**, Bonneville N, Gallinet D, Ramdane N, Valenti P, Decroocq L, et al. How the greater tuberosity affects clinical outcomes after reverse shoulder arthroplasty for proximal humeral fractures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2018;27(12):2139-44.
355. **Okoroa KR**, Fidai MS, Tramer JS, Davis KD, Kolowich PA. Diagnostic accuracy of ultrasound for rotator cuff tears. *Ultrasonography*. 2019;38(3):215-20.
356. **Ophir J**, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging*. 1991;13(2):111-34.
357. **Osbahr DC**, Cannon, D. L., & Speer, K. P. . Retroversion of the humerus in the throwing shoulder of college baseball pitchers. *The American journal of sports medicine*. 2002.
358. **Osias W**, Matcuk GR, Jr., Skalski MR, Patel DB, Schein AJ, Hatch GFR, et al. Scapulothoracic pathology: review of anatomy, pathophysiology, imaging findings, and an approach to management. *Skeletal Radiol*. 2018;47(2):161-71.
359. **Othman A**, Taylor G. Is the constant score reliable in assessing patients with frozen shoulder? 60 shoulders scored 3 years after manipulation under anaesthesia. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2004;75(1):114-6.
360. **Ovesen J**, Nielsen S. Anterior and posterior shoulder instability: a cadaver study. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1986;57(4):324-7.
361. **Padegimas EM**, Maltenfort M, Lazarus MD, Ramsey ML, Williams GR, Namdari S. Future patient demand for shoulder arthroplasty by younger patients: national projections. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2015;473:1860-7.
362. **Page RS**, Pai V, Eng K, Bain G, Graves S, Lorimer M. Cementless versus cemented glenoid components in conventional total shoulder joint arthroplasty: analysis from the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2018;27(10):1859-65.
363. **Palmer WE**, Brown JH, Rosenthal DI. Labral-ligamentous complex of the shoulder: evaluation with MR arthrography. *Radiology*. 1994;190(3):645-51.
364. **Pandey R**, Quinn J, Joyner C, Murray D, Triffitt J, Athanasou N. Arthroplasty implant biomaterial particle associated macrophages differentiate into lacunar bone resorbing cells. *Annals of the rheumatic diseases*. 1996;55(6):388.
- 364.1. **Panzica M**, Brandes J, Schmidem U, Karch A, Hawi N, Krettek C, Meller R. Fatty degeneration of the deltoid muscle associated with displaced proximal humerus fractures. *Technology and Health Care*. 2017 Jan 1;25(5):959-67.
365. **Papadonikolakis A**, Neradilek MB, Matsen III FA. Failure of the glenoid component in anatomic total shoulder arthroplasty: a systematic review of the English-language literature between 2006 and 2012. *JBJS*. 2013;95(24):2205-12.
366. **Park HB**, Yokota A, Gill HS, El Rassi G, McFarland EG. Diagnostic accuracy of clinical tests for the different degrees of subacromial impingement syndrome. *JBJS*. 2005;87(7):1446-55.
367. **Parker KJ**, Lerner RM. Sonoelasticity of organs: shear waves ring a bell. *Journal of ultrasound in medicine*. 1992;11(8):387-92.
368. **Parsons Iv I**, Apreleva M, Fu FH, Woo SLY. The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint. *Journal of orthopaedic research*. 2002;20(3):439-46.

- 369.**Patel RJ**, Choi D, Wright T, Gao Y. Nonconforming glenoid increases posterior glenohumeral translation after a total shoulder replacement. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;23(12):1831-7.
- 370.**Pearl ML**, Volk AG. Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 1996;5(4):320-6.
- 371.**Pena L**, Pena J, López-Anglada E, Brana AF. Instability after reverse total shoulder arthroplasty: risk factors and how to avoid them. *Acta Orthopædica Belgica.* 2022;88:372-9.
- 372.**Perry J**. Anatomy and biomechanics of the shoulder in throwing, swimming, gymnastics, and tennis. *Clinics in sports medicine.* 1983;2(2):247-70.
- 373.**Petchprapa CN**, Beltran LS, Jazrawi LM, Kwon YW, Babb JS, Recht MP. The rotator interval: a review of anatomy, function, and normal and abnormal MRI appearance. *American journal of Roentgenology.* 2010;195(3):567-76.
- 374.**Petilon J**, Ellingson CI, Sekiya JK. Pectoralis major muscle ruptures. *Operative Techniques in Sports Medicine.* 2005;13(3):162-8.
- 375.**Pijls BG**, Werner PH, Eggen PJ. Alternative humeral tubercle fixation in shoulder hemiarthroplasty for fractures of the proximal humerus. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 2010;19(2):282-9.
- 376.**Pinkas D**, Wiater B, Wiater JM. The glenoid component in anatomic shoulder arthroplasty. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* 2015;23(5):317-26.
- 377.**Plausinis D**, Kwon YW, Zuckerman JD. Complications of humeral head replacement for proximal humeral fractures. *Instr Course Lect.* 2005;54:371-80.
- 378.**Poon PC**, Chou J, Young SW, Astley T. A comparison of concentric and eccentric glenospheres in reverse shoulder arthroplasty: a randomized controlled trial. *JBJS.* 2014;96(16):e138.
- 379.**Poppen N**, Walker P. Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007).* 1978;135:165-70.
- 380.**Pradhan RL**, Itoi E, Watanabe W, Yamada S, Nagasawa H, Shimizu T, et al. A rare anatomic variant of the superior glenohumeral ligament. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 2001;17(1):1-3.
- 381.**Prakash U**, McGurty DW, Dent JA. Hemiarthroplasty for severe fractures of the proximal humerus. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 2002;11(5):428-30.
- 382.**Provencher CMT**, Handfield K, Boniquit NT, Reiff SN, Sekiya JK, Romeo AA. Injuries to the pectoralis major muscle: diagnosis and management. *The American Journal of Sports Medicine.* 2010;38(8):1693-705.
- 383.**Purdue PE**, Koulouvaris P, Potter HG, Nestor BJ, Sculco TP. The cellular and molecular biology of periprosthetic osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007).* 2007;454:251-61.
- 384.**Rai P**, Davies O, Wand J, Bigsby E. Long-term follow-up of the Copeland mark III shoulder resurfacing hemi-arthroplasty. *Journal of orthopaedics.* 2016;13(1):52-6.
- 385.**Raiss P**, Pape G, Kleinschmidt K, Jäger S, Sowa B, Jakubowitz E, et al. Bone cement penetration pattern and primary stability testing in keeled and pegged glenoid components. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 2011;20(5):723-31.

- 386.**Razmjou H**, Palinkas V, Christakis M, Kennedy D, Robarts S. Diagnostic Value of Acromiohumeral Distance in Rotator Cuff Pathology: Implications for Advanced-Practice Physiotherapists. *Physiotherapy Canada*. 2020;72(1):52-62.
- 387.**Reagan KM**, Meister K, Horodyski MB, Werner DW, Carruthers C, Wilk K. Humeral retroversion and its relationship to glenohumeral rotation in the shoulder of college baseball players. *Am J Sports Med*. 2002;30(3):354-60.
- 388.**Reid CD**, Taylor GI. The vascular territory of the acromiothoracic axis. *Br J Plast Surg*. 1984;37(2):194-212.
- 389.**Ren P-G**, Irani A, Huang Z, Ma T, Biswal S, Goodman SB. Continuous infusion of UHMWPE particles induces increased bone macrophages and osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2011;469:113-22.
- 390.**Richard GJ**, Denard PJ, Kaar SG, Bohsali KI, Horneff JG, Carpenter S, et al. Outcome measures reported for the management of proximal humeral fractures: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg*. 2020;29(10):2175-84.
- 391.**Rispoli DM**, Athwal GS, Sperling JW, Cofield RH. The anatomy of the deltoid insertion. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2009;18(3):386-90.
- 392.**Rivera AR**, Cardona V. Reverse total shoulder arthroplasty for complex proximal humerus fracture in the elderly: clinical and radiological results. *JSES Reviews, Reports, and Techniques*. 2023;3(2):131-6.
- 393.**Roberson TA**, Bentley JC, Griscom JT, Kissenberth MJ, Tolan SJ, Hawkins RJ, et al. Outcomes of total shoulder arthroplasty in patients younger than 65 years: a systematic review. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2017;26(7):1298-306.
- 394.**Robertson DD**, Yuan J, Bigliani LU, Flatow EL, Yamaguchi K. Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus: relevance to arthroplasty. *JBJS*. 2000;82(11):1594.
- 395.**Robinson CM**, Page RS, Hill RM, Sanders DL, Wakefield AE. Primary hemiarthroplasty for treatment of proximal humeral fractures. *JBJS*. 2003;85(7):1215-23.
- 396.**Roche C, Flurin P-H**, Wright T, Crosby LA, Mauldin M, Zuckerman JD. An evaluation of the relationships between reverse shoulder design parameters and range of motion, impingement, and stability. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2009;18(5):734-41.
- 397.**Roche CP**, Stroud NJ, Flurin P-H, Wright TW, Zuckerman JD, DiPaola MJ. Reverse shoulder glenoid baseplate fixation: a comparison of flat-back versus curved-back designs and oval versus circular designs with 2 different offset glenospheres. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2014;23(9):1388-94.
- 398.**Roche CP**, Diep P, Crosby LA, Flurin P-H, Wright TW, Zuckerman JD, et al. Impact of inferior glenoid tilt, humeral retroversion, bone grafting, and design parameters on muscle length and deltoid wrapping in reverse shoulder arthroplasty. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*. 2013;71(4):284.
- 399.**Roche CP**, Stroud NJ, Martin BL, Steiler CA, Flurin P-H, Wright TW, et al. Achieving fixation in glenoids with superior wear using reverse shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2013;22(12):1695-701.
- 400.**Römer C**, Czupajllo J, Zessin E, Fischer T, Wolfarth B, Lerchbaumer MH. Muscle and Tendon Stiffness of the Lower Limb of Professional Adolescent Soccer Athletes Measured Using Shear Wave Elastography. *Diagnostics*. 2022;12(10):2453.

- 401.**Römer C**, Legerlotz K, Czupajllo J, Fischer T, Wolfarth B, Lerchbaumer MH. Training-induced change of tendon and muscle stiffness of the lower limb in professional female athletes: Assessment with shear wave elastography. 2022.
- 402.**Rosenberg N**, Haddad M, Norman D. Glenoid Loosening in Total Shoulder Arthroplasty. *Arthroplasty-Update*: IntechOpen; 2013.
- 403.**Rosenberg N**, Neumann L, Modi A, Mersich IJ, Wallace AW. Improvements in survival of the uncemented Nottingham Total Shoulder prosthesis: a prospective comparative study. *BMC musculoskeletal disorders*. 2007;8:1-11.
- 404.**Ross M**, Hope B, Stokes A, Peters SE, McLeod I, Duke PF. Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of three-part and four-part proximal humeral fractures in the elderly. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2015;24(2):215-22.
- 405.**Routman HD**. The role of subscapularis repair in reverse total shoulder arthroplasty. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*. 2013;71.
- 406.**Routman HD**, Flurin P-H, Wright TW, Zuckerman JD, Hamilton MA, Roche CP. Reverse shoulder arthroplasty prosthesis design classification system. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*. 2015;73(S1):S5-S.
- 407.**Rouze NC**, Wang MH, Palmeri ML, Nightingale KR. Robust estimation of time-of-flight shear wave speed using a radon sum transformation. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*. 2010;57(12):2662-70.
- 408.**Rowe C**, Zarins B. Recurrent transient subluxation of the shoulder. *JBJS*. 1981;63(6):863-72.
- 409.**Rugg CM**, Coughlan MJ, Lansdown DA. Reverse total shoulder arthroplasty: biomechanics and indications. *Current reviews in musculoskeletal medicine*. 2019;12:542-53.
- 410.**Ruland III LJ**, Ruland CM, Matthews LS. Scapulothoracic anatomy for the arthroscopist. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1995;11(1):52-6.
- 411.**Sabharwal S**, Bale S. The biomechanics of reverse shoulder arthroplasty. *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*. 2021;8(1):7-12.
- 412.**Sabokbar A**, Itonaga I, Sun S, Kudo O, Athanasou N. Arthroplasty membrane-derived fibroblasts directly induce osteoclast formation and osteolysis in aseptic loosening. *Journal of orthopaedic research*. 2005;23(3):511-9.
- 413.**Sadoghi P**, Leithner A, Vavken P, Hölzer A, Hochreiter J, Weber G, et al. Infraglenoidal scapular notching in reverse total shoulder replacement: a prospective series of 60 cases and systematic review of the literature. *BMC musculoskeletal disorders*. 2011;12:1-9.
- 414.**Saha AK**. *Theory of shoulder mechanism: descriptive and applied*: Thomas; 1961.
- 415.**Sakoma Y**, Sano H, Shinozaki N, Itoigawa Y, Yamamoto N, Ozaki T, et al. Anatomical and functional segments of the deltoid muscle. *Journal of anatomy*. 2011;218(2):185-90.
- 416.**Sallay PI**, Reed L. The measurement of normative American Shoulder and Elbow Surgeons scores. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2003;12(6):622-7.
- 417.**Samuelsen BT**, Wagner ER, Houdek MT, Elhassan BT, Sánchez-Sotelo J, Cofield R, et al. Primary reverse shoulder arthroplasty in patients aged 65 years or younger. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2017;26(1):e13-e7.
- 418.**Sanchez-Sotelo J**. Total shoulder arthroplasty. *Open Orthop J*. 2011;5:106-14.

- 419.**Sande Mvd**, Brand R, Rozing P. Indications, complications, and results of shoulder arthroplasty. *Scandinavian journal of rheumatology*. 2006;35(6):426-34.
- 420.**Sandow M**, Gartsman G, Kirkley S, editors. TOTAL OR HEMI ARTHROPLASTY FOR OA SHOULDER—META-ANALYSIS OF TRIALS. *Orthopaedic Proceedings*; 2002: Bone & Joint.
- 421.**Sarvazyan AP**, Rudenko OV, Swanson SD, Fowlkes JB, Emelianov SY. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound in medicine & biology*. 1998;24(9):1419-35.
- 422.**Schairer WW**, Nwachukwu BU, Lyman S, Craig EV, Gulotta LV. National utilization of reverse total shoulder arthroplasty in the United States. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2015;24(1):91-7.
- 423.**Schmalzl J**, Fenwick A, Reichel T, Schmitz B, Jordan M, Meffert R, et al. Anterior deltoid muscle tension quantified with shear wave ultrasound elastography correlates with pain level after reverse shoulder arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2022;32(2):333-9.
- 424.**Schmidt W**, Schmidt H, Schicke B, Gromnica-Ihle E. Standard reference values for musculoskeletal ultrasonography. *Annals of the rheumatic diseases*. 2004;63(8):988-94.
- 425.**Schnetzke M**, Preis A, Coda S, Raiss P, Loew M. Anatomical and reverse shoulder replacement with a convertible, uncemented short-stem shoulder prosthesis: first clinical and radiological results. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2017;137(5):679-84.
- 426.**Schoch B**, Werthel JD, Schleck CD, Harmsen WS, Sperling J, Sánchez-Sotelo J, et al. Optimizing follow-up after anatomic total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2017;26(6):997-1002.
- 427.**Schulz CU**, Anetzberger H, Glaser C. Coracoid tip position on frontal radiographs of the shoulder: a predictor of common shoulder pathologies? *Br J Radiol*. 2005;78(935):1005-8.
- 428.**Schwartz DG**, Kang SH, Lynch TS, Edwards S, Nuber G, Zhang L-Q, et al. The anterior deltoid's importance in reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric biomechanical study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2013;22(3):357-64.
- 429.**Schwartz R**, editor Capsular restraints to anterior-posterior motion in the shoulder. *American shoulder and Elbow Surgeons 4th Open Meeting*, 1988; 1988.
- 430.**Sebastiá-Forcada E**, Cebrián-Gómez R, Lizaur-Utrilla A, Gil-Guillén V. Reverse shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for acute proximal humeral fractures. A blinded, randomized, controlled, prospective study. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2014;23(10):1419-26.
- 431.**Seebauer L**. Reverse prosthesis through a superior approach for cuff tear arthropathy. *Techniques in Shoulder & Elbow Surgery*. 2006;7(1):13-26.
- 432.**Sershon RA**, Van Thiel GS, Lin EC, McGill KC, Cole BJ, Verma NN, et al. Clinical outcomes of reverse total shoulder arthroplasty in patients aged younger than 60 years. *J Shoulder Elbow Surg*. 2014;23(3):395-400.
- 433.**Shevlin MG**, Lehmann J, Lucci JA. Electromyographic study of the function of some muscles crossing the glenohumeral joint. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1969;50(5):264-70.



- 434.**Shields E**, Koueiter DM, Wiater JM. Rate of improvement in outcomes measures after reverse total shoulder arthroplasty: a longitudinal study with 2-year follow-up. *Journal of Shoulder and Elbow Arthroplasty*. 2019;3:2471549219861446.
- 435.**Shiina T**. JSUM ultrasound elastography practice guidelines: basics and terminology. *Journal of Medical Ultrasonics*. 2013;40:309-23.
- 436.**Shukla DR**, McAnany S, Kim J, Overley S, Parsons BO. Hemiarthroplasty versus reverse shoulder arthroplasty for treatment of proximal humeral fractures: a meta-analysis. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2016;25(2):330-40.
- 437.**Sigrist RM**, Liau J, El Kaffas A, Chammas MC, Willmann JK. Ultrasound elastography: review of techniques and clinical applications. *Theranostics*. 2017;7(5):1303.
- 438.**Simovitch RW**, Zumstein MA, Lohri E, Helmy N, Gerber C. Predictors of scapular notching in patients managed with the Delta III reverse total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(3):588-600.
- 439.**Singh JP**. Shoulder ultrasound: What you need to know. *Indian Journal of Radiology and Imaging*. 2012;22(04):284-92.
- 440.**Sipola P**, Niemitukia L, Kröger H, Höfling I, Väätäinen U. Detection and quantification of rotator cuff tears with ultrasonography and magnetic resonance imaging—a prospective study in 77 consecutive patients with a surgical reference. *Ultrasound in medicine & biology*. 2010;36(12):1981-9.
- 441.**Sirveaux F**, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Mole D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff: results of a multicentre study of 80 shoulders. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. 2004;86(3):388-95.
- 442.**Smith T**, Back T, Toms A, Hing C. Diagnostic accuracy of ultrasound for rotator cuff tears in adults: a systematic review and meta-analysis. *Clinical radiology*. 2011;66(11):1036-48.
- 443.**Snow BJ**, Narvy SJ, Omid R, Atkinson RD, Vangsness Jr CT. Anatomy and histology of the transverse humeral ligament. *Orthopedics*. 2013;36(10):e1295-e8.
- 444.**Soslowsky LJ**, Malicky DM, Blasler RB. Active and passive factors in inferior glenohumeral stabilization: a biomechanical model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1997;6(4):371-9.
- 445.**Sperling JW**, Cofield RH, Rowland CM. Minimum fifteen-year follow-up of Neer hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in patients aged fifty years or younger. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2004;13(6):604-13.
- 446.**Sperling JW**, Cofield RH, Schleck CD, Harmsen WS. Total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for rheumatoid arthritis of the shoulder: results of 303 consecutive cases. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2007;16(6):683-90.
- 447.**Sperling JW**, Potter HG, Craig EV, Flatow E, Warren RF. Magnetic resonance imaging of painful shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2002;11(4):315-21.
- 448.**Steinbeck J**, Liljenqvist U, Jerosch J. The anatomy of the glenohumeral ligamentous complex and its contribution to anterior shoulder stability. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 1998;7(2):122-6.

- 449.**Stephens BC**, Simon P, Clark RE, Christmas KN, Stone GP, Lorenzetti AJ, et al. Revision for a failed reverse: a 12-year review of a lateralized implant. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2016;25(5):e115-e24.
- 450.**Stroud N**, DiPaola MJ, Flurin P-H, Roche CP. Reverse shoulder glenoid loosening: an evaluation of the initial fixation associated with six different reverse shoulder designs. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*. 2013;71(2):S12.
- 451.**Szabo I**, Buscayret F, Edwards TB, Nemoz C, Boileau P, Walch G. Radiographic comparison of flat-back and convex-back glenoid components in total shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2005;14(6):636-42.
- 452.**Takagishi K**, Makino K, Takahira N, Ikeda T, Tsuruno K, Itoman M. Ultrasonography for diagnosis of rotator cuff tear. *Skeletal radiology*. 1996;25:221-4.
- 453.**Taljanovic MS**, Gimber LH, Becker GW, Latt LD, Klauser AS, Melville DM, et al. Shear-wave elastography: basic physics and musculoskeletal applications. *Radiographics*. 2017;37(3):855-70.
- 454.**Tanner MW**, Cofield RH. Prosthetic arthroplasty for fractures and fracture-dislocations of the proximal humerus. *Clinical orthopaedics and related research*. 1983(179):116-28.
- 455.**Tanter M**, Bercoff J, Athanasiou A, Deffieux T, Gennisson J-L, Montaldo G, et al. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging. *Ultrasound in medicine & biology*. 2008;34(9):1373-86.
- 456.**Taunton MJ**, McIntosh AL, Sperling JW, Cofield RH. Total shoulder arthroplasty with a metal-backed, bone-ingrowth glenoid component: medium to long-term results. *JBJS*. 2008;90(10):2180-8.
- 457.**Taylor SA**, Fabricant PD, Bansal M, Khair MM, McLawhorn A, DiCarlo EF, et al. The anatomy and histology of the bicipital tunnel of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2015;24(4):511-9.
- 458.**Tebaa E**, Tantot J, Isaac-Pinet S, Nové-Josserand L. Histologic characteristics of the subscapularis tendon from muscle to bone: reference to subscapularis lesions. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2019;28(5):959-65.
- 459.**Teeffey SA**, Rubin DA, Middleton WD, Hildebolt CF, Leibold RA, Yamaguchi K. Detection and quantification of rotator cuff tears: comparison of ultrasonographic, magnetic resonance imaging, and arthroscopic findings in seventy-one consecutive cases. *JBJS*. 2004;86(4):708-16.
- 460.**Terrier A**, Reist A, Merlini F, Farron A. Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prostheses. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. 2008;90(6):751-6.
- 461.**Thompson K**, Kwon Y, Flatow E, Jazrawi L, Strauss E, Alaia M. Everything pectoralis major: from repair to transfer. *The Physician and Sportsmedicine*. 2020;48(1):33-45.
- 462.**Throckmorton TW**, Zarkadas PC, Sperling JW, Cofield RH. Pegged versus keeled glenoid components in total shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2010;19(5):726-33.
- 463.**Ticker JB**, Bigliani LU. The Coracoacromial Arch and Rotator Cuff Tendinopathy. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*. 1995;3(1):8-15.
- 464.**Torchia ME**, Cofield RH, Settergren CR. Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long-term results. *J Shoulder Elbow Surg*. 1997;6(6):495-505.

465. **Trappey IV GJ**, O'Connor DP, Edwards BT. What are the instability and infection rates after reverse shoulder arthroplasty? *Clinical Orthopaedics and Related Research*®. 2011;469(9):2505-11.
466. **Tross AK**, Woolson TE, Nolte PC, Schnetzke M, Loew M, Millett PJ. Primary reverse shoulder replacement with a short stem: A systematic literature review. *JSES Reviews, Reports, and Techniques*. 2021;1(1):7-16.
467. **Turkel SJ**, Panio M, Marshall J, Girgis FG. Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *JBJS*. 1981;63(8):1208-17.
468. **Ueno E**, editor New quantitative method in breast elastography: fat-lesion ratio (FLR). Radiological Society of North America Scientific Assembly and Annual Meeting, 2007; 2007.
469. **V F**. Discovery of a new ligament of the shoulder joint. . *Lancet*. 1829;1:672-3.
470. **Valenti P**, Aliani D, Maroun C, Werthel J, Elkolti K. Shoulder hemiarthroplasty for proximal humeral fractures: analysis of clinical and radiographic outcomes at midterm follow-up: a series of 51 patients. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2017;27(3):309-15.
471. **Valenti PH BD**, Nerot C. . Delta 3 reversed prosthesis for osteoarthritis with massive rotator cuff tear: long term results. Boileau P WG, Mole D, Sauramps Medical, editor. France, Paris: Sauramps Medical; 2001. 253-9 p.
472. **Van der Reis W**, Wolf EM. Arthroscopic rotator cuff interval capsular closure. SLACK Incorporated Thorofare, NJ; 2001. p. 657-61.
473. **Vourazeris JD**, Wright TW, Struk AM, King JJ, Farmer KW. Primary reverse total shoulder arthroplasty outcomes in patients with subscapularis repair versus tenotomy. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2017;26(3):450-7.
474. **Wagner ER**, Farley KX, Higgins I, Wilson JM, Daly CA, Gottschalk MB. The incidence of shoulder arthroplasty: rise and future projections compared with hip and knee arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2020;29(12):2601-9.
475. **Walch G**, Collotte P, Raiss P, Athwal GS, Gauci MO. The characteristics of the Favard E4 glenoid morphology in cuff tear arthropathy: a CT study. *Journal of Clinical Medicine*. 2020;9(11):3704.
476. **Walch G**, Edwards TB, Boulahia A, Boileau P, Mole D, Adeleine P. The influence of glenohumeral prosthetic mismatch on glenoid radiolucent lines: results of a multicenter study. *JBJS*. 2002;84(12):2186-91.
477. **Walch G**, Young AA, Boileau P, Loew M, Gazielly D, Molé D. Patterns of loosening of polyethylene keeled glenoid components after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: results of a multicenter study with more than five years of follow-up. *JBJS*. 2012;94(2):145-50.
478. **Walker DR**, Struk AM, Matsuki K, Wright TW, Banks SA. How do deltoid muscle moment arms change after reverse total shoulder arthroplasty? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2016;25(4):581-8.
479. **Wall B**, Nové-Josserand L, O'Connor DP, Edwards TB, Walch G. Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *JBJS*. 2007;89(7):1476-85.
480. **Wang HK**, Lin JJ, Pan SL, Wang TG. Sonographic evaluations in elite college baseball athletes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2005;15(1):29-35.

481. **Warner JJ**, Deng X-H, Warren RF, Torzilli PA. Static capsuloligamentous restraints to superior-inferior translation of the glenohumeral joint. *The American journal of sports medicine*. 1992;20(6):675-85.
482. **Warner JJ**, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Scapulothoracic Motion in Normal Shoulders and Shoulders With Glenohumeral Instability and Impingement Syndrome A Study Using Moire Topographic Analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 1992;285:191-9.
483. **Warner JJ**, Caborn DN, Berger R, Fu FH, Seel M. Dynamic capsuloligamentous anatomy of the glenohumeral joint. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 1993;2(3):115-33.
484. **Warner JJ**, Bowen MK, Deng X-h, Hannafin JA, Arnoczky SP, Warren RF. Articular contact patterns of the normal glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1998;7(4):381-8.
485. **Weiner DS**, Macnab I. Superior migration of the humeral head: a radiological aid in the diagnosis of tears of the rotator cuff. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1970;52(3):524-7.
486. **Welsher A**, Gohal C, Madden K, Miller B, Bedi A, Alolabi B, et al. A comparison of pegged vs. keeled glenoid components regarding functional and radiographic outcomes in anatomic total shoulder arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *JSES Open Access*. 2019;3(3):136-44. e1.
487. **Werner BC**, Burrus MT, Begho I, Gwathmey FW, Brockmeier SF. Early revision within 1 year after shoulder arthroplasty: patient factors and etiology. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2015;24(12):e323-e30.
488. **Werner BC**, Wong AC, Mahony GT, Craig EV, Dines DM, Warren RF, et al. Clinical Outcomes After Reverse Shoulder Arthroplasty With and Without Subscapularis Repair: The Importance of Considering Glensphere Lateralization. *J Am Acad Orthop Surg*. 2018;26(5):e114-e9.
489. **Werner BS**, Ascione F, Bugelli G, Walch G. Does arm lengthening affect the functional outcome in onlay reverse shoulder arthroplasty? *J Shoulder Elbow Surg*. 2017;26(12):2152-7.
490. **Werner C**, Steinmann P, Gilbert M, Gerber C. Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis. *JBJS*. 2005;87(7):1476-86.
491. **Werthel J-D**, Walch G, Vegehan E, Deransart P, Sanchez-Sotelo J, Valenti P. Lateralization in reverse shoulder arthroplasty: a descriptive analysis of different implants in current practice. *International orthopaedics*. 2019;43:2349-60.
492. **Westhoff B**, Wild A, Werner A, Schneider T, Kahl V, Krauspe R. The value of ultrasound after shoulder arthroplasty. *Skeletal radiology*. 2002;31:695-701.
493. **Wierks C**, Skolasky RL, Ji JH, McFarland EG. Reverse total shoulder replacement: intraoperative and early postoperative complications. *Clinical orthopaedics and related research*. 2009;467:225-34.
494. **Williams Jr GR**, Rockwood Jr CA. Hemiarthroplasty in rotator cuff-deficient shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1996;5(5):362-7.

495. **Williams Jr GR**, Shakil M, Klimkiewicz J, Iannotti JP. Anatomy of the scapulothoracic articulation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007). 1999;359:237-46.
496. **Wirth MA**, Korvick DL, Basamania CJ, Toro F, Aufdemorte TB, Rockwood Jr CA. Radiologic, mechanical, and histologic evaluation of 2 glenoid prosthesis designs in a canine model. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2001;10(2):140-8.
497. **Wirth MA**, Loreda R, Garcia G, Rockwood Jr CA, Southworth C, Iannotti JP. Total shoulder arthroplasty with an all-polyethylene pegged bone-ingrowth glenoid component: a clinical and radiographic outcome study. *JBJS*. 2012;94(3):260-7.
498. **Wohlwend J**, Van Holsbeeck M, Craig J, Shirazi K, Habra G, Jacobsen G, et al. The association between irregular greater tuberosities and rotator cuff tears: a sonographic study. *AJR American journal of roentgenology*. 1998;171(1):229-33.
499. **Wong MT**, Langohr GDG, Athwal GS, Johnson JA. Implant positioning in reverse shoulder arthroplasty has an impact on acromial stresses. *J Shoulder Elbow Surg*. 2016;25(11):1889-95.
500. **Wright T**, Easley T, Bennett J, Struk A, Conrad B. Shoulder arthroplasty and its effect on strain in the subscapularis muscle. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015;30(4):373-6.
501. **Youk JH**, Gweon HM, Son EJ, Chung J, Kim J-A, Kim E-k. Three-dimensional shear-wave elastography for differentiating benign and malignant breast lesions: comparison with two-dimensional shear-wave elastography. *European radiology*. 2013;23:1519-27.
502. **Youn KH**, Cho TH, Kwon HJ, Yang HM, Won SY. A Detailed Analysis of the Blood Supply to the Subscapularis Muscle. *Clin Anat*. 2019;32(5):642-7.
503. **Young AA**, Walch G, Pape G, Gohlke F, Favard L. Secondary rotator cuff dysfunction following total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study with more than five years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2012;94(8):685-93.
504. **Young SW**, Segal BS, Turner PC, Poon PC. Comparison of functional outcomes of reverse shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty in the primary treatment of acute proximal humerus fracture. *ANZ J Surg*. 2010;80(11):789-93.
505. **Youssef MA**, Teima AH, Abduo YE, Salem LN. Ultrasonographic and MR diagnosis of rotator cuff disorders & shoulder joint instability. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*. 2013;44(4):835-44.
506. **Yung SW**, Lazarus MD, Harryman DT, 2nd. Practical guidelines to safe surgery about the subscapularis. *J Shoulder Elbow Surg*. 1996;5(6):467-70.
507. **Zeng GJ**, Sheng X, Lie DTT. Short- to medium-term outcomes and future direction of reverse shoulder arthroplasty: Current concepts. *Journal of ISAKOS*. 2023;8(6):398-403.
508. **Zhao Y**, Zhu Y, Lu Y, Li F, Jiang C. Long-term outcomes of shoulder hemiarthroplasty for acute proximal humeral fractures. *Int Orthop*. 2023;47(6):1517-26.
509. **Zumstein MA**, Pinedo M, Old J, Boileau P. Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg*. 2011;20(1):146-57.
510. **Аспарух Аспарухов** иС, Вулешков. Сравнителна ултразвукова и компютър-томографска оценка на торзията на раменната кост при раменна нестабилност диагностичен и терапевтичен ултразвук. 1995;3:179-85.
511. **Балтов А**. Фрактури на скапулата: Български бестселър; 2016.

- 512.**В. Ванков ВО.** Анатомия на човека: АРСО; 2008.
- 513.**В. Ванков КИ.** Топографска анатомия: АРСО; 2010.
- 514.**Димитров Н ЦП, Матев Б., Чакалски К., Георгиев С.** Трудни случаи при ендопротезиране на раменната става след застарели фрактури - луксации 2013 Ортопедия и травматология. 2013;2:65-740473-4378 63658.
- 515.**Емил Таков ПТ.** Фрактурите: Венел; 1996.
- 516.**Енчев Д БГ, Кънев В, Марков М.** Обзор върху съвременната диагностика на мекотъканните лезии на раменната става Спешна Медицина 1995;3:22-250861-9964 10559.
- 517.**Кайкчийн Кеворк МБ.** Качество на живот при пациентите с хемиартропластика и тотално раменно протезиране. Ортопедия и травматология. 2017;1:31-7.
- 518.**Митковски И.** Ендопротезиране на раменна става след фрактури на проксималния хумерус при възрастни пациенти 2020.
- 519.**Несторова Р РР, Петранова Ц, Коларов З.,** Сонографска диагноза на остър калциращ тендинит на ротаторния маншон на рамото Лекарска практика 2012;4:3-7.
- 520.**Русимов Л.** Аугументация с интрамедуларен алографт при нестабилни фрактури на проксимален хумерус, фиксирани със заключваща плака 2022.