

**Univerzita Karlova
1. lékařská fakulta**

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví
Studijní obor: Fyzioterapie



Dominika Roztočilová

**Hodnocení výsledků reverzní endoprotézy ramenního kloubu
v průběhu fyzioterapeutické intervence**

Results evaluation of reverse shoulder arthroplasty during
physiotherapeutic intervention

Bakalářská práce

Vedoucí závěrečné práce: doc. MUDr. Petr Fulín, Ph.D., MBA
Konzultant: Ing. Milan Šebek

Praha, rok 2024

PODĚKOVÁNÍ

Chtěla bych poděkovat vedoucímu bakalářské práce, panu doc. MUDr. Petru Fulínovi, Ph.D. za vedení, odborné rady, předané teoretické znalosti a především děkuji za jeho trpělivost a oporu při zpracování bakalářské práce.

Poděkovat bych chtěla také konzultantovi práce Ing. Milanu Šebkovi za jeho cenné rady a Mgr. Simoně Vosmíkové, která mi umožnila účastnit se fyzioterapeutické praxe v Medicentrum s.r.o. a sbírat zde data výzkumného souboru pacientů.

V neposlední řadě bych chtěla poděkovat mojí rodině za stálou podporu při studiu a mému příteli za jeho trpělivou technickou podporu při zpracování práce.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité literární zdroje. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 30.4.2024

Dominika Roztočilová

podpis studenta

IDENTIFIKAČNÍ ZÁZNAM

ROZTOČILOVÁ, Dominika. *Hodnocení výsledků reverzní endoprotézy ramenního kloubu v průběhu fyzioterapeutické intervence. [Results evaluation of reverse shoulder arthroplasty during physiotherapeutic intervention]*. Praha, 2024. 97 stran, 3 přílohy. Bakalářská práce. Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí práce doc. MUDr. Petr Fulín, Ph.D., MBA

ABSTRAKT BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Jméno a příjmení: Dominika Roztočilová

Vedoucí práce: doc. MUDr. Petr Fulín, Ph.D., MBA

Konzultant práce: Ing. Milan Šebek

Název bakalářské práce: Hodnocení výsledků reverzní endoprotézy ramenního kloubu v průběhu fyzioterapeutické intervence

Abstrakt bakalářské práce:

Bakalářská práce se zabývá tématem reverzních endoprotéz ramenního kloubu a funkčními výsledky ramenního kloubu po jejich implantaci.

Cílem práce je aplikovat popsany fyzioterapeutický přístup na vybraný soubor pacientů a následně zhodnotit výsledky funkce ramenního kloubu v daných intervalech v průběhu pooperační fyzioterapeutické intervence. Cílem práce je také analýza současných studií na toto téma, porovnání s jejich výsledky a porovnání efektivity různých fyzioterapeutických přístupů.

Teoretická část shrnuje poznatky o anatomii, kineziologii ramenního pletence a biomechanice ramenního kloubu. Dále se věnuje endoprotézám ramenního kloubu, především detailně popisuje reverzní implantáty. Následně shrnuje zásady fyzioterapeutické pooperační intervence a nastíní různé přístupy fyzioterapie.

Praktická část je zpracována formou výzkumu, jehož soubor obsahuje 8 pacientů, kteří podstoupili implantaci reverzní endoprotézy a následnou fyzioterapeutickou intervenci. Pro klinické zhodnocení funkce ramenního kloubu byly zvoleny tyto parametry – aktivní a pasivní rozsah pohybu, Constant shoulder score, Shoulder pain and disability index a bolest dle numerické škály bolesti při provádění denních aktivit. Měření probíhalo v intervalech 4-6 týdnů, 3 měsíce a 6 měsíců od operace.

Závěrem práce je, že fyzioterapie má velký význam v pooperačním období. Výsledky potvrdily cíle práce, tedy významné zlepšení všech měřených parametrů. Aktivní fyzioterapeutický přístup by měl být indikován pro svoji bezpečnost a velmi uspokojivé klinické a funkční výsledky.

Klíčová slova: ramenní kloub, reverzní endoprotéza, totální náhrada, fyzioterapie, omartróza

BACHELOR THESIS ABSTRACT

Author: Dominika Roztočilová

Supervisor: doc. MUDr. Petr Fulín, Ph.D., MBA

Consultant: Ing. Milan Šebek

Title: Results evaluation of reverse shoulder arthroplasty during physiotherapeutic intervention

Abstract:

This bachelor thesis deals with the topic of reverse shoulder arthroplasties and functional outcomes of the shoulder joint after the implantation.

The aim of this thesis is to apply described physiotherapeutic approach to a selected group of patients and to evaluate the outcomes of shoulder joint function at given intervals during the postoperative physiotherapeutic intervention. The aim of the thesis is also to analyse current studies about this topic, compare the results and compare the effectiveness of different physiotherapeutic approaches.

The theoretical part summarizes knowledge about the anatomy, kinesiology of the shoulder girdle and biomechanics of the shoulder joint. It also discusses shoulder replacements, especially the reverse implants. Furthermore, principles of physiotherapeutic postoperative intervention are described and physiotherapeutic approaches are outlined.

The practical part of the thesis is processed in the form of a research. It includes 8 patients who underwent implantation of a reverse arthroplasty and subsequent physiotherapeutic intervention. For clinical evaluation of shoulder joint function these parameters were chosen – active and passive range of motion, Constant shoulder score, Shoulder pain and disability index and pain according to numeric rating scale during daily activities. The measurements were carried out at 4-6 weeks, 3 months and 6 months after surgery.

The conclusion of the thesis is that physiotherapy has great importance in postoperative care. The results confirmed aims of the research, that is significant improvement in all measured parameters. An active physiotherapeutic approach has very satisfactory clinical and functional outcomes and should be indicated.

Keywords: shoulder joint, reverse arthroplasty, total replacement, physiotherapy, omarthritis

OBSAH

1.	ÚVOD	1
2.	TEORETICKÁ ČÁST.....	3
2.1.	Ramenní pletenec	3
2.1.1.	Kloubní spojení	5
2.1.2.	Svaly	10
2.1.3.	Kineziologie ramenního pletence	14
2.2.	Biomechanika ramenního kloubu.....	15
2.2.1.	Primární stabilita	15
2.2.2.	Statická stabilita.....	16
2.2.3.	Dynamická stabilita	17
2.3.	Totální endoprotézy ramenního kloubu.....	18
2.3.1.	Historie	18
2.3.2.	Dělení implantátů	19
2.3.3.	Typy implantátů.....	20
2.4.	Reverzní endoprotézy ramenního kloubu	22
2.4.1.	Biomechanika	23
2.4.2.	Indikační skupiny	24
2.4.3.	Operační výkon	28
2.4.4.	Komplikace.....	29
2.5.	Fyzioterapeutická péče po implantaci reverzní endoprotézy	32
2.5.1.	Oddálený přístup pooperační fyzioterapie.....	34
2.5.2.	Aktivní přístup pooperační fyzioterapie	37
3.	PRAKTICKÁ ČÁST.....	41
3.1.	Cíle práce.....	41
3.2.	Metodika práce	41
3.2.1.	Metodologie práce	41
3.2.2.	Soubor pacientů	42
3.2.3.	Průběh realizace práce	43
3.2.4.	Fyzioterapeutická intervence	43

3.2.5.	Měřené parametry, škály a dotazníky	44
3.2.6.	Statistické zpracování dat	47
3.3.	Výsledky práce	47
3.3.1.	Výsledky vyšetření rozsahu hybnosti	47
3.3.2.	Výsledky dotazníků	53
3.3.3.	Výsledky hodnocení bolesti dle NRS při provádění ADL	56
4.	DISKUSE	63
4.1.	Diskuse k výsledkům práce	63
4.2.	Diskuse k rozsahům hybnosti	63
4.3.	Diskuse ke Constant shoulder score	67
4.4.	Diskuse k Shoulder pain and disability index	70
4.5.	Diskuse k bolesti dle NRS	70
4.6.	Diskuse k rozdílným přístupům pooperační fyzioterapie	71
4.7.	Limity práce	73
5.	ZÁVĚR	74
6.	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	75
7.	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	83
8.	SEZNAM OBRÁZKŮ, GRAFŮ A TABULEK	84
9.	SEZNAM PŘÍLOH	86

1. ÚVOD

Tato bakalářská práce se zabývá tématem reverzních endoprotéz ramenního kloubu. Konkrétně se zaměřuje na výsledky endoprotéz v pooperačním období v průběhu fyzioterapeutické intervence. Práce pomocí předem daných parametrů zkoumá, jak se klinicky zlepšuje funkce ramenního kloubu po implantaci reverzní endoprotézy v rámci ranné pooperační fáze, při níž je hlavním faktorem dobře nastavená fyzioterapeutická intervence.

Éra designu moderních endoprotéz začala již v 50. letech 20. století. Dnes jsou náhrady využívány pro řešení chronických, degenerativních i traumatických stavů s velmi uspokojivými výsledky. V České republice se nejvíce implantací provádí na 1. ortopedické klinice Fakultní nemocnice Motol, kde se mezi lety 1992-2017 provedlo 705 implantací náhrady ramena. Existuje mnoho možností jak celý kloub, nebo jeho část nahradit. Obecně se endoprotézy dají rozdělit na anatomické – cervikokapitální, totální anatomické náhrady a neanatomické – reverzní náhrady.

Reverzní endoprotézy jsou speciální ve svém obráceném designu a pozměněné biomechanice kloubu. V minulosti byly navrženy pro řešení stavů s nefunkční rotátorovou manžetou, kde anatomické implantáty selhávaly. Biomechanika náhrady spočívá v medializaci a distalizaci centra rotace kloubu, jež konstantně leží uvnitř glenosféry, a v distalizaci humeru. Tento stav zlepšuje vektor tahu intaktního m. deltoideus, který při stavech s poškozenou rotátorovou manžetou přebírá jejich funkci.

Implantace endoprotézy představuje velký zásah do měkkých tkání a v tomto případě i do biomechaniky kloubu, proto je v pooperačním období nejdůležitější nastavit ideální fyzioterapeutický plán a dodržovat preventivní opatření. Všichni autoři se shodují, že pooperační fyzioterapie je klíčovým faktorem pro dobré funkční výsledky ramena. Bohužel existuje velmi malé množství prací, které by programy navrhovaly a následně klinicky otestovaly. Dosavadní přístupy bychom v zásadě mohli rozdělit na dva – oddálený a aktivní přístup. Liší se v době imobilizace a načasování jednotlivých fází. Obecně je ale nejdůležitější postupovat dle známého a zavedeného pravidla zmiňovaného ve spoustě publikací. Je to postup od pasivního pohybu (často s fází imobilizace), aktivně-asistovaného až k aktivnímu pohybu v maximálním možném rozsahu, kdy se postupně přidávají cviky izometrické a následně i posilování s odporem při pohybu. Nejdříve se zahrnují spíše analytické pohyby v pokročilých fázích i funkční pohyby horní končetiny (spojené s aktivitami denního života). Samozřejmě pacient musí dodržovat preventivní opatření a dodržovat doporučení operátora i fyzioterapeuta.

Teoretická část práce seznamuje se základní anatomií ramenního pletence, jeho kineziologií a biomechanikou ramenního kloubu. Dále je popsána historie endoprotetiky ramenního kloubu, stručné dělení implantátů a detailněji je zde rozebrána problematika reverzní náhrady – biomechanika, indikační skupiny, operační přístup a nejčastější komplikace. Teoretická část zahrnuje také nastínění dvou základních fyzioterapeutických přístupů.

Praktická část je zpracována formou výzkumu (obsahuje základy vědecké studie). Obsahuje soubor 8 pacientů, kteří podstoupili implantaci reverzní endoprotézy (LimaCorporate SMR) v období květen-červen 2023 ve FN Motol na 1. ortopedické klinice. Následně byli indikováni k pooperační lůžkové fyzioterapii v zařízení Medicentrum s.r.o. Zde probíhala fyzioterapeutická intervence po dobu 3 týdnů 2x denně. Pro klinické a funkční zhodnocení výsledku náhrady se definovaly tyto měřené parametry – rozsah pohybu (flexe, abdukce, zevní a vnitřní rotace), Constant shoulder score (CSS), Shoulder pain and disability index (SPADI) a bolest uváděná dle numerické škály bolesti (NRS) při provádění denních aktivit (ADL). Parametry byly zvoleny s cílem co nejpřesněji definovat funkci kloubu zahrnutím právě těchto rozmanitých multimodálních parametrů, které funkci ramena ovlivňují. Sběr dat probíhal od května 2023 do ledna 2024. Samotné měření probíhalo v intervalech 4-6 týdnů od operace, 3 měsíce od operace a 6 měsíců od operace. Následně se hodnoty zpracovaly základními statistickými metodami a byly sledovány trendy v progresu jednotlivých parametrů.

2. TEORETICKÁ ČÁST

2.1. Ramenní pletenec

Pletenec ramenní je komplexním názvem pro skupinu kloubů, kostí, svalů a vazů v oblasti ramenního kloubu, které spojují axiální skelet s horní končetinou. Obsahuje své pasivní komponenty, tedy kosti a vazy, a aktivní komponenty, jimiž jsou svaly pletence. Jeho hlavní funkcí je připojení horní končetiny k osovému skeletu a tím zprostředkování funkce končetiny jako komunikačního orgánu s okolím a vlastním tělem. To je zajištěno odstupňovanými a diferencovanými pohyby v jednotlivých kloubních spojeních horní končetiny, rovněž také specifickou stavbou kloubních spojení a uspořádáním svalových skupin (Dylevský 2009).

Pletenec horní končetiny obsahuje dva takzvané pravé klouby, a to *articulatio glenohumeralis* a *articulatio acromioclavicularis*. Dalšími specifickými spoji, které zvyšují pohyblivost pletence jsou subakromiální spojení, skapulothorakální a subdeltoideální spojení. Takové uspořádání klade velké nároky na svalový korzet pletence a tím může docházet k přetížení celého aparátu (Kolář 2020).

Dungl (2014) však uvádí přítomnost 4 kloubů v ramenním pletenci – glenohumerální, akromioklavikulární, sternoklavikulární kloub a skapulothorakální skloubení. Z hlediska patofyziologie k nim přidává ještě kloub subakromiální.

Klíční kost (clavicula)

Klíční kost je esovitě prohnutá, 12–17 cm dlouhá kost, která tvoří skloubení se sternem a lopatkou. Její mediální (sternální) konec je ventrálně konvexní, ztlustělý a krytý prominující a palpačně hmatnou vazivovou chrupavkou. Celá horní končetina je připojena k osovému skeletu právě sternoklavikulárním kloubem a svalovým korzetem. Laterální (akromiální) konec je konvexní dorzálně a je plochý. Na spodní hraně laterálního konce je drsnatina *tuberositas ligamenti coracoclavicularis*, která se dělí ještě na dvě struktury, a to na *tuberculum conoideum* a *linea trapezoidea*, kde se upínají stejnojmenná ligamenta spojující klíční kost a lopatku (respektive *processus coracoideus scapulae*). Na kaudální straně těla je *sulcus muscui subclavii* pro úpon *m. subclavius*. Na těle kosti začíná klavikulární část *m. pectoralis major*. Klíční kost je kostí distanční, což znamená, že vymezuje vzdálenost mezi hrudní kostí a volnou horní končetinou tak, že při pohybu v ramenním kloubu opisuje kužel s vrcholem ve sternoklavikulárním kloubu. Její spojení umožňují přenášení tahových i tlakových sil z horní končetiny. Skloubení s lopatkou znamená, že každý pohyb lopatky bude spojen s pohybem

klíční kosti a každý pohyb klíční kosti se projeví v jejích obou skloubeních (Dylevský 2009; Hudák a Kachlík 2013; Kolář 2020).

Lopatka (scapula)

Lopatka je plochá trojúhelníkovitá kost, která naléhá na dorzální stranu hrudníku v rozmezí 2.-8. žebra a je ventrálně sešikmená. Dorzální plocha je vyklenuta a rozdělena pomocí spina scapulae na dvě jámy (fossa supraspinata a fossa infraspinata). Ventrálně se nachází fossa subscapularis. Spina scapulae kraniálně a laterálně vybíhá v acromion, který komunikuje s klíční kostí v art. acromioclavicularis. Kolář (2020) rozděluje tři typy tvaru akromia: typ 1 (rovný), typ 2 (oblý) a typ 3 (hákovitý). Uvádí, že tvar akromia souvisí s incidencí výskytu ruptury rotátorové manžety, u typu 3 zmiňuje až 70% riziko. Processus coracoideus je výrazný výběžek na horním okraji lopatky a je místem, kde začínají vazy a svaly pletence ramenního. Cavitas glenoidalis na zevním úhlu lopatky je jamkou ramenního kloubu, nad a pod ní jsou tuberculum supraglenoidale a tuberculum infraglenoidale, jež jsou místem začátků svalů paže. Pod jamkou se nachází dorzálně kloněné collum scapulae, na které se upíná kloubní pouzdro ramenního kloubu (Dylevský 2009; Hudák a Kachlík 2013).

Lopatka leží v neutrální pozici mezi 2. a 7. žebrem tak, že dolní úhel odpovídá poloze trnového výběžku 7. hrudního obratle a horní úhel poloze 3. hrudního obratle (Kolář 2020).

Horní část kosti pažní (pars proximalis humeri)

Hlavice pažní kosti odpovídá 1/3 koule o poloměru přibližně 2-3 cm (tento údaj je závislý na velikosti i pohlaví jedince). Mezi hrboly tuberculum minus a majus se nachází sulcus intertubercularis pro šlachy dlouhé hlavy bicepsu. Collum anatomicum odděluje tyto hrboly a metafýzu humeru od hlavice. Collum chirurgicum se nachází distálně od hrbolů (Dylevský 2009a).

Dungl (2014) uvádí, že hlavice humeru je ve 20-30° retroverzi a sulcus bicipitalis se nachází 30° mediálně od sagitální osy (roviny) protnuté středem hlavice.

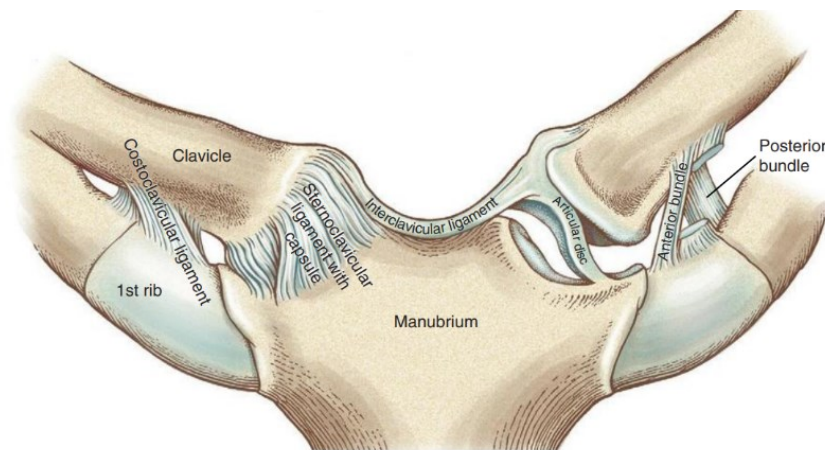
V průběhu ontogeneze se měnila pozice lopatky, čímž došlo k zmenšení torzního úhlu paže. Stupeň torze znamená, že distální konec pažní kosti je vůči proximálnímu konci zrotován – u novorozence až 60° u dospělého až 16°. Poloha kloubní jamky je u novorozence orientována vpřed, následně se snižováním torzního úhlu lateralizuje (Kolář 2020).

2.1.1. Kloubní spojení

Sternoklavikulární kloub (articulatio sternoclavicularis)

Sternoklavikulární (SC) kloub je kloubem složeným. Mezi nestejnorodými artikulačními plochami je vložen disk z vazivové chrupavky. Disk je silnější kraniálně a dorzálně je spojen s kloubním pouzdem. Tvar disku vytváří kulovitý typ kloubu, který umožňuje SC kloubu pohyb ve všech třech osách, ač v malém rozsahu. Funkcí disku je navíc redukce tlakových sil přenášených z klíční kosti na hrudní kost (Dylevský 2009a; Čihák et al. 2011; Kolář 2020).

Obr. 2.1 Sternoklavikulární kloub (Neumann 2010)



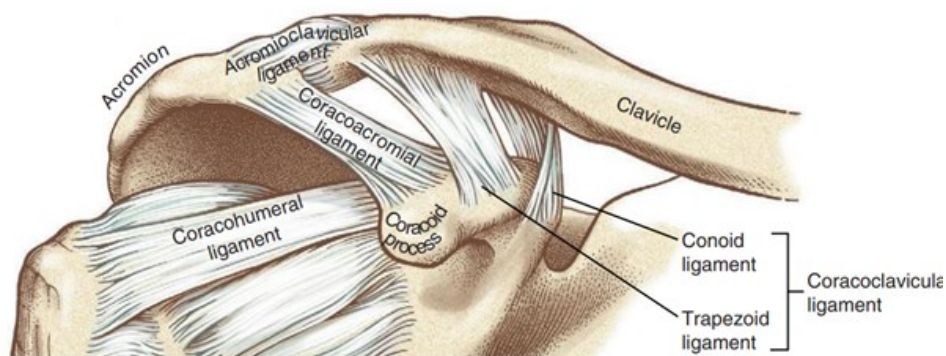
Kloubní pouzdro je krátké a tuhé, zesílené vazy – lig. sternoclaviculare anterius et posterius, lig. interclaviculare a lig. costoclaviculare (Čihák 2016).

Akromioklavikulární kloub (articulatio acromioclavicularis)

Artikulační plochy akromioklavikulárního (AC) kloubu jsou ploché a většinou je kloub doplněn o vazivový disk. Slabé a poměrně volné fibrózní kloubní pouzdro je zpevněno kraniálně pomocí lig. acromioclaviculare a vlákeny m. trapezius. Z tohoto důvodu dochází v klinické praxi poměrně často k jeho nestabilitě a luxaci. Extraartikulární vazy, které hrají zásadní roli ve stabilizaci AC skloubení, jsou – lig. conoideum a lig. trapezoideum (tj. lig. coracoclaviculare) (Kapandji 2019; Moore et al. 2015).

Akromioklavikulární ligamentum zajišťuje antero-posteriorní stabilitu kloubu a limituje distrakci v kloubu, lig. conoideum a lig. trapezoideum zajišťuje stabilitu ve frontální rovině (Rockwood 2018).

Obr. 2.2 Akromioklavikulární kloub (Neumann 2010)

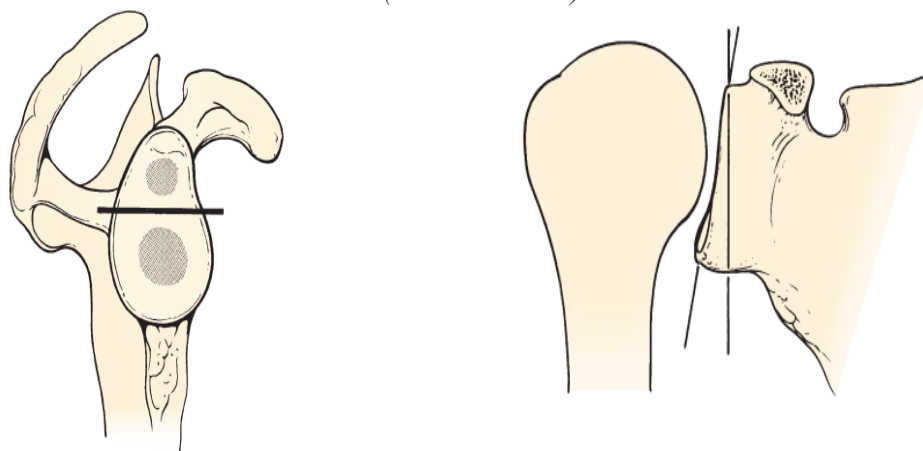


Ramenní kloub (articulatio glenohumeralis)

Glenohumerální (GH) kloub je kulovitý, volný s možností pohybu v šesti směrech. Je tvořen velkou hlavicí humeru a plošně menší jamkou fossa glenoidalis lopatky. Jde o kloub s největším rozsahem hybnosti v rámci celého pohybového aparátu (Kolář 2020).

Jamka je kryta hyalinní chrupavkou a svojí plochou zabírá pouze 20-35 % kloubní plochy hlavice. Průměrná výška glenoidu se pohybuje v rozmezí 32,6 mm až 39 mm, průměrná šířka je v rozmezí 23,6 mm až 28,3 mm (Rockwood 2018). Jamka se směrem kaudálním rozšiřuje, tvar se popisuje jako hruškovitý. Fulín (2017) ve své radiologické studii uvádí průměrnou retroverzi glenoidu v jeho středu 2,09° (v rozmezí od 16,7° retroverze až po 11,6° antevertze). Antevertze se vzhledem ke spiralitě mění kraniokaudálně (v horní části je antevertze větší a distálním směrem se zmenšuje). Osa jamky směřuje v neutrální pozici laterálně, ventrálně a lehce kraniálně, plocha jamky svírá 30° se sagitální rovinou, jelikož superiorní část glenoidu je nakloněna mediálně (Kolář 2020; Dungal 2014; Rockwood 2018).

Obr. 2.3 Vlevo – tvar glenoidální jamky, vpravo – naklonění jamky vůči sagitální rovině (Neumann 2010)

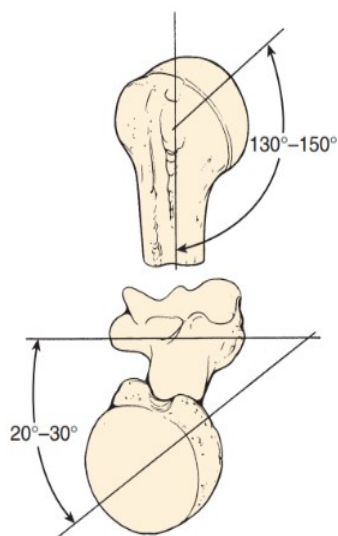


Pro větší stabilitu a větší artikulační plochu je po obvodu jamky chrupavčité labrum glenoidale. Zvětšuje kloubní plochu zhruba o třetinu plochy jamky a zvětšuje tak i hloubku jamky o přibližně polovinu. Nejsilnější je labrum na ventrální straně jamky, může měřit až 5 mm. Labrum je trojúhelníkovité a můžeme rozlišit jeho 3 části – bazální (připojuje se k okraji glenoidální jamky), vnější (připojuje se k vazům kloubního pouzdra), a vnitřní, které rozšiřuje kloubní plochu pro hlavici humeru (Kapandji 2019; Dylevský 2009b).

Hlavice humeru směřuje kraniálně, mediálně a dorzálně. Artikulační plocha není dokonale kulovitá, připomíná rotační ovoid, tedy průměr kraniokaudální je větší než průměr antero-posteriorní. Inklináční úhel hlavice je 135° (úhel mezi osou hlavice a osou diafýzy humeru ve frontální rovině), úhel retroverze hlavice je 30° (úhel mezi osou hlavice a transepikondylární osou v transverzální rovině) (Kapandji 2019; Hromádka 2011).

Walch a Boileau (1999) ve své studii popsali rozmanitost těchto úhlů, ve výsledcích uvádí, že retroverze hlavice se může pohybovat od -6° do 47° a inklinace hlavice od 114° do 147° .

Obr. 2.4 Úhel inklinace a retroverze hlavice (Neumann 2010)

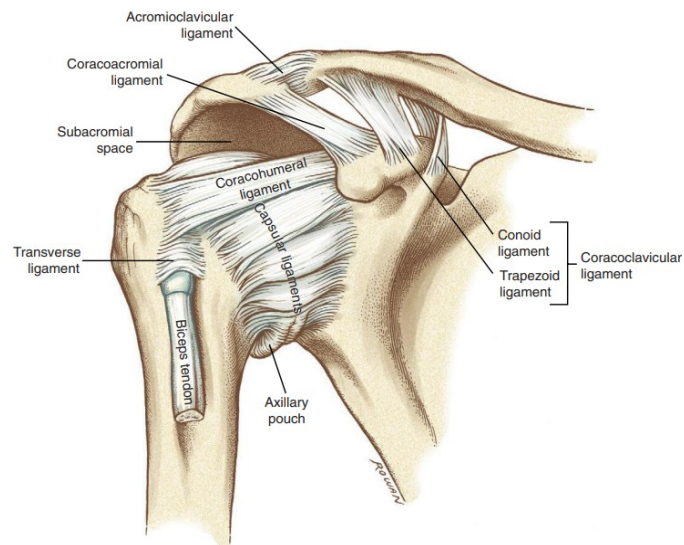


Kloubní pouzdro je volné, začíná vně labra po obvodu jamky a na humerus se upíná v místě collum anatomicum. Objem kloubní dutiny se uvádí kolem 28-35 ml. V oblasti axily je pouzdro ještě volnější a zřasené. Pouzdro se může díky lig. coracohumerale napínat až k processus coracoideus. Kraniálně se synoviální membrána pouzdra vychlipuje a v oblasti sulcus intertubercularis tvoří obal šlachy dlouhé hlavy bicepsu (Rockwood 2018).

Volné pouzdro je zesíleno jednak šlachami svalů rotátorové manžety, tj. m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis, jejichž tonus udržuje hlavici humeru v jamce glenoidu. Dále pouzdro zesilují vazy na ventrální straně –

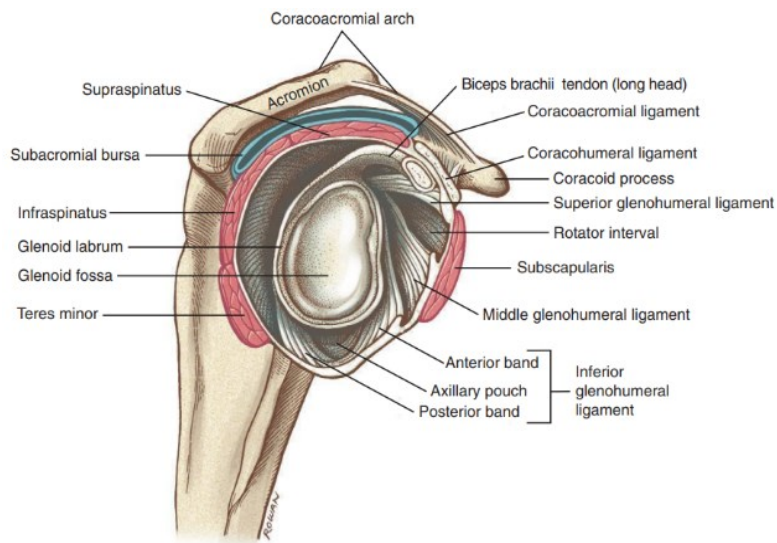
glenohumerální ligamenta a lig. coracohumerale. Ligamentum glenohumerale superius, medium a inferius se upínají na okraj glenoidu a labrum a prochází přední stranou kloubního pouzdra. Nachází se zde 2 místa oslabení – foramen Weitbrechti (mezi horním a středním ligamentem) a foramen Rouviere (mezi středním a dolním ligamentem). Tato ligamenta zesilující kloubní pouzdro mají zejména stabilizační funkci a zabraňují dislokaci hlavičky ventrálně (Moore et al. 2015; Rockwood 2018).

Obr. 2.5 Ramenní kloub s kolemkloubními vazy (Neumann 2010)



Intraartikulárně probíhá šlacha dlouhé hlavy m. biceps brachii, která začíná na tuberculum supraglenoidale a jde skrz kloubní dutinu dále do sulcus intertubercularis. Její funkcí je abdukce a pomocná flexe v ramenním kloubu a flexe a supinace v kloubu loketním (Čihák 2016).

Obr. 2.6 Laterální pohled vnitřního povrchu pravého ramenního kloubu (Neumann 2010)

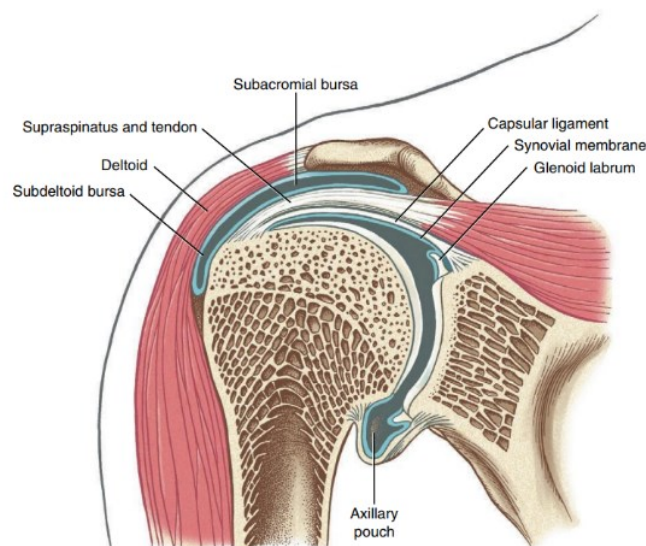


Subakromiální skloubení

Není kloubem ve smyslu dvou ploch, které spolu komunikují, ale je to komplex řídkého vaziva a burz vyplňující prostor mezi spodní plochou akromia, úpony svalů rotátorové manžety, kloubním pouzdem ramenního kloubu a spodní plochou m. deltoideus. Funkčně se toto spojení řadí k ramennímu kloubu, protože burzy umožňují pohyb mezi m. deltoideus, kloubním pouzdem a úpony svalů (Dylevský 2009a; Kolář 2020).

Burzy v tomto prostoru jsou dvě – bursa subdeltoidea a bursa subacromialis. Jsou důležité pro pohyb v ramenním kloubu a v klinické praxi tak mají velký význam (Sosna et al. 2024).

Obr. 2.7 Frontální řez ramenním kloubem a znázornění subakromiálního prostoru (Neumann 2010)



Skapulothorakální skloubení

Spojení lopatky a hrudníku, tedy jejich ploch, které na sebe naléhají, představuje nepravý kloub. Lopatka tzv. klouže díky vmezeřenému vazivu mezi plochami (Dylevský 2009a).

Na ventrální stranu lopatky se upíná m. subscapularis a ze stejné strany se na mediální okraj lopatky upíná m. serratus anterior, který tak dává vzniku dvěma prostorům pro kluzný pohyb. První je prostor mezi m. subscapularis a m. serratus anterior a druhý mezi hrudní stěnou a m. serratus anterior. Lopatka leží nakloněna tak, že její osa svírá 30° s osou frontální, s klíční kostí svírá úhel 60° (Kapandji 2019).

Studie (Fulín 2017) prokázala výraznou variabilitu sklonu lopatky vůči frontální ose. Průměrný sklon lopatky je 44,54° s poměrně velkou variabilitou rozmezí od 21° do 76,9°.

2.1.2. Svaly

Ke svalům pletence ramenního se kromě vlastních svalů ramenního kloubu řadí z hlediska vývojového a funkčního také svaly spinohumerální, spinothorakální a thorakohumerální. Svaly, které ovlivňují pohyby lopatky, ještě ovlivňují postavení glenoidální jamky a tím biomechaniku glenohumerálního kloubu (Hudák a Kachlík 2013).

Spinohumerální svaly

M. trapezius se dělí na tři části, každá z nich je schopna vykonat jiný diferencovaný pohyb v oblasti pletence. Horní část (sestupná) provádí elevaci lopatky, extenzi a lateroflexi hlavy a její rotaci na kontralaterální stranu (pohyby hlavy provádí při fixované horní končetině). Střední část provádí addukci lopatky a táhne rameno dorzálně. Dolní část (vzestupná) provádí depresi lopatky a tím táhne rameno kaudálně. Horní a dolní část ve společné koaktivitě vytáčí dolní úhel lopatky zevně. Jako celek zpevňuje ramenní pletenec přitlačením lopatek k hrudní stěně a jejich fixací (např. při nošení břemen). Porucha m. trapezius ovlivní jak postavení hlavy, šíje, lopatky tak ramenního pletence (Véle 2006; Moore et al. 2015).

M latissimus dorsi zvedá trup do extenze při fixovaném ramenním pletenci. Pokud horní končetina pracuje v otevřeném řetězci, sval pak má funkci extenze, vnitřní rotace a addukce v ramenním kloubu (Véle 2006; Moore et al. 2015).

Spinoskapulární svaly

M. rhomboideus major et minor mají podobnou funkci jako střední část m. trapezius a topograficky leží na jeho ventrální straně. Hlavní funkcí je retrakce lopatky, její elevace a vytáčení dolního úhlu lopatky mediálně. Společně s m. serratus anterior fixují a stabilizují lopatku při pohybu horní končetiny v otevřeném řetězci. Při poruše je nedostatečná fixace lopatky v neutrální pozici a dolní úhel tak může odstávat laterálně (Moore et al. 2015; Véle 2006).

M. levator scapulae při své aktivitě ovlivňuje jak ramenní pletenec, tak krční páteř. Bilaterálně provádí extenzi krční páteře a unilaterálně lateroflexi. Lopatku ovlivňuje tak, že zvedá její horní úhel, tedy provádí její elevaci, a stáčí dolní úhel mediálně. Dále se uplatňuje při nošení břemen stejně jako m. trapezius, často z této aktivity bývá přetížen při jeho úponu na lopatce (Moore et al. 2015; Rockwood 2018).

Thorakohumerální svaly

M. pectoralis major se dělí dle jejich začátků na 2 části – klavikulární a sternokostální. Klavikulární část se podílí na flexi a horizontální addukci v ramenním kloubu (společně s přední částí m. deltoideus), sternokostální část hlavně na vnitřní rotaci. Obě části se společně podílejí na addukci a vnitřní rotaci v ramenním kloubu, také na extenzi do neutrálního postavení v kloubu (Rockwood 2018).

Anatomické postavení **m. pectoralis minor** mezi žebry a processus coracoideus vymezuje prostor pro struktury procházející axilou. Funkcí je protrakce, deprese a abdukce lopatky, pomáhat může také při rotaci dolního úhlu lopatky mediálně (Moore et al. 2015; Rockwood 2018).

M serratus anterior díky jeho úponu na mediální okraj a dolní úhel lopatky je schopen vytvořit velkou sílu pro její vnější rotaci a protrakci, což je nutné při elevaci paže (více se aktivuje ve flexi než v abdukci). Při pohybu paže v otevřeném řetězci hraje roli ve stabilizaci lopatky jako punctum fixum. Při poruše svalu se lopatka stáčí mediálně, je znemožněna elevace paže a mediální úhel lopatky odstává od hrudní stěny (tzv. scapula alata) (Rockwood 2018; Véle 2006).

M. subclavius je malý sval přemost'ující sternoklavikulární kloub. Jeho hlavní funkcí je stabilizace při pohybech v ramenním pletenci, hlavně v přenesení velkých tahových a tlakových sil z horní končetiny na sternum. Také dává jistou ochranu před strukturálním poškozením plexus brachialis a a./v. subclavia při fraktuře klavikuly (Moore et al. 2015; Rockwood 2018).

Svaly ramena

M. deltoideus se dělí na tři části, které mohou pracovat zároveň, nebo odděleně – přední (klavikulární), střední (akromiální) a zadní (spinální). Upíná se na tuberositas deltoidea humeri a je inervován z n. axillaris (Čihák 2016). Všechna svalová vlákna ve společné aktivitě provádí abdukci v ramenním kloubu a vždy se nějakým dílem aktivují při elevaci. Moore (2015) uvádí, že m. deltoideus je schopen se zapojit až v 15° abdukci, kterou nejdříve vykoná m. supraspinatus. Není tedy schopen vykonat abdukci z plné addukce a iniciovat tento pohyb. Svalová vlákna přední a zadní části jsou uložena paralelně, díky tomu stabilizují polohu kloubu a vektor pohybu, aby mohla být provedena optimální abdukce za aktivace střední části svalu. Flexe a elevace v ramenním kloubu vychází hlavně z přední a střední části svalu. Na horizontální addukci se m. deltoideus podílí pouze z 12 %. Zadní část se aktivuje při

horizontální extenzi a vnější rotaci v ramenním kloubu. Mimo aktivní pohyb přispívá tonus svalů i k udržení polohy hlavice humeru v glenoidální jamce (Moore et al. 2015; Rockwood 2018).

M. teres major začíná na margo lateralis a angulus inferior scapulae a upíná se na crista tuberculi minoris. Je inervován z nervus subscapularis (Čihák 2016). M. teres major má podobný průběh a společný úpon s m. latissimus dorsi. Z jeho umístění je schopen fungovat při pohybech do vnitřní rotace, addukce a extenze v ramenním kloubu, ale aktivuje se pouze proti odporu. Při fixované horní končetině může rotovat lopatku dolním úhlem zevně (Rockwood 2018).

Rotátorová manžeta

Rotátorová manžeta (RM) je komplex svalů na první pohled oddělených od sebe, ale v hloubce je to velmi úzce propojený systém 4 svalů a s nimi spojené kloubní pouzdro a šlacha dlouhé hlavy m. biceps brachii. Svaly při svých úponech v hloubce vysílají vlákna tzv. fascikly, které různě přemost'ují s vlákny sousedních svalů. V okolí sulcus bicipitalis se fascikly m. supraspinatus dělí pro úpon m. subscapularis a právě nad žlábkem tvoří střechu. Fascikly m. subscapularis se dělí pro úpon m. supraspinatu a tvoří tak dno žlábků. Komplex se ještě více provazuje spojením svalů a jejich úponů s kloubním pouzdem. Takto intaktní komplex je schopen dát ramennímu kloubu stabilitu. Tonus svalů udržuje ideální postavení hlavice a jamky při pohybu v kloubu a zamezuje luxaci (Rockwood 2018; Moore et al. 2015).

Při abdukci v ramenním kloubu jsou svaly důležité v tom, že provádí depresi hlavice do cavitatis glenoidalis (Gasbarro et al. 2017).

Svaly rotátorové manžety jsou schopné zvýšit napětí a stáhnout hlavici humeru hlouběji do glenoidu, tím snížit smykové síly (antero-posteriorní translace) a centralizovat kloub. (Lugo et al. 2008)

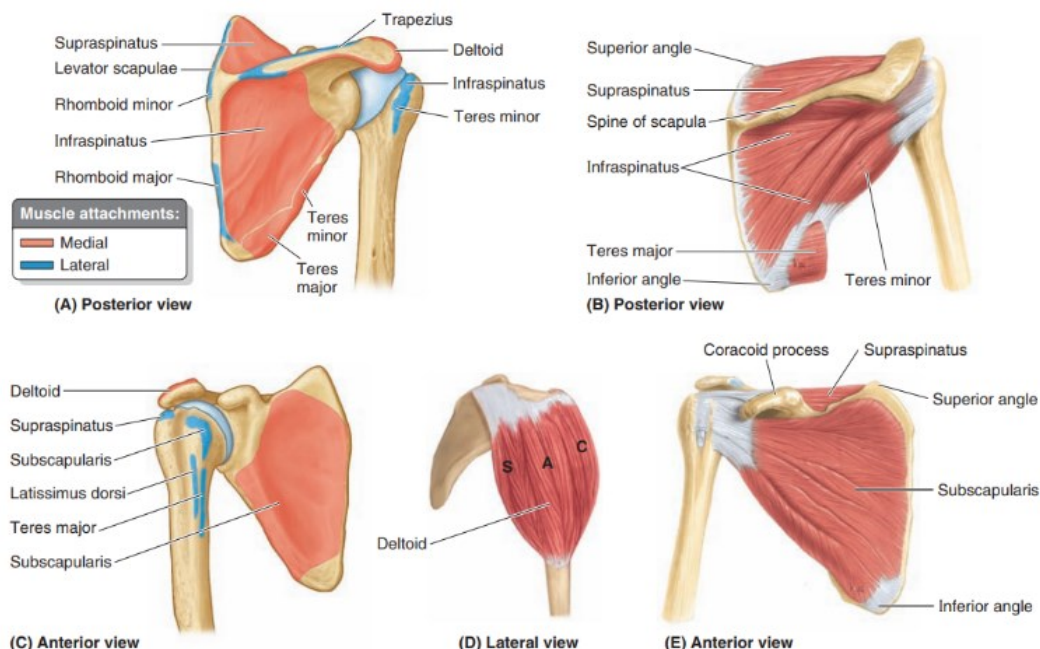
M. supraspinatus začíná ve fossa supraspinata scapulae a upíná se na tuberculum majus humeri. Je inervován z n. suprascapularis (Čihák 2016). Funkce m. supraspinatus je spojená se všemi pohyby do elevace. Jeho anatomická dispozice umožňuje vytvořit největší sílu v přibližně 30° elevaci. Maximum tedy vyvine v začátku pohybu a postupně s přibývajícím stupněm abdukce/elevace jeho síla klesá. Neznamená to ale, že není aktivní (Hik a Ackland 2019). Je hlavním elevátorem společně s m. deltoideus a jejich funkce a síla se nemění v závislosti na směru elevace ani zatížení. Dále napomáhá udržení hlavice humeru v cavitatis glenoidalis a zamezuje posunu hlavice kraniálně mimo jamku (Dalla Pria 2022; Rockwood 2018; Gasbarro et al. 2017; Reed et al. 2013).

M. infraspinatus začíná ve fossa infraspinata scapulae a upíná se na tuberculum majus humeri. Je inervován z n. suprascapularis (Čihák 2016). M. infraspinatus je jedním ze zásadních vnějších rotátorů, kdy si připisuje až 60 % podílu na provedení vnější rotace v ramenním kloubu. Jeho spodní vlákna mohou napomáhat addukci v kloubu a depresi hlavice humeru. Dále je důležitým stabilizátorem proti posteriorní subluxaci (při vnitřně rotované hlavici) a proti anteriorní subluxaci (při abdukované a zevně rotované paži) (Rockwood 2018; Véle 2006).

M. teres minor začíná na margo lateralis scapulae a upíná se na tuberculum majus humeri. Je inervován z n. axillaris (Čihák 2016). Je svalem, který provádí zevní rotaci a napomáhá stabilizovat ramenní kloub při pohybech vedených ventrálně podobně jako kraniálně uložený m. infraspinatus. Hraje roli i v depresi hlavice humeru a podílí se na addukci paže společně s m. subscapularis (Rockwood 2018; Dalla Pria 2022).

M. subscapularis začíná na facies anterior scapulae a upíná se na tuberculum minus humeri. Je inervován z n. subscapularis (Čihák 2016). Jeho funkcí je vnitřní rotace, addukce a pomocná flexe, jeho spodní vlákna mohou aktivně sunout hlavici humeru do deprese. Svým tonem předchází anteriorní subluxaci, funguje jako pasivní stabilizátor (Rockwood 2018; Dalla Pria 2022).

Obr. 2.8 Svaly rotátorové manžety a m. deltoideus s jejich začátky a úpony (Moore et al. 2015)



2.1.3. Kineziologie ramenního pletence

Pohyby klíční kosti

Klíční kost je velmi pohyblivá i přes svá tuhá spojení s hrudní kostí a lopatkou. Její mobilita je důležitá pro všechny pohyby v ramenním pletenci. Pohyby ve sternoklavikulárním kloubu jsou elevace do 30-35° a deprese do 10°, která se projevuje při elevaci paže mezi 30°-90°, dále protrakce a retrakce (antero-posteriorní translace) do 35° a rotace kolem podélné osy do 44-50° probíhající při elevaci paže mezi 70-80° (Rockwood 2018). Přičemž Dalla Pria (2022) uvádí, že maximální elevace klíční kosti je dosažena při 130° elevaci paže.

Janura et al. (2004) uvádí, že klíční kost se pohybuje ve 3 stupních volnosti: v transverzální rovině, podél sagitální osy ve frontální rovině a kolem své podélné osy. Bartoníček (1991) popisuje ještě tzv. klavikulární rytmus, kde každých 10° abdukce v ramenním kloubu (pouze do 90°) je spojeno se 4° elevace klíční kosti.

Pohyby lopatky

Lopatka je schopna po hrudníku klouzat a tím umožňuje pohyblivost paže do maximálních exkurzí hlavně při elevaci. Její pohyb se odehrává na úrovni mezi samotnou lopatkou a hrudníkem ale také v SC a AC skloubení. Proto jakékoli omezení v jednom z těchto skloubení může ovlivnit pohyb lopatky. Kolář (2020) popisuje tyto základní pohyby lopatky – elevace do 40° a deprese do 10°, abdukce s protrakcí do 30° a addukce s retrakcí do 25°, laterální rotace dolního úhlu a rotace kolem příčné osy (naklonění lopatky horní hranou dorzálně) (Neumann 2010).

Elevace lopatky je spojena s pohybem v SC kloubu, kdy se klíční kost elevuje, a s pohybem v AC kloubu, kdy lopatka rotuje mediálně. Protrakce lopatky je výsledkem protrakce klíční kosti v SC kloubu a vnitřní rotace v AC kloubu. Laterální rotace je důležitou součástí při elevaci paže, umožňuje optimální postavení glenoidu vůči hlavici humeru a tím i jeho stabilitu kloubu při abdukci. Pro rotaci lopatky je nutná elevace klíční kosti v SC skloubení a rotace v AC skloubení. Obě skloubení jsou schopné se přizpůsobit různým rovinám elevace (Neumann 2010).

Skapulohumerální rytmus je popisován jako simultánní pohyb lopatky v závislosti na pohybu paže. Je to mechanismus, který umožňuje svalům kolem pletence fungovat ve svých optimálních podmínkách a naklání glenoid superiorně (kraniálně) při elevaci paže (Dalla Pria 2022).

Dalla Pria (2022) uvádí rozdíly mezi starším a novějším pohledem na aktivitu lopatky a humeru. V literatuře bylo zavedeným pravidlem, že skapulohumerální rytmus je v poměru 2:1 při elevaci, tzn. na 2° elevace v ramenním kloubu připadá 1° laterální rotace lopatky. Dnes už tuto informaci autor vyvrací na základě uvedených studií, které se shodují, že se lopatka podílí na prvních 30° elevace v ramenním kloubu ze 2,5 %, mezi 30-90° je podíl lopatky variabilní mezi 20-38 % a mezi 90-120° elevace si lopatka připisuje až 53 % podíl.

Pohyby v ramenním kloubu

Ramenní kloub se pohybuje ve všech rovinách, pro aktivity denního života využíváme často kombinace těchto pohybů. V sagitální rovině se pohybuje do flexe a extenze, ve frontální rovině do abdukce a addukce a v transverzální rovině do vnitřní a vnější rotace. Jedním z kombinovaných pohybů je elevace, definuje se jako abdukce v úhlu paralelním s lopatkou, tj. úhel mezi spina scapulae a frontální rovinou (zhruba 30°-45°). Abdukce ve frontální rovině je možná v plném rozsahu pouze při vnější rotaci humeru. Bez rotace humeru dojde k naražení velkého hrbolu na akromion a stlačení subakromiálního prostoru a tím eliminaci pohybu (Gasbarro et al. 2017). Díky anatomické konfiguraci kloubu je glenohumerální kloub nejpohyblivějším kloubem lidského těla. Umožňuje tyto pohyby:

- sagitální rovina: flexe – 120° (flexe celého pletence – 180°), extenze – 65°
- frontální rovina: abdukce – 120° (abdukce celého pletence – 180°), addukce
- transverzální rovina: vnitřní rotace – 85°, vnější rotace – 70° (vnější rotace v 90° abdukci – 90°) (Neumann 2010)

2.2. Biomechanika ramenního kloubu

2.2.1. Primární stabilita

Ve chvíli, kdy je ramenní pletenec tzv. v klidové pozici, nebo svaly kolem něj vykonávají minimální práci, je statická stabilita zajišťovaná pasivními stabilizátory. Těmi stabilizátory jsou – samotné spojení mezi glenoidem a proximálním humerem, intaktní labrum glenoidale, kloubní pouzdro a ligamentózní struktury. Důležitým faktorem je také zachování negativního intraartikulárního tlaku a minimální kloubní náplně. Velkou roli hraje intraartikulárně probíhající šlacha dlouhé hlavy m. biceps brachii (Neumann 2010, Dalla Pria 2022).

Stabilitu již tak volného ramenního kloubu nejsou schopna udržet pouze ligamenta a jejich pasivní tenze. Navíc, ligamenta zesilující kloubní pouzdro mají svůj stabilizační efekt při samotném napnutí ligamenta v určitém pohybu, často na hranici rozsahu pohybu. Významně se zde podílí svaly rotátorové manžety, které vytvářejí aktivní sílu v prakticky jakémkoli postavení ramenního kloubu a dávají kloubu stabilitu. Kromě své kinematické funkce, tedy funkce vykonat pohyb v kloubu, jsou funkčně nastaveny, aby udržovaly stabilitu při jakémkoli aktivním pohybu, proto je nazýváme tzv. dynamickými stabilizátory (Neumann 2010).

Ligamenta GH kloubu

Kloubní pouzdro je zesíleno glenohumerálními ligamenty, která jsou v neutrální pozici volná. Pro svoji stabilizační funkci je nutné, aby se natáhla, tím se vytvoří pasivní mechanický tah, který stabilizuje glenohumerální kloub a limituje extrémní translace a rotace (Neumann 2010).

SGHL (lig. glenohumerale superius) se napíná při addukci v GH kloubu a brání tak inferiorní a antero-posteriorní translaci hlavice. MGHL (lig. glenohumerale medium) je velmi variabilní a při jeho napnutí v abdukci zabraňuje antero-posteriorní translaci, také limituje extrémní rozsah ve vnější rotaci. IGHL (lig. glenohumerale inferius) je nejnáchylnější ke strukturální poruše, má tři části – horní pás, axilární pás a zadní pás. Axilární pás se nejvíce napíná při 90° abdukci a funguje jako podpůrný závěs pro hlavici humeru, zamezuje tak inferiorní a antero-posteriorní translaci. Přední pás je nejsilnější komponentou, napíná se při maximální vnitřní a zevní rotaci, pomáhá zamezit tak přední translaci. Dynamické aktivity, které zahrnují opakovanou silovou abdukci a zevní rotaci velmi zatěžují přední pás IGHL, což může vést k jeho laxitě nebo přetržení. Porušení kontinuity často vyústí v opakované anteriorní luxace (Gasbarro et al. 2017; Neumann 2010).

Ligamentum coracohumerale splývá s horní porcí kloubního pouzdra a úponem m. supraspinatus. Napíná se v addukci a zamezuje tak inferiorní translaci hlavice humeru (Neumann 2010).

2.2.2. Statická stabilita

V situaci, kdy člověk stojí volně s pažemi podél těla, působí na paži gravitační síla. Hlavice humeru musí být v této statické poloze stabilní vůči jamce, aby nedošlo ke kaudálnímu posunu hlavice. Za statickou stabilitu odpovídají primárně tyto struktury – lig. glenohumerale superius, lig. coracohumerale a úpon m. supraspinatus. Společně vytváří sílu, jejíž vektor

směřuje proti ploše glenoidu. Tato kompresivní síla stabilizuje kloub právě tím, že natlačuje hlavici humeru pevně do glenoidu a odolává kaudálnímu posunu hlavice, který vyvolává gravitace (Neumann 2010).

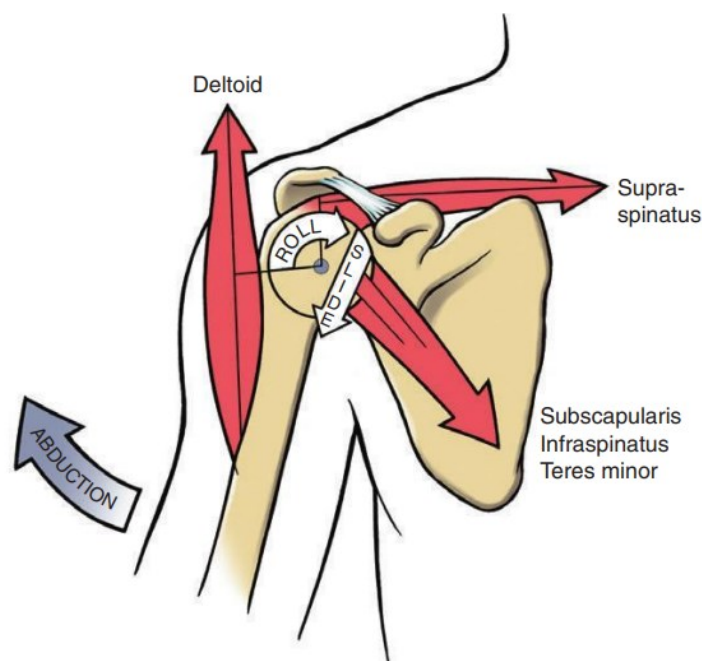
Důležitým prvkem stabilizace je postavení lopatky, tedy skapulothorakální skloubení. Správná poloha je taková, kdy glenoid směřuje lehce kranálně. Tím přidává další podporu pro hlavici humeru a stabilitu (Neumann 2010).

2.2.3. Dynamická stabilita

Dynamická stabilita je výsledkem kooperace mezi skapulothorakálními svaly a svaly rotátorové manžety. Funguje zde ještě neurofeedback mezi svaly rotátorové manžety a glenohumerálními vazy jako odpověď na větší vzniklou sílu, která by mohla vazy poškodit. Svaly RM a dlouhá hlava m. biceps brachii jsou anatomicky situovány tak, aby aktivně stlačovaly hlavici humeru do glenoidální jamky (Lugo et al. 2008).

Dynamická stabilita je zajištěna hlavně v průběhu pohybu a následně je stabilita udržována i na konci pohybu. Rotátorová manžeta aktivně vytváří stabilitu kloubu proti destabilizujícím silám vycházejícím především z m. deltoideus nebo m. pectoralis major. Zajišťuje také anteriorní a posteriorní stabilitu (Goetti et al. 2020).

Obr. 2.9 Stabilizující síly RM vůči destabilizujícímu m. deltoideus při abdukci (Neumann 2010)



2.3. Totální endoprotézy ramenního kloubu

2.3.1. Historie

Themistocles Gluck vymyslel celý koncept náhrady ramenního kloubu, nepoužíval však ke zhotovení implantátů kov, ale slonovinu. Bohužel Gluck nepopsal výsledky všech svých operací a není známo zda všechny náhrady byly voperovány žijícím pacientům (Pokorný 2007).

Za prvního lékaře, který implantoval kovovou náhradu ramenního kloubu se tak považuje Dr. Jean Peán. Zákrok provedl v roce 1893 v Paříži pacientovi s tuberkulózou proximálního humeru komplikovanou abscesem. Peán musel zvolit jiné řešení, jelikož pacient odmítl amputaci. Při operaci použil přední přístup, evakuoval absces a resekoval proximální humerus až ke zdravé tkáni. Náhrada se skládala ze dřívku z platiny, která měla otvory pro inzerci svalů, a kaučukové hlavice, která se dráty připevnila ke glenoidu a dřívku. Výsledek byl velmi uspokojivý, pacient se vrátil k normálnímu životu a byl schopen paži zatěžovat. Po 2 letech se pacient vrátil s hnisavou píštělí, Peán se tak rozhodl náhradu vyjmout, čím se píštěl uzavřela a pacient byl uzdraven (se zkratem HK) (Pokorný 2007).

Protézu, přesněji dřík, který již připomínal nynější design náhrad, vynalezl Frederick Krueger v roce 1950. Ve stejné dekádě bratři Judetovi používali poměrně jiný koncept – osakrylové čepičky (Pokorný 2007).

Dr. Charles Neer je osobností nejvíce spojovanou s aloplastikou ramenního kloubu. Jeho protézy odstartovaly současnou, moderní éru implantátů využívanou pro široké spektrum indikací. V roce 1953 vyvinul dřík – Neer I., který inovativně využil u vícečetných zlomenin proximálního humeru. Současně publikoval i své výsledky. Náhrady stále vylepšoval a v roce 1974 představil dřík – Neer II., jež obsahoval i glenoidální komponentu. Tato převratná konstrukce byla první totální náhradou ramenního kloubu, která sloužila pro degenerativní změny kloubu (Pokorný 2007).

Zcela nový koncept náhrady přinesl Michael Reeves, když představil tzv. reverzní náhradu. Protéza se neřídí anatomickým uspořádáním, právě naopak, hlavice je součástí glenoidální komponenty a jamka je součástí humerální komponenty (Pokorný 2007).

O rozšíření myšlenky neanatomické náhrady se zasloužil Dr. Paul Grammont, jež detailně popsal její principy a biomechaniku v roce 1987. Popsal, že při implantaci se centrum rotace kloubu medializuje a distalizuje a tím se zlepšují momenty síly a páka m. deltoideus. Náhrada tak zajišťuje hybnost v ramenním kloubu i přes insuficientní rotátorovou manžetu (především m. supraspinatus) (Pokorný 2007). V roce 1991 představil Grammont reverzní náhradu Delta III. (polostištěná) za cílem kompenzovat absenci rotátorové manžety, zvýšit

stabilitu a snížit riziko mechanického defektu glenoidální komponenty. Do glenoidu fixoval necementovanou komponentu (hlavici) pomocí divergentních šroubů (Pokorný 2007; Dungl 2014; Sanchez-Sotelo 2009; Frič 2015b).

2.3.2. Dělení implantátů

V dnešní době existuje mnoho typů implantátů, v základu můžeme jmenovat 2 typy – cervikokapitální (hemiartroplastiky) a totální endoprotézy – anatomické a reverzní. Dalšími typy jsou – povrchové náhrady (Copelandova náhrada CSRA), bipolární náhrady a speciální tumorózní náhrady. Totální endoprotézy se dělí podle míry stability dané konstrukcí implantátu (tzv. míra stišťení). Moderní anatomické implantáty se ještě dělí podle modularity. Další parametry jak můžeme endoprotézy dělit jsou – dle tvaru, použitého materiálu (kovové, plastové, keramické, kombinované) a způsobu fixace do kostního lůžka (cementované/necementované) (Dungl 2014; Pokorný 2007).

Dle míry stišťení

Dělení podle míry stišťení se užívá u náhrad obsahujících jak humorální, tak glenoidální komponentu. Tento termín vyjadřuje prostorový vztah mezi oběma komponentami. Udává tedy míru stability mezi komponentami a tím i míru stabilitu kloubu závislou na typologii konstrukce implantátu (Pokorný 2007):

- non-constrained (nestišťené) – komponenty jsou prostorově volné, stabilita kloubu závisí na okolních měkkých tkáních
- semi-constrained (polostišťené) – hlavice je částečně vnořena do jamky
- constrained (plně stišťené) – obě komponenty jsou vzájemně spojeny, stabilita je zajištěna pouze konstrukcí implantátu (hlavice je kompletně zanořena do jamky)

V dnešní době se nejvíce používají nestišťené endoprotézy z důvodu nižšího rizika selhání nebo defektu implantátu. Čím větší je míra stišťení, tím více se přenáší síly na rozhraní kotvení implantátu (komponenta-kost). Výsledkem je sice krátkodobá stabilita kloubu, ale dlouhodobé výrazně vyšší procento komplikací a selhání implantátu (Pokorný 2007).

Dle modularity

Anatomické endoprotézy se dělí do tří generací dle modularity systému. Mluvíme o modularitě z hlediska velikostní škály a z hlediska respektování anatomických podmínek. Díky modularitě je možné lépe tonizovat kloubní pouzdro a rotátorovou manžetu, zachovat

anatomické rozložení a tím i biomechaniku a funkci kloubu (bez zvýšení míry stlačení) (Pokorný 2007):

- 1. generace – implantáty velikostně uniformní, hlavice nelze od dřívku oddělit
- 2. generace – implantáty, které mají modulární hlavici (ve smyslu průměru a výšky hlavice)
- 3. generace – s modulární hlavici a krčkem (ve smyslu velikosti hlavice a sklonu a posunu hlavice vůči dřívku)

2.3.3. Typy implantátů

Hemiartroplastika

Anatomická hemiartroplastika neboli cervikokapitální endoprotéza je typem náhrady, kde se nahrazuje pouze hlavice kotvená dřívkem do humeru. Pro implantaci je rozhodujícím faktorem dobrý stav svalů RM a glenoidální jamka bez významných defektů (Sosna et al. 2024).

Nejčastější indikace pro implantaci této náhrady jsou tříštivé a nerekonstruovatelné luxační zlomeniny proximálního humeru. Uplatňuje se také při destrukci povrchu hlavice u primární artrózy ramenního kloubu, poúrazových stavů, artritid a systémových onemocnění, ale také při primárních a sekundárních tumorech proximálního humeru (Sanchez-Sotelo 2011; Dungal 2014).

Totální anatomická náhrada

Při implantaci totální náhrady se zavádí humerální a glenoidální komponenta v anatomickém uspořádání za cílem zlepšit funkci kloubu při stavech, kdy je glenoidální jamka poškozena (defekty, nebo degenerativními změnami). Problematická bývá fixace komponenty do glenoidu kvůli anatomii krčku lopatky. Podmínkou úspěšné implantace je kvalitní kloubní lůžko, ale také zachování rotátorové manžety a její vyvážení v průběhu pohybu (Pokorný 2007).

Anatomická totální endoprotéza se užívá u omartrózy, stavů po zlomeninách proximálního humeru, revmatoidních artritid, degenerativních změn a stavů po neúspěšných rekonstrukčních operacích. Obecně můžeme říct, že se náhrada volí v případech, kde přetrvává bolest a omezení rozsahu pacienta i po předešlé konzervativní léčbě. Kontraindikací jsou stavy po nezhojených infektech, stavy s výrazným defektem kostní tkáně a svalové tkáně, paralýza deltového svalu, nebo nemožná rekonstrukce poškozených svalů rotátorové manžety. V případě defektu rotátorové manžety by došlo k asymetrickému zatížení okrajů glenoidální komponenty a k tzv. rocking horse efektu, kdy se komponenta „houpe“ a hrozí uvolnění z kostního lůžka. Při kostním defektu glenoidu je možnost řešit tuto situaci implantací kostního štěpu (Dungal 2014; Huri a Paschos 2017).

Nejčastějšími komplikacemi při implantaci anatomické totální endoprotézy jsou – uvolnění komponenty (nejčastěji glenoidální komponenty), poškození glenoidální jamky, instabilita ramenního kloubu a ruptura rotátorové manžety (Bohsali et al. 2017).

Resurfacing – povrchová náhrada

Copeland představil povrchovou náhradu, jejíž cílem je co nejmenší možná resekce kloubního povrchu hlavice humeru (Pokorný 2007).

Koncept náhrady spočívá v malé kulovité čepičce bez nutnosti zavádění dříku do dřevňové dutiny. Náhrada umožňuje řešit stavy postižení ramenního kloubu, kdy není destruován ani dekonfigurován proximální humerus a hlavice (např. osteoartróza, osteonekróza, revmatická destrukce kloubu). Výhodou je eliminace komplikace v podobě periprotetické zlomeniny a jednoduchá konverze na náhradu s dříkem. Tento koncept není v současné době příliš využíván pro riziko nepřihojení náhrady a její uvolnění (Dungl 2014; Pokorný 2007; Sosna et al 2024).

Bipolární implantáty

Specifikem bipolárních implantátů je systém dvou pohyblivých hlavic na místě humorální komponenty. Hlavice (vnitřní a vnější) jsou nasazeny na sebe a vzájemně se pohybují. Smyslem dvou hlavic je rozložit síly rovnoměrně mezi ně u stavů s nefunkční rotátorovou manžetou. V současné klinické praxi se tento koncept náhrady užívá zcela výjimečně (Dungl 2014; Pokorný 2007).

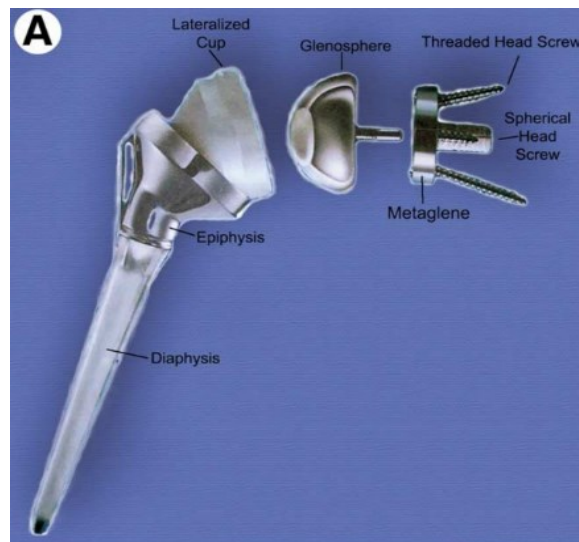
Tumorózní náhrady

Proximální humerus je častým místem výskytu metastáz i primárních kostních nádorů, tyto stavy je nutno řešit radikální resekci s cílem zachovat funkci kloubu. Metodou volby je tedy resekce a implantace speciální náhrady. V dnešní době je možnost vyrábět náhrady individuálně na míru pro pacienta (velikostně individuální, cementované, bezcementové, modulární). Z dlouhodobého hlediska je problém nestability kloubu z důvodu nutné resekce nejen kosti ale také rotátorové manžety (Dungl 2014; Pokorný 2007).

2.4. Reverzní endoprotézy ramenního kloubu

Totální reverzní endoprotéza není založena na anatomickém podkladě, naopak ho převrací. Do glenoidu se implantuje kotvící komponenta (metaglen) a do ní se zasadí kulovitá konvexní artikulární komponenta (glenosféra), tedy glenoidální komponentou je hlavice. Do proximálního humeru se implantuje dřík, na nějž je nasazeno reverzní tělo s konkávním artikulárním povrchem, tedy humerální komponentou je jamka. Při pohybu v kloubu se pak jamka otáčí kolem hlavice (Sosna et al. 2024).

Obr. 2.10 Komponenty reverzní náhrady (Seitz 2005)



Hlavní výhodou tohoto designu je možnost implantace náhrady u stavů s absencí rotátorové manžety s následnými velmi uspokojivými funkčními výsledky. Cílem implantace je zbavit pacienta bolesti a obnovit/zlepšit rozsah pohybu v kloubu a navrátit pacientovi soběstačnost, aby se mohl vrátit do aktivního života (Sosna et al. 2024).

Obr. 2.11 Reverzní endoprotéza LimaCorporate SMR, vlevo – humerální komponenta, vpravo – glenoidální komponenta (zdroj vlastní)



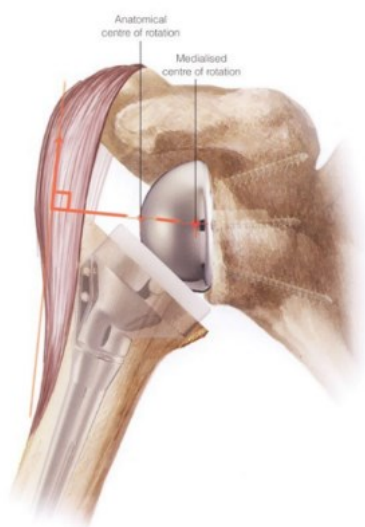
2.4.1. Biomechanika

Za fyziologické situace jsou svaly rotátorové manžety hlavním pohybovým prvkem pro pohyb glenohumerálního kloubu. Svaly rotátorové manžety fungují na principu komprese hlavice do konkavity jamky, kde středem otáčení je přibližně geometrický střed hlavice humeru (Pokorný 2007).

Pokud jsou insuficientní svaly RM, hlavice se při určitých pohybech dostává do decentrované pozice a centrum rotace ramenního kloubu se mění. Takto decentrované postavení je silově mnohem náročnější na vykonání pohybu. Následkem je kraniální subluxe hlavice humeru. Ve chvíli, kdy m. deltoideus elevuje paži a svaly RM nejsou schopny udržet hlavici v jamce, dojde k translačnímu pohybu hlavice kraniálně (Huri a Paschos 2017).

Při takové patologii nemůže být volbou anatomický typ náhrady. Implantace by vedla k neuspokojivému výsledku a selhání náhrady. Grammont se zabýval problematikou cuff tear artropatií a přišel s konceptem neanatomické náhrady se změněnou biomechanikou. Centrum rotace endoprotézy se posunulo mediálně, humerus se distalizuje, m. deltoideus se elonguje a oproti anatomické náhradě leží centrum rotace konstantně uvnitř glenosféry. Síla m. deltoideus je zlepšena pomocí zvýšení jeho napětí (elongace zvětšuje jeho páku). Díky tomuto designu působí vyvinuté síly pro pohyb v rameni více kompresivně (mezi komponenty). Tím je zajištěna stabilita a sníženo riziko selhání náhrady (Huri a Paschos 2017; Goetti et al. 2021; Berliner et al. 2015; Sabharwal a Bale 2021).

*Obr. 2.12 Princip reverzní náhrady ramena
(Pokorný et al. 2018)*



2.4.2. Indikační skupiny

Reverzní endoprotéza ramenního kloubu se používá zpravidla pro degenerativní změny v ramenním kloubu s insuficientní rotátorovou manžetou. Vzhledem k funkci rotátorové manžety se její degenerativní patologie projevuje ztrátou dynamické stability a ztrátou rozsahu pohybu v ramenním kloubu (šlacha vykazující degenerativní změny je tenčí a ztrácí elasticitu a pevnost). Deficit RM může být způsobem i její rupturou, ať parciální nebo totální, často v rámci pokročilých degenerativních změn (Frič 2015b).

Indikační skupina, pro kterou se volí reverzní endoprotéza, je dnes již velmi široká. Metodou volby může být pro: cuff tear artropatie, masivní ruptury RM (i bez omartrózy), ruptury RM v kombinaci s omartrózou, posttraumatické omartrózy s nefunkční RM, destrukce kloubu a RM u revmatoidní artritidy, inveterované (zastaralé) luxace kloubu, tumory a metastatické postižení proximálního humeru, stavy po selhání osteosyntézy proximálního humeru, nebo jiné náhrady kloubu, akutní tříštivé zlomeniny proximálního humeru u pacientů s již insuficientní RM (Sanchez-Sotelo 2011; Pokorný et al. 2015).

Samozřejmě existují i jisté kontraindikace (absolutní/částečné):

- infekce v oblasti ramene – aktivní infekce je absolutní kontraindikací
- porucha deltového svalu (paréza n. axillaris) – je nutné dovyšetřit a zvážit, zda je porucha kompletní/částečná (bez dobré funkce m. deltoideus je dobrý výsledek operace nemožný)
- rozsáhlá destrukce glenoidu – řešení je individuální, možností je implantace speciální komponenty nebo kostního štěpu
- nespolupracující pacient – rizikové faktory: psychická onemocnění, abúzus, neurologická onemocnění, časté pády, nedodržování doporučení a omezení (Pokorný et al. 2015)

Omartróza

Pro vznik primární omartrózy existují určité predispozice (např. zvýšená pohybová zátěž), ale příčina není jasně podložena. Sekundární omartróza vzniká na podkladě jiných patologií – stav po zlomenině proximálního humeru nebo glenoidu, stav po ruptuře rotátorové manžety (cuff tear artropatie), stav po instabilitě ramena, chronická luxace ramena, aseptická nekróza, revmatická destrukce ramena nebo následky jiných operačních zákroků. V klinickém obrazu pacienta najdeme bolest (často noční) a omezení rozsahu pohybu. Od určitého stupně omartrózy je pacient těmito symptomy omezen ve vykonávání denních aktivit a v soběstačnosti (Sosna et al. 2024).

Omartróza může být indikací pro anatomickou i reverzní endoprotézu. Avšak u anatomického typu je podmínkou intaktní RM. V případě insuficience RM je indikována implantace reverzní endoprotézy (Huri a Paschos 2017).

Obr. 2.13 Omartróza (Payne et al. 2015)

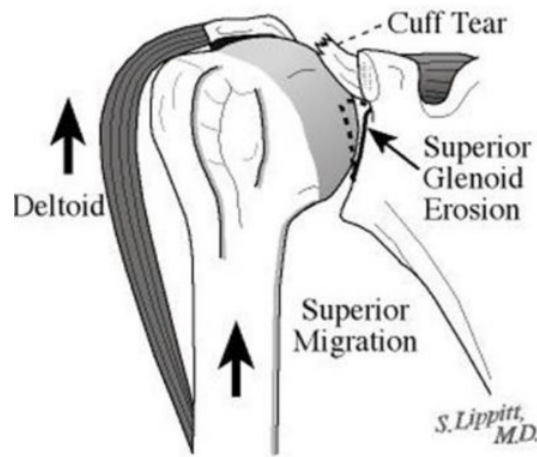


Cuff tear arthropatie

Již Neer popsal degenerativní změny v ramenním kloubu spojené s masivní rupturou rotátorové manžety termínem „cuff tear arthropatie“. Tento pojem nemá doposud výstižný český název (Sosna et al. 2024).

Deficit rotátorové manžety mění biomechaniku kloubu, což vystavuje kloubní chrupavku mnohem vyššímu opotřebování. Tato patologie s sebou nese spoustu specifík. Při masivních rupturách většinou nelze šlachy svalů RM znovu reinzerovat, aby byly schopny vydržet tah a zatížení, což vede k neuspokojivým výsledkům rekonstrukčních výkonů na rotátorové manžetě. Ruptury RM často vedou k narušení stavu samotných kloubních struktur, což může pacientům způsobovat bolest (omartróza). U defektů RM je nejčastěji postižen m. supraspinatus. Při elevaci paže pak chybí kompresní mechanismus, hlavice humeru kranializuje (superiorní translace) a naráží kaudálně na akromion. Dále progredující stav může vyústit v opotřebení hlavice humeru při velkém hrbolu. V extrémním případě může nastat taková eroze akromia vedoucí k jeho fraktuře. Obecně je následkem cuff tear arthropatie (v závislosti na stupni poškození) – vymizení subakromiálního prostoru, bolest a omezení rozsahu pohybu (Sosna et al. 2024; Huri a Paschos 2017).

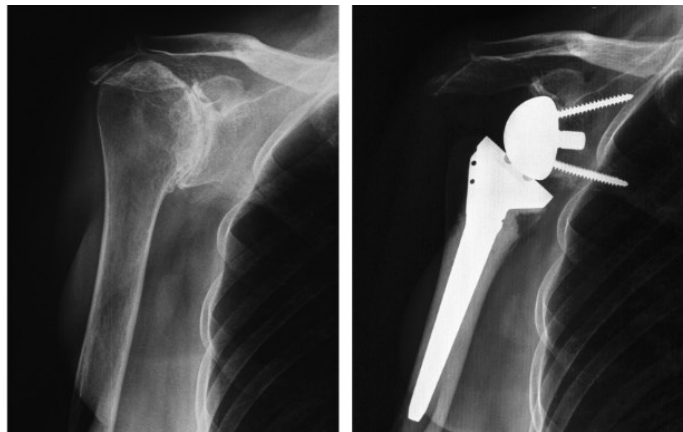
Obr. 2.14 Princip cuff tear artropatie (Singh 2017)



Cuff tear artropatie se dělí do 5 stupňů:

- 1. stupeň – minimální změny na zobrazovacích metodách
- 2. stupeň – zmenšení subakromiálního prostoru pod 5 mm
- 3. stupeň – eroze akromia
- 4. stupeň – glenohumerální artróza
- 5. stupeň – osteonekróza hlavice humeru (Huri a Paschos 2017)

Obr. 2.15 Cuff tear artropatie (Stechel 2010)



Revmatická destrukce ramena

Pacienti s revmatoidní artritidou (RA) mají nadměrnou hypervaskulární synoviální vrstvu kloubního pouzdra (synovialitidu), která způsobuje produkci kloubního výpotku a tvorbu tzv. revmatického pannu (Sosna et al. 2024). To vede k erozi kloubních povrchů a okolních měkkých tkání. V důsledku medikace pro RA se může projevit osteopenie. Ve 20-40 % je při RA postižena rotátorová manžeta rupturou, jež se obtížně rekonstruuje (Wilcox et al. 2005).

Největším problémem pro implantaci endoprotézy ramenního kloubu v terénu revmatoidní artritidy je destrukce kosti (v důsledku samotného onemocnění, ruptur RM, dlouhodobé aplikace kortikosteroidů apod.). Právě u destrukce glenoidu je problematická fixace kotvící komponenty. Hlavní indikací pro implantaci náhrady je bolest a omezení funkce ramena. Můžeme čekat úlevu od bolesti, ale ne výrazné zlepšení rozsahu pohybu a funkce ramenního kloubu (Huri a Paschos 2017; Wilcox et al. 2005; Pokorný et al. 2015).

Zlomeniny proximálního humeru s nerekonstruovatelnou RM

Implantace endoprotézy u akutních zlomenin proximálního humeru se volí hlavně v případech – 3-4 fragmentových zlomenin, zlomenin zasahujících do velké části vlastní artikulární plochy kloubu a zlomenin, kdy je hlavička bez cévního zásobení (v praxi zejména u zlomenin spojených s luxací kloubu). U mladších pacientů se zlomeninou, kdy se úlomky dají dobře fixovat se volí otevřená repozice a vnitřní fixace (Sosna et al. 2024).

Anatomická náhrada může být také volbou v případě, že zlomenina není rekonstruovatelná pomocí osteosyntézy, ale je proveditelná správná rekonstrukce a fixace velkého a malého hrbolu společně s úpony RM. Volí se také v případě, kdy má pacient (většinou nižšího věku) vyšší nároky na zatížení končetiny. Výkon je ale technicky velmi náročný, a i přes správně provedenou fixaci může být výsledek neuspokojivý v ohledu funkce kloubu. Proto se u určité skupiny pacientů (vyšší věk, nižší nároky na pooperační zátěž) volí reverzní náhrada. Cílem je obnovit rozsah pohybu, se kterým pacient bude schopen aktivně fungovat. Není však časté, že se rozsah pohybu obnoví do normy (Huri a Paschos 2017; Wilcox et al. 2005; Pokorný et al. 2015).

Obr. 2.16 Fraktura proximálního humeru (Stechel 2010)



Následky předchozích operačních výkonů

V této široké skupině můžeme mluvit o selhání hemiartroplastiky/totální anatomické náhrady kloubu, nestabilitě náhrady, rozvoji degenerativních změn po stabilizačních nebo rekonstrukčních výkonech (Huri a Paschos 2017).

2.4.3. Operační výkon

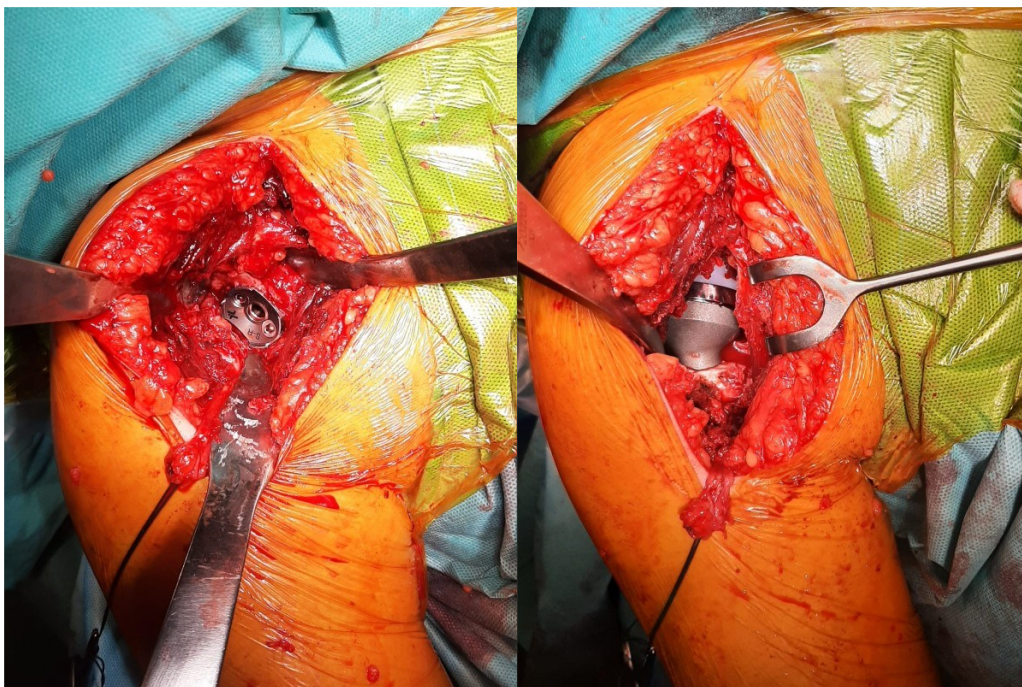
Při náhradě ramenního kloubu je nejčastěji využíván deltopektorální přístup. Nenarušuje se při něm obtížně reinzerovatelný m. deltoideus, může se jednoduše rozšířit a umožňuje dobrý přístup k inferiorní kapsule. Jeho nevýhoda spočívá v protěti šlachy m. subscapularis a horší expozici glenoidu. Dalším užívaným je superiorní transdeltoideální přístup, který je šetrný vůči šlaše m. subscapularis. Náročnější je však pro expozici inferiorní kapsuly a je zde větší riziko poškození n. axillaris (Sanchez-Sotelo 2011; Dungal 2014).

Deltopektorální přístup

Pacient je napolohován do polosedu („beach chair positioning“) s horní končetinou přesahující přes okraj operačního stolu. Kožní řez se vede od processus coracoideus směrem k úponu přední porce m. deltoideus (tzn. interval mezi m. pectoralis a m. deltoideus) v délce cca 10-15 cm. Vena cephalica se mobilizuje laterálně nebo mediálně a následně se protne fascia coracocleidopectoralis (Sosna et al 2005). Důležitá je orientace v terénu, čemuž pomáhá identifikace šlachy dlouhé hlavy bicepsu vymezující rotátorový interval. Pokud je šlacha zachována provádí se její tenotomie a následně tenodéza po implantaci náhrady. Dále se identifikuje šlacha m. subscapularis (pokud je zachovaná), příčně se protne a společně s ní se od malého hrbole oddělí i kloubní pouzdro. Kloubní pouzdro je třeba v antero-inferiorní části oddělit od krčku humeru pro lepší přístup ke glenoidu. V této fázi je třeba luxovat hlavici z jamky. Osteotomie hlavice humeru má spíše horizontální průběh a musí se provést ve sklonu cca 30° ke kolmici na dlouhou osu humeru. Pokud se jedná o traumatickou indikaci, je třeba pečlivě vyhledat a odstranit volné fragmenty kosti. V jiných indikacích je třeba pečlivě odstranit osteofyty. Po resekci hlavice následuje revize fossa glenoidalis a posouzení aktuálních defektů glenoidu. Při této fázi je nezbytná perfektní orientace v terénu, maximální možný přehled o glenoidu a dostatečné uvolnění měkkých tkání. Před samotným zavedením kotvící části glenoidální komponenty (tzv. metagleny) se zavede vodící drát pro opracování glenoidu. Poté se vyfrézuje kloubní plocha, vytvoří se centrální otvor, vyjme se vodící drát a implantuje se metaglen. Kotvící část se obvykle fixuje 2-4 šrouby. Dále se implantuje glenosféra, která se dotahuje centrálním šroubem. Po implantaci glenoidální komponenty se pomocí rašplí připraví

dřeňová dutina a kalich pro proximální část humerální komponenty. Po vyfrézování se do dutiny zasadí zkušební komponenta. Dále se vloží artikulační vložka a provede se zkušební zakloubení. V této se fázi se kontroluje adekvátní tonus měkkých tkání a testuje se tah za končetinu, rotace v kloubu a luxační test. Dle těchto zkoušek se volí výška artikulační vložky. Po vyzkoušení se implantuje originální humerální komponenta a znovu se vyzkouší, zda je výška artikulační vložky adekvátní. Při uspokojivém stavu se vloží originální artikulační vložka a provede se finální zakloubení, opět s kontrolou tonu měkkých tkání a stability náhrady. Následně se reinzerují (zda-li jsou funkční) svaly RM, především m. infraspinatus a m. teres minor. M. subscapularis se obvykle nerekonstruuje z důvodu lateralizace a distalizace humeru. Následně se provede sutura operačního přístupu (Dungl 2014; Pokorný 2007; Huri a Paschos 2017; Frič 2015b).

*Obr. 2.17 Vlevo – ukotvení metagleny, vpravo – zakloubení obou komponent
(zdroj vlastní)*



2.4.4. Komplikace

Reverzní endoprotézy mají obecně vyšší procento komplikací než anatomické endoprotézy. Důvodem je velmi specifická skupina pacientů, kteří jsou pro tento typ náhrady indikováni. Rizikové parametry, která dávají možnost vzniku komplikací jsou – vyšší věk, množství předešlých výkonů na rameni a špatný stav kostí a měkkých tkání. Hlavními komplikacemi jsou níže jmenované a popsané stavy (Huri a Paschos 2017).

Otázkou je i životnost reverzní endoprotézy, která se očekává vzhledem k větší zátěži deltového svalu v horizontu 10-20 let. Poté může docházet k dystrofii m. deltoideus a postupné atrofii svalu se ztrátou rozsahu hybnosti (Sosna et al. 2024).

Humeroskapulární impigement („scapular notching“)

Nejčastější a zároveň naprosto unikátní komplikace reverzní náhrady je humeroskapulární impigement. V literatuře se uvádí, že vzniká mechanickým impigementem mediální hrany humerální komponenty s kaudální částí krčku lopatky a částí margo lateralis lopatky při addukci v kloubu. Při tomto nežádoucím kontaktu vzniká zánětlivá reakce a dochází k osteolýze krčku lopatky. Humeroskapulární impigement se dělí do 4 stupňů. Četnost počínajících patologií a progresu jednotlivých stupňů se zvyšuje s časem od operace. Incidence se objevuje mezi 0-96 % (Huri a Paschos 2017; Razmjou et al. 2021; Frič 2015a).

Vývoj impigementu je vyšší u indikačních skupin – cuff tear artropatie (71 %) a omartróza s insuficientní RM (47 %) (Lévigne et al. 2011). Rizikovým faktorem jsou dále – snížená akromiohumerální distance, tuková infiltrace m. infraspinatus a superiorní typ glenoidální eroze. Preventivní opatření nejsou doposud jasně dána. Avšak je mnoho prací, které uvádí faktory, které mohou potenciálně snížit riziko vzniku impigementu. Návrhy jsou takové – naklonění glenoidální komponenty inferiorně, přesah metagleny inferiorně přes krček lopatky, využití asymetrické glenosféry, snížení míry medializace centra rotace náhrady a zmenšení úhlu mezi hlavicí a krčkem náhrady (Lévigne et al. 2011; Huri a Paschos 2017).

Nestabilita

Nestabilita, čili sub/luxace je častou pooperační komplikací, objevuje se až v 31 % případů. Dislokuje se humerální komponenta směrem anteriorním a laterálním. Rizikovými faktory jsou nesprávná tonizace měkkých tkání, impigement humerální komponenty, zkrácení (tuhost) posteriorních kapsulární struktur a deficit m. subscapularis. Nastavení tonu měkkých tkání je nejzásadnějším faktorem pro nastavení optimální stability kloubu. V případě reverzní endoprotézy je to správná tonizace m. deltoideus na základě palpce a zkušeností operatéra. Rekonstrukce m. subscapularis jako prevence instability je v literatuře sporná (Huri a Paschos 2017).

Frič (2015a) uvádí následující preventivní faktory – usazení humerální komponenty nad úroveň velkého hrbolu, použití větší glenosféry, náklon hlavice do retroverze mezi 0-20°, po repozici by se komponenty neměly při testování oddalovat a dodržení pooperačních restrikcí.

Dále uvádí jistá řešení nestabilit – repozice s následným nasazením ortézy a posilováním, tonizace měkkých tkání výměnou artikulační vložky, nebo výměna komponent ve správné pozici. Pokud se dislokace opakují, indikací je revizní operace (Frič 2015a).

Infekce

U reverzních náhrad se infekční komplikace vyskytuje mezi 1-15 % (četnost výskytu se zvyšuje s počtem zákroků), což je výrazně více než u anatomické náhrady (Huri a Paschos 2017).

Periprotetický infekt může vést k vážným kostním defektům a zhoršení funkce kloubu. Faktory, které přispívají k vyššímu riziku vzniku infekce jsou zejména ztráta měkkých tkání, relativně vyšší věk pacientů a četná historie předešlých výkonů na kloubu. Infekce by se měla vždy zvažovat u pacientů, kteří prezentují perzistující bolest bez jiných známek infektu. Léčba hlubokého infektu v akutní fázi (objevuje se do 6 týdnů po operaci) spočívá v revizi, drenáži, provedení débridement s výměnou všech dobře vyměnitelných částí endoprotézy (obvykle hlavice a jamky). Léčba infektu v chronické fázi (objevuje se 6 a více týdnů po operaci) zahrnuje prvně extrakci protézy, drenáž, débridement a implantaci antibiotického spaceru. Dalších 6 týdnů se podávají antibiotika dle citlivosti. V druhé době se vyjme antibiotický spacer a reimplantuje se nová reverzní endoprotéza. Podmínkou reimplantace je absence infekce (Huri a Paschos 2017; Frič 2015a).

Poranění nervů

Při implantaci reverzní endoprotézy se několika možnými mechanismy může poškodit brachiální plexus, nebo n. axillaris. Nejčastější důvody poškození jsou přímé poranění nervu (přetnutím) nebo natažení nervů při trakci končetiny (elongací plexu). Většina neurologických komplikací je tranzientních (Huri a Paschos 2017; Razmjou et al. 2021).

Periprotetická zlomenina

Zlomeniny akromia nejsou častou komplikací. Klinicky se taková léze projevuje náhlou bolestí a výrazným omezením funkce kloubu s perzistující bolestí. Důvodem vzniku zlomeniny může být přetížení svalového korzetu v terénu osteoporózy nebo pád na operovanou končetinu/rameno. Přetížení m. deltoideus může vzniknout právě kvůli designu endoprotézy, tedy prodloužení jeho páky a zvýšení tonu. Tento stav zvyšuje přenos sil na úpon svalu a dává potenciál ke vzniku únavové zlomeniny akromia, nebo spiny scapulae (Razmjou et al. 2021;

Frič 2015a). Traumatem pacienta může vzniknout zlomenina v oblasti proximálního humeru nebo glenoidu s následkem uvolnění příslušné komponenty endoprotézy. Z tohoto důvodu se pacientům nedoporučují adrenalinové a kontaktní sporty (Sosna et al. 2024).

Aseptické uvolnění komponent

Aseptické uvolnění je dáno většinou otěrem polyetylenové komponenty. Malé částice polyetyleny jsou fagocytovány makrofágy. V důsledku složité imunitní reakce dochází k tvorbě osteoagresivního granulomu a aktivaci osteoklastů s následnou osteolýzou kosti a uvolněním implantátu (Sosna et al. 2024).

2.5. Fyzioterapeutická péče po implantaci reverzní endoprotézy

Cílem fyzioterapeutické intervence po implantaci reverzní endoprotézy je zlepšení rozsahu pohybu, síly a celkové funkce ramenního kloubu v co nejvyšší možné míře, eliminace bolesti pacienta, navrácení soběstačnosti a navrácení do aktivního života pacienta (Payne et al. 2015).

Již Brems (1994) uvádí ve své práci, že klíčem k úspěšnému výsledku implantace reverzní náhrady ramenního kloubu je správně navržený a provedený pooperační fyzioterapeutický program. Následují pak autoři Wilcox (2005), Boudreau et al. (2007), Bullock et al. (2019), Popa et al. (2020), Lee et al. (2021) a Howard et al. (2023), kteří se shodují ve svých pracích, že právě fyzioterapeutická péče je nejdůležitější pro dobrý výsledek implantace náhrady a satisfakci pacienta s výkonem. Důvodem je fakt, že implantace náhrady znamená primárně nemalý zásah do měkkých tkání, na což fyzioterapie cílí (Howard 2023).

Další faktory, jež mohou ovlivnit výsledky náhrady jsou – operační přístup, typ implantátu, spolupráce operátora a fyzioterapeuta, diagnóza vedoucí k implantaci, míra poškození měkkých tkání a kloubních struktur a předoperační ztráta rozsahu pohybu – svalová atrofie, neurologické onemocnění nebo posturální patologie. Významnou roli hraje též osobnost pacienta a jeho motivace v rámci rehabilitace (Wolff a Rosenzweig 2017).

I přes zjevnou důležitost pooperační fyzioterapeutické péče existuje velmi omezený počet zdrojů zaměřených na detailní postupy. Existující výzkumy se soustředí spíše na téma dlouhodobých výsledků se zaměřením na funkci ramenního kloubu po implantaci náhrady než na zkoumání výsledky ovlivňujících faktorů (Howard 2023).

Publikované navrhované programy jsou poměrně rozličné, co se týče načasování fází fyzioterapeutické intervence – načasování pasivního cvičení, aktivního cvičení a posilování,

míra odporu při posilování, riziková opatření, doba imobilizace v ortéze/závěsu, nebo návrat v aktivnímu sportovnímu životu. Dají se ale rozdělit do dvou skupin – odložený přístup s imobilizací (do přibližně 6. týdne po operaci) a aktivní přístup. Vzhledem k tomu, že tyto programy nejsou založené na kvalitní, validní, reliabilní evidenci a nenavazuje na ně testování v randomizovaných studiích, nemohou existovat jasně daná guidelines pro fyzioterapii po implantaci reverzní endoprotézy (Bullock et al. 2019).

Fyzioterapeutické programy a jejich management navrhují operatéri (popřípadě v konzultaci s fyzioterapeutem) na základě anatomie ramenního pletence, biomechaniky náhrady, intaktních svalů, operačního přístupu, kvality kosti a pevnosti fixace komponent endoprotézy. Určují, kdy a jak aktivně bude intervence probíhat a také stanovují dobu imobilizace v šátku/ortéze a rizikové pohyby, kterých se pacient musí vyvarovat v rámci prevence luxace implantátu. Součástí jsou také pravidelné kontroly pacienta svým operatérem, který na základě aktuálního stavu může změnit dosavadní parametry, aby optimalizoval fyzioterapeutický proces pacientovi co nejvíce na míru (Bullock et al. 2019; Wilcox et al. 2005).

Jak bylo již popsáno, reverzní endoprotéza se indikuje na základě nefunkční nebo nerekonstruovatelné rotátorové manžety. Biomechanika implantátu je rozdílná oproti biomechanice zdravého ramenního kloubu a tím pádem i oproti anatomickému implantátu. Z toho plyne fakt, že fyzioterapie a preventivní opatření po reverzní endoprotéze bude oproti anatomické variantě rozdílná. Rizika luxace reverzní náhrady v ranné pooperační fázi spočívají ve složeném pohybu do vnitřní rotace, addukce a extenze (humerální komponenta luxuje ventrálně a kaudálně). Pacienti musí být tedy dobře seznámeni s těmito rizikovými pohyby – zastrčení košile do kalhot, pohyb směrem do zadní kapsy kalhot, opírání se o horní končetiny v sedě za zády apod. Při implantaci anatomické endoprotézy je pro dobrý výsledek klíčová integrita m. subscapularis, proto je třeba v pooperačním období stanovit dostatek času pro jeho zhojení pomocí imobilizace v šátku nebo ortéze. Toto tvrzení však neplatí pro reverzní endoprotézu, zde takové riziko v pooperačním období neexistuje. Snížená potřeba protektivních opatření (imobilizace) je predikcí pro zahájení brzké a aktivní fyzioterapeutické intervence. Výhodou je také operační deltopektorální přístup, který nenaruší přední vlákna m. deltoideus. Časnou aktivní intervenci mohou zpomalovat tyto faktory – rekonstrukce m. subscapularis, celkové vyšší riziko luxace a instability reverzní endoprotézy, riziko fraktury akromia z přetížení m. deltoideus (Boudreau et al. 2007; Bullock et al. 2019; Popa et al. 2020).

Změna biomechaniky ramenního kloubu zvyšuje momentové síly pro m. deltoideus, čímž se zvýší zapojení předních a zadních vláken svalu. Deltový sval tak může iniciovat

abdukci s nefunkčním m. supraspinatus a dále provádět elevaci a rotace v ramenním kloubu (Wolff a Rosenzweig 2017).

Boudreau et al. (2007) ve své práci uvádí 3 důležité koncepty, na které se musí dbát při stanovení pooperačního plánu – ochrana kloubu, funkce m. deltoideus a stanovení očekávané funkce a rozsahu pohybu.

Ochranou kloubu se myslí pooperační polohování, zahájení cvičení, správně navržený plán, který nevyvolá luxaci implantátu, a seznámení pacienta s preventivními opatřeními. Funkce deltového svalu je jedním z nejdůležitějších faktorů ovlivňující výsledky reverzní endoprotézy. Podstatou dobrého funkčního výsledku je posílení deltového svalu (využití maximálního potenciálu spolu se skapulothorakálními svaly) a jeho motorická kontrola při aktivních pohybech nejen do abdukce. Očekávaný rozsah pohybu závisí na existující patologii kloubu, stavu rotátorové manžety a funkčním stavu m. deltoideus a ostatních svalů kolem lopatky. Pacienti s insuficientním m. teres minor mají obecně menší rozsah aktivní zevní rotace. Naopak pacienti s funkčním nebo rekonstruovaným m. subscapularis nevykazují významně větší rozsah aktivní vnitřní rotace oproti těm s insuficiencí svalu. Fyzioterapeut musí předem edukovat pacienta, že cílem fyzioterapie nemůže být obnovení maximálního (tedy fyziologického) rozsahu pohybu ale obnovení funkčního rozsahu (elevace minimálně 105°) (Boudreau et al. 2007; Lee et al. 2021; Kornuijt et al. 2023).

2.5.1. Oddálený přístup pooperační fyzioterapie

Přístup bude popsán dle Boudreau et al. (2007), který plán rozdělil do 4 fází:

- fáze I. – pohybový režim bezprostředně po operaci
- fáze II. – cvičení aktivního rozsahu pohybu
- fáze III. – posílení kolemkloubního svalstva
- fáze IV. – individuální progresse – docvičení krajních pohybů, domácí cvičení apod.

Zmiňuje také, že nejlepšího výsledku pacient dosáhne, když terapeut plán nastaví na základě ověřených metod, bude dodržovat rámcové rozvržení fází s dostatkem času pro zhojení tkání, zahrne do plánování všechny pooperační nebo postoperační klinické nálezy a nastaví jasné a reálné cíle intervence (Boudreau et al. 2007).

Fáze I.

Bezprostřední pooperační fáze trvá od 1. dne po operaci po 6. týden po operaci. Hlavním cílem je udržení integrity kloubu, ochrana ponechaných struktur a obnovení pasivního rozsahu pohybu. Opatrnější přístup je u revizních náhrad a operačních přístupů jiných než

deltopektorálních. V těchto případech je třeba adekvátní doba pro zhojení měkkých a kostních struktur. Doba striktní imobilizace se doporučuje na 3-6 týdnů po operaci. Při transdeltoidním přístupu doporučuje odložit izometrické posilování m. deltoideus na 4. pooperační týden a aktivní flexi na 6. týden.

Během fáze I. by měly být všechny pohyby prováděné pasivně. Pacienti s primární reverzní endoprotézou a deltopektorálním přístupem mohou začít hned, jak pomine interskalenický periferní blok nebo po odstranění drénů. Během prvních 4 dnů je pasivní rozsah preventivně omezen na 90° flexe a elevace v rovině lopatky. Abdukce ve frontální rovině se neprovádí. Zevní rotace se může pasivně provádět do 20-30°, v případě že nebyl rekonstruován m. subscapularis. Dále se provádí aktivní, nebo aktivní-asistované pohyby lokte, zápěstí a ruky. Čtvrtý den po operaci se může zahájit izometrické posilování m. deltoideus a svalů lopatky (bez bolesti), právě proto, že jsou hlavními dynamickými silami a stabilizátory. Během 3.-6. týdne se provádí pasivní flexe a elevace v rovině lopatky do 120°-140° a zevní rotace do 30-45° (s ohledem na klinický obraz pacienta a jeho dosavadní progresi).

Vzhledem k riziku nestability a luxace implantátu z důvodu insuficientní rotátorové manžety se nedoporučuje vnitřní rotace po dobu prvních 6 týdnů, také se zamezuje hyperextenzi a zevní rotaci.

Imobilizace se doporučuje v abdukčním závěsu (30° elevace a abdukce) na první 3-4 týdny po dobu 24 hodin vyjma fyzioterapie, provádění hygieny a domácího cvičení. Pokud pacient nemá závěs (ortézu) je edukován o pohybech, kterým se má vyvarovat – nesahat rukou přes střední čáru, nesahat za záda, vyvarovat se hyperextenzi a nevstávat z lůžka s oporou operované končetiny. Na zmírnění bolesti a otoku může být použita kryoterapie (Boudreau et al. 2007).

Fáze II.

Fáze cvičení aktivního rozsahu trvá od 6. do 12. týdne operaci a zaměřuje na progresi z pasivního pohybu na aktivní-asistovaný a později aktivní rozsah pohybu. Fáze II. zahrnuje také lehké posilování dynamických stabilizátorů ramene. Terapeut musí při posilování kontrolovat kvalitu pohybové stereotypu, motorickou kontrolu a stabilitu ramenního kloubu, aby nevznikaly svalové dysbalance, přetížení, bolest a špatné pohybové stereotypy. Aktivní pohyby do flexe a elevace by měl pacient provádět bez souhybu ramenního pletence s fixovanou lopatkou. Poté se k analytickým pohybům přidávají pohyby funkční v sedě/stoje. Rozsahy se řídí dle pacientovy tolerance. Zevní i vnitřní rotace se začíná provádět také aktivně (v transverzální rovině). Izometrické posilování těchto pohybů se doporučuje zahájit až

v 8. pooperačním týdnu, pokud se rekonstruoval m. subscapularis, nebo m. teres minor. Pokud se rekonstrukce neprováděla záleží na operatérovi, zda posilování povolí dříve. Pacient může začít s izotonickým posilováním, tedy aktivní pohyb s odporem, ve chvíli, kdy jsou pohyby v ramenním a skapulotorakálním kloubu kvalitní, bez souhybů v adekvátním aktivním rozsahu pohybu. Doporučuje se začínat s nízkým odporem (lehkým závažím) a vysokým počtem opakování. Opět je důležité brát ohled na aktuální stav a předešlý progres pacienta.

Rizikové pohyby by měl pacient dodržovat stejně jako v předešlé fázi. V této fázi se uvádí riziko fraktury akromionu z přetížení, kdy m. deltoideus je hlavním hybatelem kloubu a tím se na akromion přenáší větší síly (Boudreau et al. 2007).

Fáze III.

Fáze posílení kolemkloubního svalstva trvá od 12. týdne, podmínkou je adekvátní, očekávaný pasivní i aktivní rozsah pohybu, schopnost izolované izotonické aktivace každé porce m. deltoideus a svalů lopatky, správná mechanika pohybu, omezení souhybů pletence a schopnost cvičení s odporem pro loket a zápěstí. Cílem fáze III. je zvýšení síly, zlepšení vytrvalosti a zlepšení funkčnosti ramenního pletence v denních činnostech. Posilování se doporučuje s menším odporem a vysokým počtem opakování s různých pozicích a analytických i funkčních pohybech.

Rizikové pohyby by měl pacient dodržovat stejně předešlé fáze. Také by se měl vyvarovat náhlým prudkým zvedáním, tlačení a trhavým pohybům (Boudreau et al. 2007).

Fáze IV.

Fáze domácího individuálního programu trvá od 4. měsíce a nastává ve chvíli, kdy pacient dokončil ambulantní fyzioterapii a odchází s na míru ušitým cvičebním plánem do domácí péče. Podmínkou pro ukončení ambulantní fyzioterapie a vstupu do fáze IV. je provedení funkčního, aktivního, bezbolestného rozsahu pohybu, tolerance odporových cvičení a celková soběstačnost pacienta. Adekvátním rozsahem je myšleno 80-120° elevace a 30° zevní rotace. Po funkční stránce je pacient schopen provádět běžné denní aktivity, jednoduché domácí práce a zájmové aktivity (povolené fyzioterapeutem). Pro zvedání břemen je stanoven limit kolem 4,5-6,8 kg pro prevenci luxace/úrazu (Boudreau et al. 2007).

2.5.2. Aktivní přístup pooperační fyzioterapie

V posledních letech se autoři snaží vymyslet novější, agresivnější, rychlejší a efektivnější přístup fyzioterapie v pooperačním období za cílem zlepšení krátkodobých i dlouhodobých výsledků, rychlé snížení ztuhlosti kloubu a snížení bolesti. Minimalizace rizik a komplikací, zdokonalování designu implantátů, zdokonalení operačního přístupu (vyvážení tonu svalů, naklonění hlavice vůči dřívku, offset hlavice, minimalizace narušení m. deltoideus apod.) dává těmto myšlenkám dobrý podklad pro úspěch v praxi. Autoři jako Hagen et al. (2020), Lee et al. (2021), Sabesan et al. (2022) a Edwards et al. (2021) se ve svých studiích snaží dokázat rozdíly mezi oddáleným a aktivním přístupem. Jejich výsledky a přínos bude probrán v diskusi. Stále však není dost evidence, aby byl aktivní program považován za ověřený guideline. Přesto se v praxi snaží více přiklánět k brzké začátku fyzioterapie i přes nedostatek informací o možných komplikacích – instabilita, delší doba hojení měkkých tkání a luxace implantátu (Sabesan et al. 2022).

Aktivní přístup fyzioterapie se zaměřuje na postupné zlepšování rozsahu pohybu v ramenním kloubu a posílení m. deltoideus a svalů lopatky. Při posilování je kladen důraz na vysoký počet opakování s nižšími váhami pro zvýšení vytrvalosti. Již v raných fázích se doporučuje pacientům používat horní končetinu ve funkčních vzorcích a aktivitách (Kornuijt et al. 2023).

Lee et al. (2021) popisuje základní postup aktivní pooperační fyzioterapie. Bezprostředně po operaci se doporučuje imobilizační program pouze do doby, než odezní interskalenický blok (cca 24-48 h.). Prvně se začíná s opatrnými pasivními pohyby do elevace a zevní rotace společně s protažením svalů. Dále se přidává pasivní vnitřní rotace. Rozsah pohybu ve všech směrech se postupně zvětšuje a postupuje se od asistovaných k plně aktivním pohybům. Poté se přechází k posílení m. deltoideus. Nakonec se přidává posilování všech svalů ramenního pletence (izometrické, později izotonické), především svalů lopatky. Dbá se na motorickou kontrolu a kvalitu pohybu. Pacient by se měl co nejdříve navrátit do běžného denního života bez limitací. Během prvních 6. týdnů by pacient neměl provádět trhané, rychlé pohyby (především za záda), nosit těžké předměty a nezvedat se ze židle pomocí horních končetin (Lee et al. 2021).

Kornuijt et al. (2023) rozdělil program do 5 fází, které na sebe systematicky navazují a obsahují konkrétní cvičení a cíl, kterého se chce dosáhnout.

Fáze I.

Cílem první fáze (0.-1. týden) je snížit otok končetiny a bolest. Na konci 1. týdne se očekává rozsah pohybu přibližně 45° pasivní flexe a 45° abdukce (pokud je možné, tak aktivní flexe a abdukce).

Fyzioterapie začíná 1. den po operaci, zaměřuje se na rozsah pohybu v lokti a zápěstí, funkci ruky, správné nastavení lopatky a pasivní/aktivní pohyb v ramenním kloubu. Pacient provádí pohyby do flexe (maximálně do 90°), kývavé pohyby horní končetinou a zevní rotaci pomocí tyče (vše se řídí podle bolesti pacienta). Postupuje se od pasivního pohybu, aktivně-asistovanému k aktivnímu, opět podle aktuálního stavu pacienta.

Doporučuje se při spaní polohovat horní končetinu do mírné abdukce a flexe v ramenním kloubu a flexe v loketním kloubu a v průběhu dne aplikovat kryoterapii pomocí studených sáčků (max. 2-3 x denně).

Imobilizace v sátku/ortéze se doporučuje po celý první den, od druhého dne pouze na krátké chvíle za účelem úlevy od bolesti. Na ambulantní fyzioterapii by měl pacient nastoupit okamžitě po propuštění z nemocnice (Kornuijt et al. 2023).

Fáze II.

Cílem druhé fáze (2.-4. týden) je snížení otoku a zlepšení rozsahu pohybu. Na konci 4. týdne se očekává rozsah pohybu přibližně pasivní 70° flexe a 70° abdukce (pokud je možné, tak aktivní rozsah pohybu).

Fyzioterapie se zaměřuje na zvyšování rozsahu pohybu bez omezení, samozřejmě se ale bere ohled na pacientův aktuální stav a bolest. Pacient provádí pohyb do flexe, abdukce a zevní rotace. Ke cvikům z první fáze se přidává cvičení izometrické kontrakce m. deltoideus a aktivní cvičení zacílené na m. deltoideus a jeho izotonickou kontrakci. Při posilování se doporučuje začínat vleže, kdy pacient zvedá HK do předpažení (pomocí neoperované HK) a ze začátku se pouze snaží udržet pozici. Poté se přidává pohyb do vzpažení (pomalu pacient zvětšuje rozsah pohybu s každým opakováním), měl by být kontrolovaný, bez souhybů a bez bolesti. Dále se může přidat malé závaží (0,5-1 kg) a provádět opět předpažení a následně pomalé vzpažení. Posledním krokem je stejný cvik (bez závaží), ale v poloze vsedě a následně ve stoje. Pacient již nemusí dodržovat imobilizační program (Kornuijt et al. 2023).

Fáze III.

Cílem třetí fáze (4.-6. týden) je mobilita ramenního kloubu ve smyslu rozsahu pohybu a funkčního pohybu. Na konci 6. týdne se očekává rozsah pohybu přibližně 90° flexe a 80° abdukce (pokud je možné, tak aktivní rozsah pohybu).

Fyzioterapie se zaměřuje na zvyšování rozsahu pohybu a zlepšení svalové aktivity a síly. Přidává se posilování m. deltoideus, nejdříve vleže, poté vsedě a ve stoje. Dále se posilují zejména skapulotorakální svaly. Pacient se snaží lopatku nastavit do správné polohy bez dalších patologických souhybů. Prvně se doporučuje cvičit vsedě u lehátka, kdy pacient posouvá HKK před sebe na lehátko (pomocí ručníku, nebo míče) do flexe se zapojením trupu. Následně se může přidat odpor za pomoci therabandu. Posledním krokem je provádění pohybu ve stoje u zdi, kdy pacient stojí čelem ke zdi a postupně sune dlaň po zdi co nejvýše do flexe v ramenním kloubu (pomocí ručníku, nebo míče). Postupně se může přidat odpor pomocí therabandu, nebo na konci pohybu může pacient oddálit ruku od zdi. Pokud byly zachovány některé ze svalů rotátorové manžety, pak se v této fázi zařazuje jejich posilování (Kornuijt et al. 2023).

Fáze IV.

Cílem čtvrté fáze (7.-12. týden) je dosažení optimálního, maximálního, funkčního rozsahu pohybu, co nejvyšší svalové síly a vytrvalosti a získat plnou soběstačnost v ADL aktivitách (nejlépe návrat do zaměstnání). Na konci 12. týdne se očekává rozsah pohybu větší než 90° flexe a větší než 80° abdukce.

Fyzioterapie se zaměřuje na posílení m. deltoideus, skapulotorakálních svalů a všech ostatních svalových skupin ramenního pletence. Intervence je zacílena také na provádění denních aktivit a jejich efektivní zvládnutí. Při cvičení se klade důraz na kvalitu pohybu a odstranění patologických vzorců. Pokud pacient zvládá všechny ADL aktivity, může přidávat další fyzicky náročnější aktivity (Kornuijt et al. 2023).

Fáze V.

Cílem páté fáze (od 12. týdne) je maximalizace rozsahu pohybu a síly, začlenění zpět do zaměstnání a návrat k zájmovým aktivitám (Kornuijt et al. 2023).

Další koncepty pooperační fyzioterapeutické péče

Edwards et al. (2021) ve své práci dělí aktivní pooperační přístup na 4 fáze. V první fázi (0-2. týden) doporučuje všeobecné komplexní pooperační cvičení a fyzioterapii zaměřenou na

aktivní pohyby ruky a zápěstí. Hlavním cílem je poskytnout dostatečný čas pro hojení, proto se horní končetina imobilizuje. Ve druhé fázi (2.-6. týden) se doporučuje stále dodržovat imobilizační režim, v rámci fyzioterapie se začíná s pasivními a hlavně aktivně-asistovanými pohyby. Zaměřuje se na flexi a elevaci do 90° (vleže a poté vsedě), kyvadlové pohyby a zevní rotaci. Přidává se submaximální izometrické posilování všech porcí m. deltoideus a vnitřních a zevních rotátorů ramenního kloubu. Ve třetí fázi (6.-12. týden) již není třeba imobilizace a cílem je zlepšit aktivně-asistovaný na aktivní pohyb a postupné posílení svalových skupin pletence. Fyzioterapie se zaměřuje na aktivně asistovanou elevaci a flexi a přechod na aktivní elevaci (pomocí kladky, nebo posouváním dlaně směrem vzhůru po stěně) a zevní rotaci (vsedě). Posilování se doporučuje žlutým therabandem nebo 0,5-1 kg činkou. V poslední čtvrté fázi (12-20. týden) je cílem dosažení maximálního možného rozsahu pohybu a posílení svalů pletence. Fyzioterapie využívá progresivní odporové cvičení pomocí therabandů nebo činek do všech pohybů v ramenním kloubu (především vsedě a ve stoje) (Edwards et al. 2021).

3. PRAKTICKÁ ČÁST

3.1. Cíle práce

Cílem praktické části bylo aplikovat popsany přístup fyzioterapeutické intervence na vybraný soubor pacientů a následně zhodnotit výsledky funkce ramenního kloubu po implantaci reverzní endoprotézy v daných intervalech v průběhu pooperační fyzioterapeutické intervence. Soubor tvořilo 8 pacientů, kterým byla implantována reverzní endoprotéza v různých indikacích. Sledovanými parametry byly aktivní a pasivní rozsah hybnosti do flexe, abdukce, vnitřní a vnější rotace, dále bolest dle NRS při aktivitách běžného dne a Constant shoulder score. Průběžná měření probíhala 4-6 týdnů po operaci, 3 měsíce a 6 měsíců po operaci. Hlavním cílem bylo zmapovat progresi výsledků funkce ramenního kloubu v průběhu fyzioterapeutické intervence.

3.2. Metodika práce

3.2.1. Metodologie práce

Práce byla zpracována jako výzkumná, její praktická část obsahuje základy vědecké studie. Základními metodami pro analýzu dat sleduje a hodnotí výsledky a progresi vybraného vzorku 8 pacientů.

Pacienti byly vybráni na základě kritérií, které jsou detailně popsány v podkapitole 3.2.2. Následně jim byla představena bakalářské práce a její cíle. Spolupráce byla uzavřena podepsáním informovaného souhlasu viz. příloha 3.

Všichni pacienti podstoupili implantaci reverzní náhrady ramenního kloubu od společnosti LimaCorporate verze SMR. Všechny operace a následná lůžková péče proběhla na 1. ortopedické klinice 1.LF UK ve fakultní nemocnici v Motole v období od května do června roku 2023. Po zákroku a lůžkové fyzioterapii byli pacienti 3.-4. pooperační den propuštěni do domácí péče s nutností fixace ramena v ortéze. Během následujících 4 týdnů byli indikováni k domácímu cvičení periferie a lokte. Za 4 týdny od operace nastoupili na fyzioterapeutické oddělení v Medicentrum s.r.o. Zde probíhala fyzioterapeutická intervence 2x denně po dobu 3 týdnů v rámci lůžkové péče. Fyzioterapie měla jasně daná pravidla, která se řídila operátorem, zaběhlou klinickou praxí a aktuálním stavem pacienta. Po propuštění byli pacienti indikováni k domácímu cvičení a dodržování režimových opatření. Proces fyzioterapeutické intervence bude popsán v kapitole 3.2.3.

Měření předem stanovených parametrů, které jsou popsány v kapitole 3.2.4., probíhalo na obou již zmíněných pracovištích, a to v intervalech 4-6 týdnů od operace, 3 měsíce od

operace a 6 měsíců od operace. Předoperační hodnoty byly poskytnuty z předoperačních záznamů. Měření jsou ve výsledcích označena jako – 1. měření, 2. měření a 3. měření.

3.2.2. Soubor pacientů

Soubor obsahuje 8 pacientů (5 žen a 3 muži), kteří byli vybráni ve spolupráci s vedoucím práce na základě výběrových kritérií. Původně byl vzorek o 1 pacienta četnější, ale kvůli jeho závažným zdravotním komplikacím požádal o vyřazení z práce. Spolupráce byla ukončena a jeho výsledky jako pacienta číslo 3 nejsou do hodnocení parametrů započítávány. Průměrný věk pacientů byl 67 let. V 75 % případů byla náhrada implantována na pacientově nedominantní horní končetině.

Pro zařazení do práce byla stanovena tato výběrová kritéria:

- implantace reverzní endoprotézy ramenního kloubu LimaCorporate SMR
- indikace – omartróza s insuficiencí RM, úraz s nerekonstruovatelnou RM, cuff tear artropatie
- následná lůžková fyzioterapeutická péče v Medicentrum s.r.o.
- bez omezení věku
- bez omezení pohlaví
- podpis informovaného souhlasu se zařazením do výzkumu v rámci bakalářské práce

Pro nezařazení do práce byly vymezeny tyto kontraindikace:

- revizní náhrady ramenního kloubu
- tumorózní náhrady
- následná ambulantní fyzioterapeutická péče mimo Medicentrum s.r.o.
- peroperační komplikace

Tabulka 3.1 poskytuje základní data pacientů zařazených do práce zahrnující věk, pohlaví, operovanou končetinu a její stranovou dominanci a indikaci k náhradě ramenního kloubu.

Tab. 3.1 Soubor pacientů

	věk	pohlaví	HK – strana	dominance	indikace
Pacient 1	73	žena	pravá	dominantní	cuff tear artropatie
Pacient 2	54	muž	pravá	nedominantní	posttraumatická destrukce
Pacient 4	67	žena	levá	nedominantní	omartróza
Pacient 5	51	muž	pravá	dominantní	posttraumatická destrukce
Pacient 6	73	žena	levá	nedominantní	úraz
Pacient 7	76	muž	levá	nedominantní	omartróza
Pacient 8	77	žena	levá	nedominantní	omartróza
Pacient 9	65	žena	levá	nedominantní	omartróza

3.2.3. Průběh realizace práce

Sběr dat

Pacienti zařazení do výzkumu byli po implantaci reverzní endoprotézy na 1. ortopedické klinice 1.LF UK a FN Motol propuštěni 3.-4. pooperační den do domácí péče s ortézou ramenního kloubu. Byli poučeni o domácí rehabilitaci loketního kloubu a periferie končetiny. Za 4 týdny od operace nastoupili na lůžkovou fyzioterapii. Měření výsledků probíhalo v intervalech 4-6 týdnů od operace (1. měření), 3 měsíce od operace (2. měření) a 6 měsíců od operace (3. měření). Měření jsem prováděla já jako zpracovatel bakalářské práce. Předoperační hodnoty byly poskytnuty z předoperačních záznamů. První měření bylo provedeno po nástupu na lůžkovou rehabilitaci v Medicentrum s.r.o. v rámci fyzioterapeutické péče. Druhé a třetí měření byla provedena v rámci běžné kontroly u operátora ve Fakultní nemocnici Motol.

3.2.4. Fyzioterapeutická intervence

Aplikovaná fyzioterapie probíhala dle zaběhlých standardů pracovišť, kde byli pacienti hospitalizováni. Intervence se řadí do skupiny oddáleného přístupu a dodržuje stanovená pravidla. Což je postup od pasivního pohybu k aktivně asistovanému a aktivnímu pohybu s postupným přidáváním izometrického posilování, následně posilování s odporem při pohybu a nakonec se přidávají funkční pohyby z denních aktivit (tedy složené pohyby) a větší posílení do maximálního potenciálu pacienta.

Lůžková fyzioterapie probíhala ve fakultní nemocnici Motol, kde byli pacienti operováni. Po operaci byli všichni pacienti indikováni k nošení ortézy kontinuálně na 4 týdny od operace a následně na další 2 týdny, kdy ortézu postupně přes den odkládali. Lůžková pooperační intervence zahrnuje od 1. dne polohování ramena do flexe a abdukce s flexí lokte, zlepšení pohyblivosti krční a hrudní páteře, aktivní pohyby zápěstí a loketního kloubu a nácvik správného postavení lopatky. Od 2. pooperačního dne se postupně se přidává lehké izometrické posilování m. deltoideus a pasivní pohyby v ramenním kloubu (do flexe a abdukce). Nutností je edukovat pacienta hned po výkonu (nejlépe před ním) o kontraindikovaných pohybech, které zvyšují riziko luxace implantátu, tj. extenze v ramenním kloubu (neopírat se HK při vstávání ze židle a neopírat se o ní), zevní rotace a vnitřní rotace (sáhnout si do kapsy u kalhot). Pacienti byli propuštěni 3.-4. den po operaci do domácí péče edukováni o domácím cvičení, rizikových pohybech a nošení ortézy. Za 4 týdny po operaci pacienti nastoupili na fyzioterapeutické oddělení v Medicentrum s.r.o., kde probíhala fyzioterapie v rámci následné lůžkové péče. Intervence probíhala 2x denně po dobu 3 týdnů. Zde pacienti pomalu odkládají ortézu na větší

část dne. Intervence zde zahrnuje ze začátku zvětšování pasivního rozsahu do maxima hlavně u flexe a abdukce a následně zlepšování aktivně asistovaného pohybu (nejdříve vleže). Poté se přidává již aktivní pohyb do flexe a abdukce a větší izometrické posilování všech pohybů v ramenním kloubu (hlavně izolované kontrakce všech porcí m. deltoideus). Důležité je dbát na postavení lopatky a její depresi a na eliminaci souhybu celého pletence při provádění pohybů. Při cvičení pacienti používali tyč, kterou drželi před tělem a následně zvedali obě končetiny do flexe. Dále měli pro nácvik flexe na zdi žebříček (na cvičebně), kde postupně prsty stoupali vzhůru. Pasivní zevní rotace v mírné abdukci se zahajuje kolem 6. pooperačního týdne. Po zvětšení pasivního rozsahu se přechází k opatrnému aktivnímu pohybu a izometrickému posílení rotací. V posledním týdnu hospitalizace pacienti již nacvičovali pohyby proti odporu (především flexe a abdukce s therabandem), trénovali také aktivní zevní rotaci a funkční pohyby denního života. Po propuštění pacienti již nemuseli nosit ortézu (v individuálních případech se po domluvě s operátorem ponechala na noc). Následně byli pacienti edukováni o domácím cvičení a bylo jim doporučeno docházet na ambulantní fyzioterapii 1-2x týdně do 6 měsíců od operace.

3.2.5. Měřené parametry, škály a dotazníky

Parametry, které práce sleduje byly vybrány na základě studií zaměřených na téma pooperačních výsledků pacientů po implantaci reverzní endoprotézy a existujících specifických i obecných testů pro patologie ramenního kloubu. Cílem bylo vybrat soubor parametrů, které by vystihovaly komplexní funkci ramenního kloubu. Pro rozsah bakalářské práce byly vybrány tyto parametry:

- pasivní a aktivní rozsah pohybu v ramenním kloubu (aROM a pROM) – flexe, abdukce, zevní rotace a vnitřní rotace
- Constant shoulder score – absolutní a relativní (CSS)
- Shoulder and pain disability index (SPADI)
- bolest dle NRS při provádění ADL

Rozsahy pohybu v ramenním kloubu

Rozsahy pohybu byly měřeny pomocí goniometru a pacient při všech pohybech stál ve vzpřímeném stoji. Důraz byl kladen na kvalitu pohybu, správný skapulohumerální rytmus a eliminaci bolesti v krajní pozici. Nejdříve byly vyšetřovány všechny pohyby pasivně, následně aktivně. Za maximální aktivní rozsah byl považován pohyb bez patologického souhybu lopatky, celého pletence, nebo trupu a bez bolesti v krajní pozici. Za maximální pasivní rozsah byl považován pohyb do tuhé bariéry, opět bez bolesti a bez patologického souhybu.

Flexe a abdukce v ramenním kloubu byla vyšetřována s paží ve středním postavení a plně extendovaným loketním kloubem. Zevní rotace byla vyšetřována s paží u těla ve středním postavení a s loktem flektovaným v 90° a s předloktím ve středním postavení. Vnitřní rotace byla použita ve funkčním vzorci, kdy se pacient snaží postupně dosáhnout za hýždě, k SI, k páteři a postupně k lopatkám.

Constant shoulder score (CSS)

Constantovo skóre (viz. příloha 2.) je klinické hodnocení funkce ramenního kloubu zahrnující subjektivní i objektivní parametry, kdy se neklade důraz na diagnózu. Poprvé bylo CSS použito v roce 1987 právě pro hodnocení funkce kloubu. Poté bylo doporučeno Evropskou společností chirurgie ramena a lokte (European Society for Surgery of the Shoulder and the Elbow). Používá se v anglickém jazyce, protože nebyly vytvořeny oficiální předklady do jiných jazyků (Vrotsou et al. 2018).

Skóre zohledňuje 4 aspekty patologie ramene (2 subjektivní a 2 objektivní). Každá položka má jiné maximální bodové ohodnocení, které je sepsáno níže.

- bolest – 15 bodů
- aktivity denního života (ADL) – 20 bodů
- rozsah pohybu (ROM) – 40 bodů
- síla – 25 bodů

Za subjektivně hodnocenou část může pacient získat maximálně 35 bodů (vyplňuje sám), za objektivní 65 bodů (vyplňuje fyzioterapeut nebo ortoped). Maximální skóre za všechny položky je 100 bodů, což vykazuje žádnou patologii a nejlepší, fyziologickou funkci ramena.

Bolest pacient vyplňuje nejdříve slovně a poté na numerické škále 0-15 a z těchto dvou hodnot se vypočítá průměr. Následně pacient odpovídá na otázky týkající se ADL – jak moc ho rameno limituje v denních a volnočasových aktivitách, zda ho bolest budí ze spánku a v jaké nejvyšší úrovni může používat paži pro bezbolestnou aktivitu. Rozsahy pohybu se měří goniometrem do flexe a abdukce v rovině lopatky a následně funkční zevní (pacient se snaží dát ruce za hlavu co nejvýše s lokty směřujícími od těla) a vnitřní rotace (pacient se snaží hřbetem ruky dosáhnout co nejvýš za záda). Pohyby musí být vždy bezbolestné. Poslední položkou je síla, která se měří závěsnou váhou tak, že pacient má na distálním zápěstí váhu, loket má extendovaný, rameno v 90° abdukci a zápěstí v pronaci. Poté je pacient vyzván, aby provedl 3x maximálním úsilím pohyb do abdukce s výdrží přibližně 5 vteřin, každý tah je zaznamenán a ze všech hodnot se vypočítá průměr v librách (Vrotsou et al. 2018; Constant a Murley 1987).

Existuje CSS absolutní a relativní (normativní). Absolutní skóre se hodnotí maximální počtem 100 bodů. Relativní skóre bylo na základě studie CSS u normálních ramen bez patologie stanoveno podle věku a pohlaví. Pacienti tak mohou mít maximální dosažitelné skóre nižší než maximum samotného dotazníku (tedy 100 bodů) vzhledem k fyziologickým změnám tkání (Yian et al. 2005; Fialka et al. 2005).

Shoulder pain and disability index (SPADI)

Dotazník SPADI (viz. příloha 3.), volně přeložen jako Index bolesti a postižení ramene, byl publikován v roce 1991 a je přeložen do mnoha jazyků vyjma českého. Komplexně se zaměřuje na funkci ramene ve smyslu bolesti a soběstačnosti. Může být použit pro tyto stavy: bolesti ramene, postižení rotátorové manžety, omartróza, revmatoidní artritida, syndrom zmrzlého ramena a náhrady ramenního kloubu (Roach et al. 1991).

Celkem dotazník obsahuje 13 otázek rozložených do 2 částí – bolest (5 otázek) a disability (8 otázek). Úroveň bolesti se sleduje při různých aktivitách s otázkou – jak velkou bolest při nich pacient pociťuje. Míra disability se uvádí při ADL aktivitách, kde se zapojuje horní končetina, s otázkou – jak moc obtížné je aktivitu provést. Pacient na otázky odpovídá pomocí numerické škály bolesti (NRS). Za obě části může pacient získat 50 + 80 bodů, celkem 130 bodů. Pokud je nějaká z otázek vynechána, mělo by se maximum snížit o 10 bodů za jednu vynechanou otázku. Celkové skóre se následně převádí na procenta, kdy 0 % je nejlepší stav bez bolesti a disability a 100 % je naopak nejhorší stav (Roach et al. 1991).

Bolest dle NRS při provádění ADL

Bolest je častým limitujícím faktorem při pohybu, proto bylo zahrnuto do práce i sledování bolesti dle NRS (numerická škála bolesti) při ADL (activities of daily living, tedy aktivity denního života). Pacienti byly dotazováni, jak hodnotí bolest při dané aktivitě za poslední týden na škále od 0 do 10, kdy 0 je žádná bolest a 10 je největší bolest, co mohou zažít.

Sledované aktivity byly tyto:

- česání vlasů
- sebesycení
- oblékání
- provádění hygieny
- klid/spánek

3.2.6. Statistické zpracování dat

Získané výsledky byly zpracovány pomocí základních statistických parametrů. Byly stanoveny průměry, maximum a minimum. Vzhledem k velikosti souboru nebyly použity jiné statistické metody pro zjištění statistické významnosti dosažených výsledků.

3.3. Výsledky práce

3.3.1. Výsledky vyšetření rozsahu hybnosti

Flexe

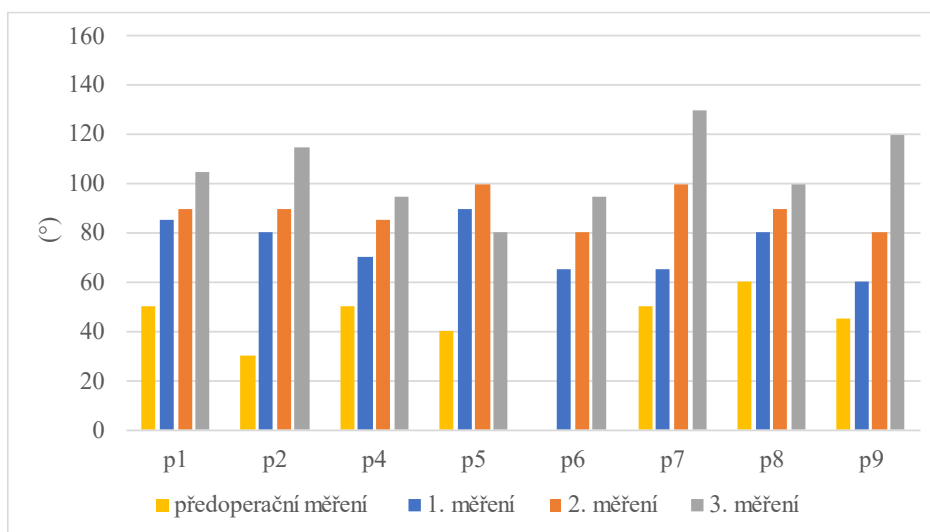
Přehled dosažených výsledků u jednotlivých pacientů ukazuje přehledně tabulka 3.2 a grafy 3.1 a 3.2. Graf 3.3 ukazuje průměrné hodnoty maximální flexe v celém souboru.

Tab. 3.2 Přehled dosažených hodnot flexe v jednotlivých časových obdobích

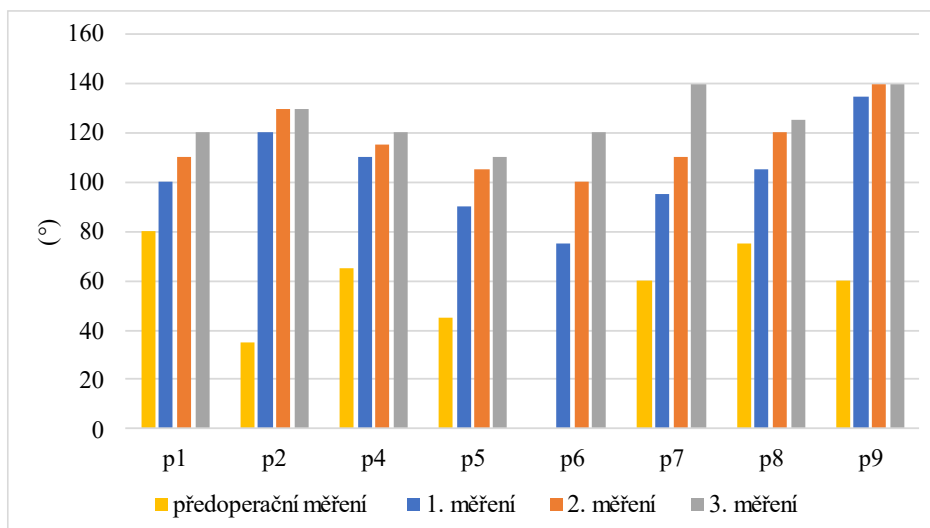
	Aktivní flexe (°)				Pasivní flexe (°)			
	před- operační	1. měření	2. měření	3. měření	před- operační	1. měření	2. měření	3. měření
p1	50	85	90	105	80	100	110	120
p2	30	80	90	115	35	120	130	130
p4	50	70	85	95	65	110	115	120
p5	40	90	100	80	45	90	105	110
p6	X	65	80	95	X	75	100	120
p7	50	65	100	130	60	95	110	140
p8	60	80	90	100	75	105	120	125
p9	45	60	80	120	60	135	140	140
Průměr	46,4	74,4	89,4	105,0	60,0	103,8	116,3	125,6
Maximum	60	90	100	130	80	135	140	140
Minimum	30	60	80	80	35	75	100	110

Jak ukazuje tabulka 3.2 současně s grafem 3.3, předoperačně dosahovali pacienti průměrné aktivní flexe 46,4° (max. 60° a min. 30°), při prvním měření se zlepšili na 74,4° (max. 90° a min. 60°), to je o 60,3 %. Při druhém měření se zlepšili na 89,4° (max. 100° a min. 80°), tedy o dalších 20,2 %. Při třetím měření byla průměrná hodnota aktivní flexe 105° (max. 130° a min. 80°), což je zlepšení o dalších 17,4 %. Zlepšili se všichni pacienti kromě p5. Průměrné pasivní flexe dosahovali pacienti předoperačně 60° (max. 80° a min. 35°), při prvním měření se zlepšili na 103,8° (max. 135° a min. 75°), to je o 73 %. Při druhém měření se zlepšili na 116,3° (max. 140° a min. 100°), tedy o dalších 12 %. Při třetím měření byla průměrná hodnota pasivní flexe 125,6° (max. 140° a min. 110°), což je zlepšení o dalších 8 %.

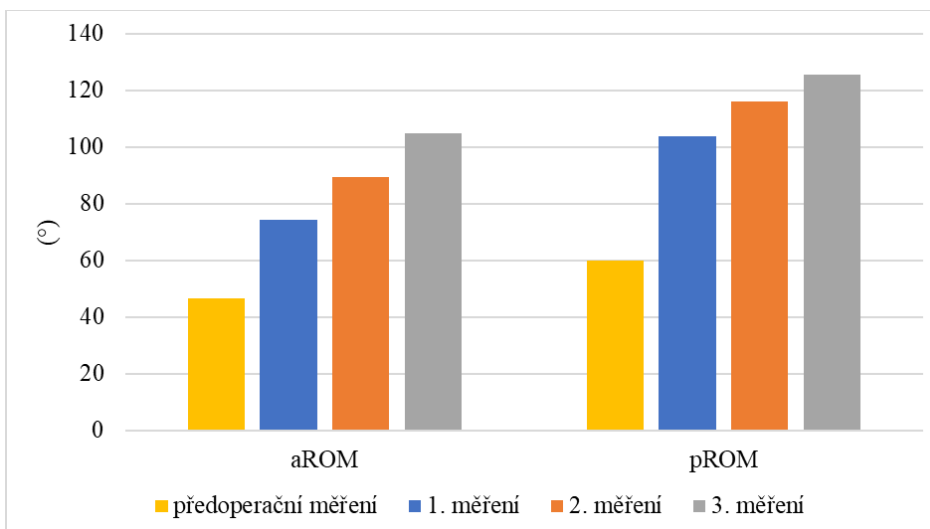
Graf 3.1 Přehled dosažené maximální aktivní flexe



Graf 3.2 Přehled dosažené maximální pasivní flexe



Graf 3.3 Průměrné hodnoty flexe



Abdukce

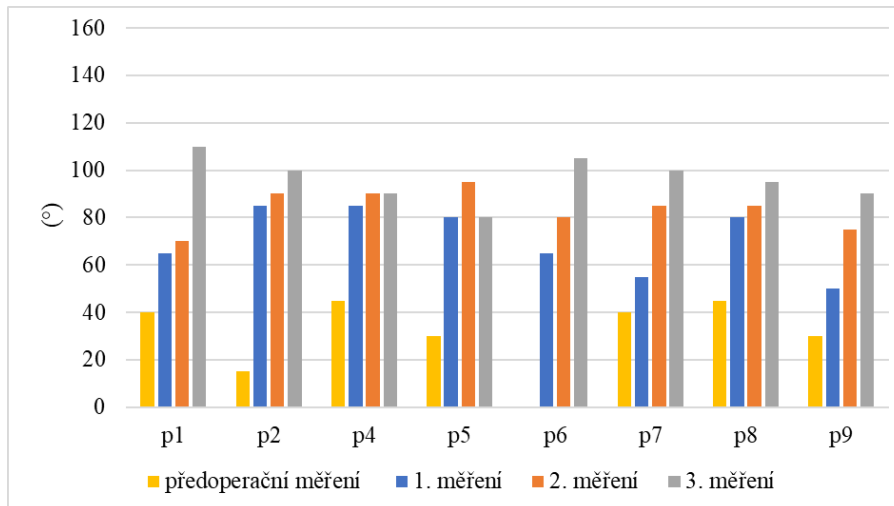
Přehled dosažených výsledků maximální abdukce u jednotlivých pacientů ukazuje přehledně tabulka 3.3 a grafy 3.4 a 3.5. Graf 3.6 ukazuje průměrné hodnoty maximální abdukce v celém souboru.

Tab. 3.3 Přehled dosažených hodnot abdukce v jednotlivých časových obdobích

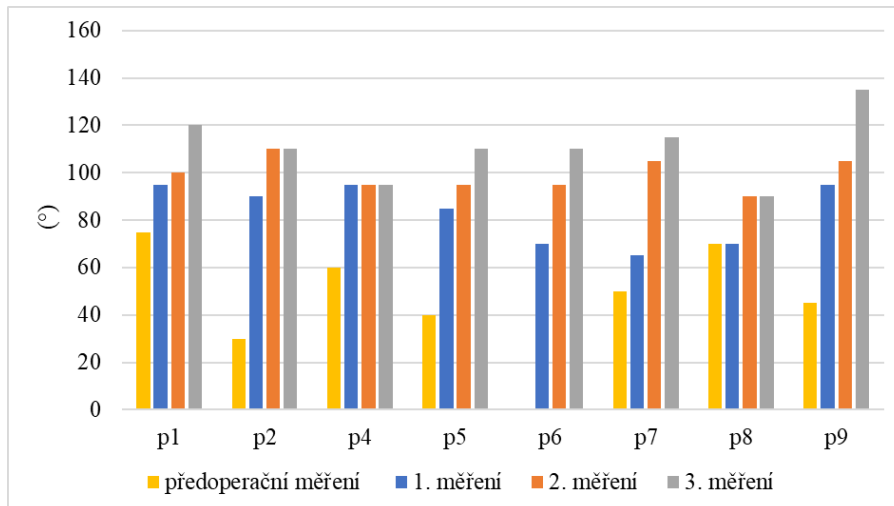
	Aktivní abdukce (°)				Pasivní abdukce (°)			
	před- operační	1. měření	2. měření	3. měření	před- operační	1. měření	2. měření	3. měření
p1	40	65	70	110	75	95	100	120
p2	15	85	90	100	30	90	110	110
p4	45	85	90	90	60	95	95	95
p5	30	80	95	80	40	85	95	110
p6	X	65	80	105	X	70	95	110
p7	40	55	85	100	50	65	105	115
p8	45	80	85	95	70	70	90	90
p9	30	50	75	90	45	95	105	135
Průměr	35,0	70,6	83,8	96,3	52,9	83,1	99,4	110,6
Maximum	45	85	95	110	75	95	110	135
Minimum	15	50	70	80	30	65	90	90

Jak ukazuje tabulka 3.3 současně s grafem 3.6, předoperačně dosahovali pacienti průměrné aktivní abdukce 35° (max. 45° a min. 15°), při prvním měření se zlepšili na 70,6° (max. 85° a min. 50°), to je o 102 %. Při druhém měření se zlepšili na 83,8° (max. 95° a min. 70°), tedy o dalších 18,7 %. Při třetím měření byla průměrná hodnota aktivní abdukce 96,3° (max. 110° a min. 80°), což je zlepšení o dalších 11,2 %. Zlepšili se všichni pacienti kromě p5, který se zhoršil, a p4 stagnoval na stejné hodnotě. Průměrné pasivní abdukce dosahovali pacienti předoperačně 52,9° (max. 75° a min. 30°), při prvním měření se zlepšili na 83,1° (max. 95° a min. 65°), to je o 57 %. Při druhém měření se zlepšili na 99,4° (max. 110° a min. 90°), tedy o dalších 19,6 %. Při třetím měření byla průměrná hodnota pasivní abdukce 110,6° (max. 135° a min. 90°), což je zlepšení o dalších 11,2 %.

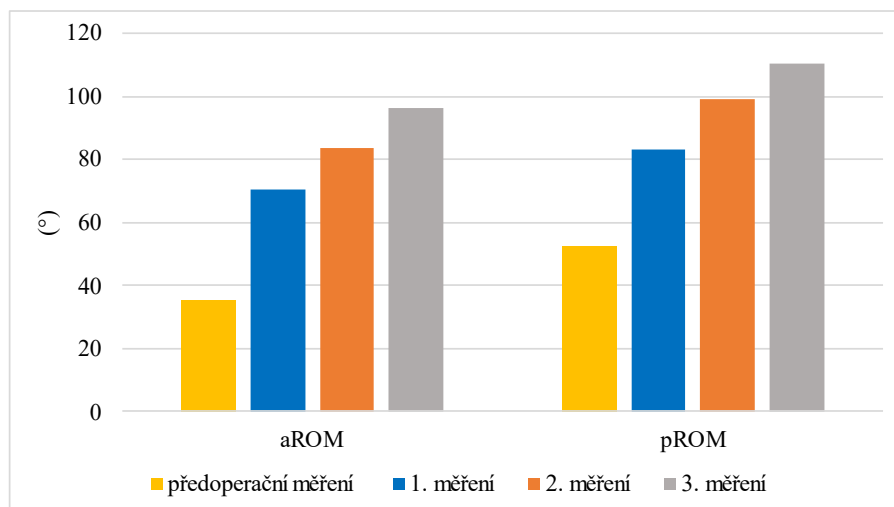
Graf 3.4 Přehled dosažené maximální aktivní abdukce



Graf 3.5 Přehled dosažené maximální pasivní abdukce



Graf 3.6 Průměrné hodnoty abdukce



Zevní rotace

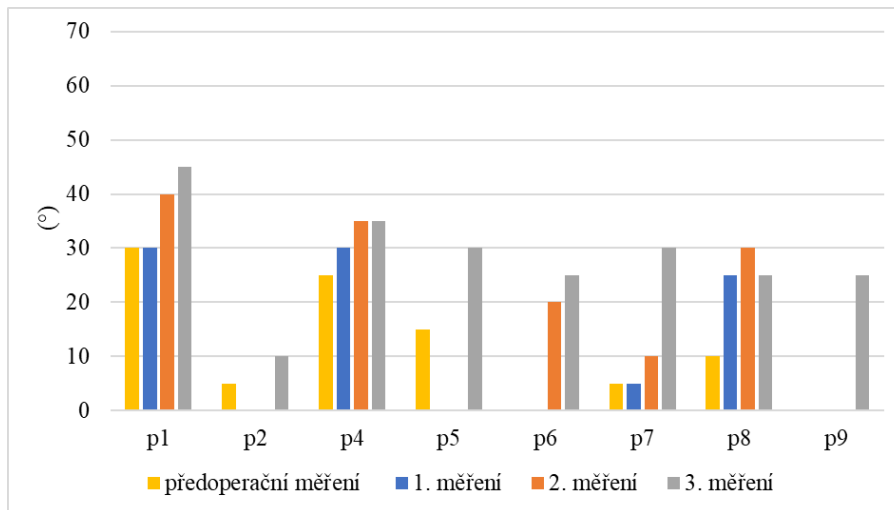
Přehled dosažených výsledků maximální zevní rotace u jednotlivých pacientů ukazuje přehledně tabulka 3.4 a grafy 3.7 a 3.8. Graf 3.9 ukazuje průměrné hodnoty maximální zevní rotace v celém souboru.

Tab. 3.4 Přehled dosažených hodnot zevní rotace v jednotlivých časových obdobích

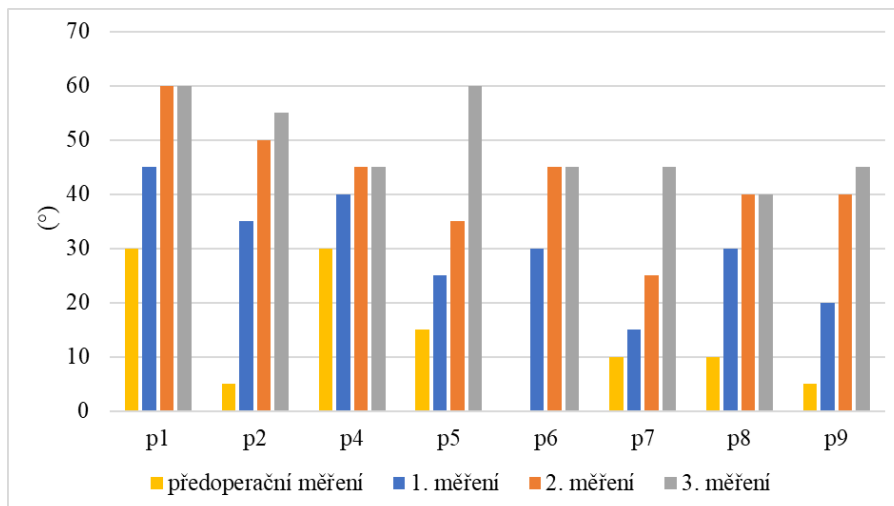
	Aktivní zevní rotace (°)				Pasivní zevní rotace (°)			
	před- operační	1. měření	2. měření	3. měření	před- operační	1. měření	2. měření	3. měření
p1	30	30	40	45	30	45	60	60
p2	5	0	0	10	5	35	50	55
p4	25	30	35	35	30	40	45	45
p5	15	0	0	30	15	25	35	60
p6	X	0	20	25	X	30	45	45
p7	5	5	10	30	10	15	25	45
p8	10	25	30	25	10	30	40	40
p9	0	0	0	25	5	20	40	45
Průměr	12,9	11,3	16,9	28,1	15,0	30,0	42,5	49,4
Maximum	30	30	40	45	30	45	60	60
Minimum	0	0	0	10	5	15	25	40

Jak ukazuje tabulka 3.4 současně s grafem 3.9, předoperačně dosahovali pacienti průměrné aktivní zevní rotace 12,9° (max. 30° a min. 0°), při prvním měření se zhoršili na 11,3° (max. 30° a min. 0°), to je o 14,2 %. Při druhém měření se již zlepšili na 16,9° (max. 40° a min. 0°), tedy o 9,6 %. Při třetím měření byla průměrná hodnota aktivní zevní rotace 28,1° (max. 45° a min. 10°), což je zlepšení o dalších 66,3 %. Při prvním měření 4 pacienti nebyli schopni provést zevní rotaci, při druhém měření 3 pacienti a při třetím měření byli všichni pacienti schopni provést aktivní zevní rotaci. Průměrné pasivní zevní rotace dosahovali pacienti předoperačně 15° (max. 30° a min. 5°), při prvním měření se zlepšili na 30° (max. 45° a min. 15°), to je o 100 %. Při druhém měření se zlepšili na 42,5° (max. 60° a min. 25°), tedy o dalších 41,7 %. Při třetím měření byla průměrná hodnota pasivní zevní rotace 49,4° (max. 60° a min. 40°), což je zlepšení o dalších 16,2 %.

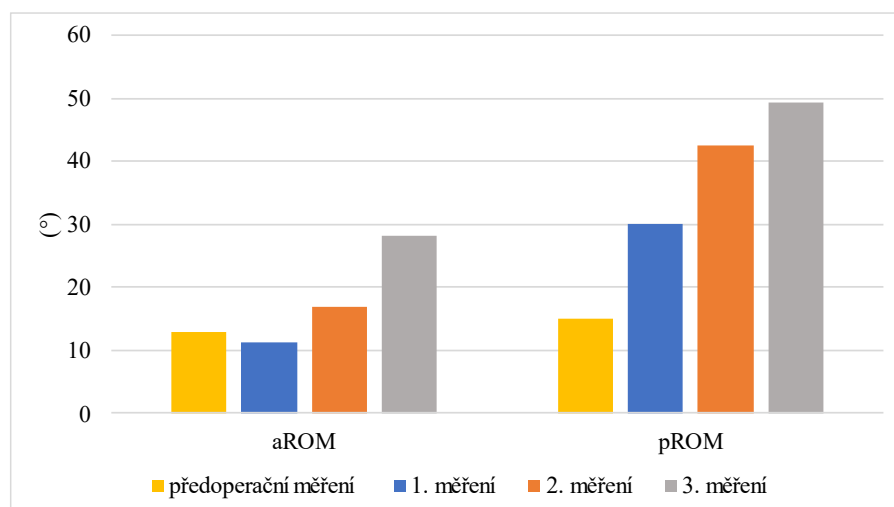
Graf 3.7 Přehled dosažené maximální aktivní zevní rotace



Graf 3.8 Přehled dosažené maximální pasivní zevní rotace



Graf 3.9 Průměrné hodnoty zevní rotace



Vnitřní rotace

Přehled dosažených výsledků maximální vnitřní rotace u jednotlivých pacientů ukazuje přehledně tabulka 3.5.

Tab. 3.5 Funkční vnitřní rotace dle CSS v jednotlivých časových obdobích

	předoperační měření	1. měření	2. měření	3. měření
p1	SI	hýždě	hýždě	hýždě
p2	SI	hýždě	hýždě	hýždě
p4	SI	hýždě	hýždě	hýždě
p5	SI	SI	SI	SI
p6	X	bok	hýždě	hýždě
p7	SI	bok	hýždě	pas
p8	SI	hýždě	SI	pas
p9	SI	bok	hýždě	hýždě

Jak ukazuje tabulka 3.5 všichni pacienti kromě jednoho se zhoršili v rozsahu vnitřní rotace při prvním měření oproti předoperačnímu. Pouze jeden pacient se zlepšil mezi prvním a druhým měřením. Dva pacienti se zlepšili mezi druhým a třetím měřením.

3.3.2. Výsledky dotazníků

Constantovo skóre (CSS)

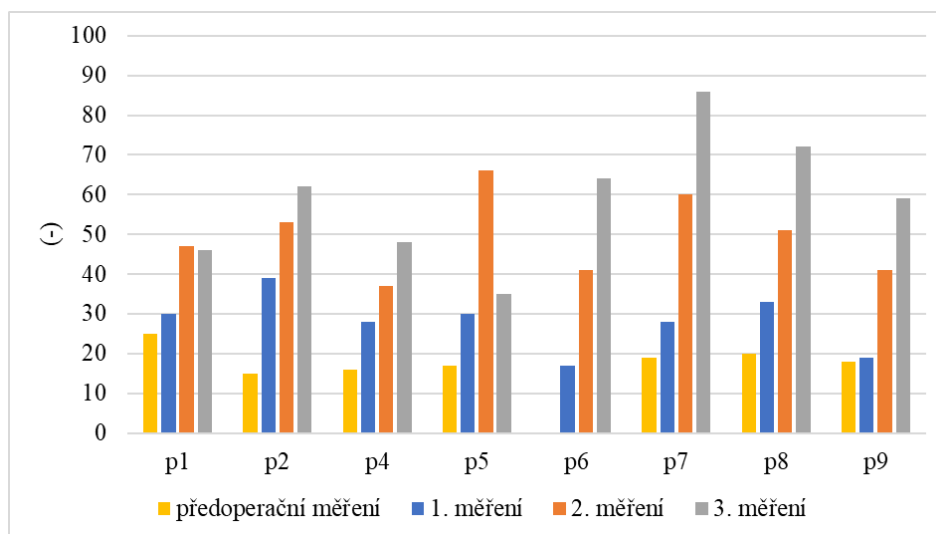
Přehled stanovených hodnot CSS (absolutního) v jednotlivých časových obdobích ukazuje přehledně tabulka 3.6 a graf 3.10. Graf 3.11 ukazuje průměrné maximální hodnoty celého souboru v jednotlivých časových intervalech měření.

Tab. 3.6 Přehled dosažených hodnot v rámci Constantova skóre v jednotlivých časových obdobích

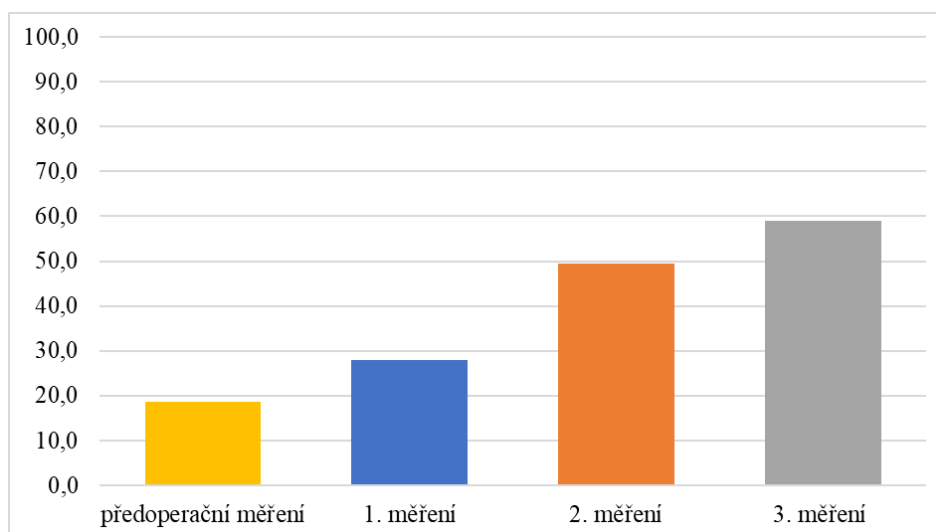
	před- operační	1. měření	2. měření	3. měření
p1	25	30	47	46
p2	15	39	53	62
p4	16	28	37	48
p5	17	30	66	35
p6	X	17	41	64
p7	19	28	60	86
p8	20	33	51	72
p9	18	19	41	59
Průměr	18,6	28,0	49,5	59,0
Maximum	25	39	66	86
Minimum	15	17	37	35

Jak ukazuje tabulka 3.6 současně s grafem 3.11, předoperačně dosahovali pacienti průměrné hodnoty CSS 18,6 bodů (max. 25 bodů a min. 15 bodů), při prvním měření se zlepšili na 28 bodů (max. 39 bodů a min. 17 bodů), to je o 50,5 %. Při druhém měření se zlepšili na 49,5 (max. 66 bodů a min. 37 bodů), tedy o dalších 76,8 %. Při třetím měření byla průměrná hodnota CSS 59 bodů (max. 86 bodů a min. 35 bodů), což je zlepšení o dalších 19,2 %. Všichni pacienti se zlepšili kromě p5, který se zhoršil, a p1, který stagnoval na stejné hodnotě.

Graf 3.10 Přehled maximálních dosažených hodnot Constantova skóre



Graf 3.11 Průměrné hodnoty Constantova skóre



Tab. 3.7 Constantovo skóre relativní

	před- operační	max. CS dle věku	% z maxima	3. měření	max. CS dle věku	% z maxima
p1	25	69	36,2	46	69	66,7
p2	15	90	16,7	62	90	68,9
p4	16	70	22,9	48	70	68,6
p5	17	90	18,9	35	90	38,9
p6	X	69	X	64	69	92,8
p7	19	75	25,3	86	75	114,7
p8	20	69	29	72	69	104,3
p9	18	70	25,7	59	70	84,3
Průměr	18,6	X	25,0	59	X	79,9
Maximum	25	X	36,2	86	X	114,7
Minimum	15	X	16,7	35	X	38,9

Tabulka 3.7 ukazuje přepočítání CSS dle věkových kategorií s vyjádřením procentuálního maxima bodů v dané věkové kategorii. Předoperačně pacienti dosahovali průměrné hodnoty relativního CSS 25 % (max 36,2 % a min. 16,7 %). Při třetím měření se průměrná hodnota zlepšila na 79,9 % (max. 114,7 % a min. 38,9 %).

Shoulder pain and disability index (SPADI)

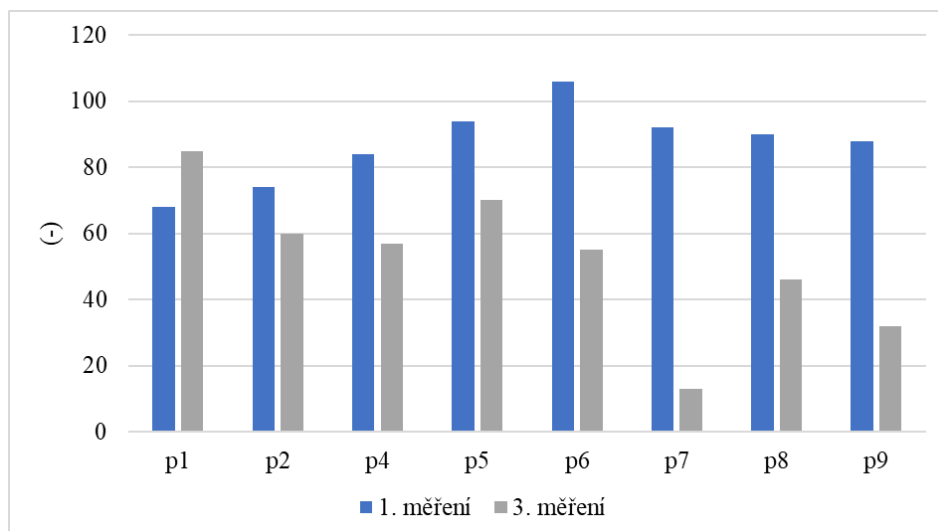
Přehled číselných výsledků dosaženého v rámci hodnocení SPADI zobrazuje tabulka 3.8 a graf 3.12. Přehled průměrných hodnot SPADI při 1. a 3. měření demonstruje graf 3.13.

Tab. 3.8 Přehled dosažených hodnot SPADI

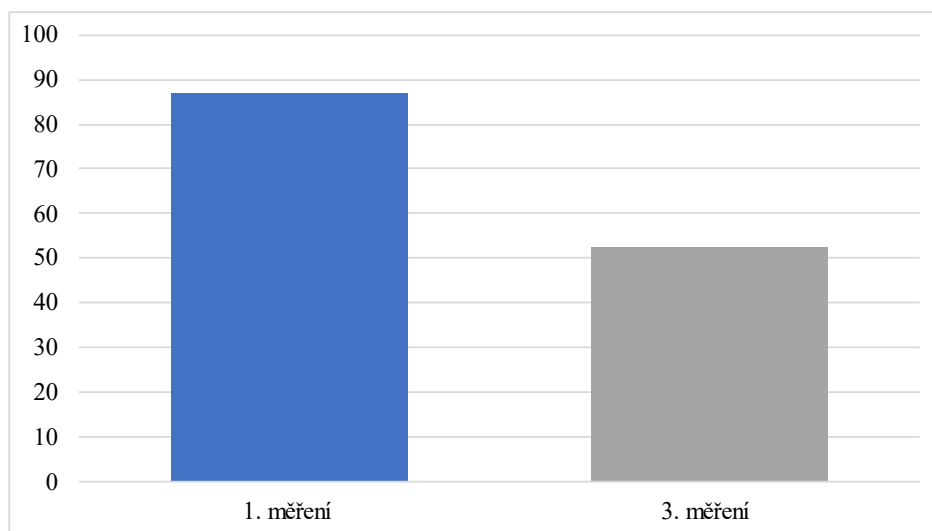
	1. měření		3. měření	
	body	% bodů	body	% bodů
p1	68	52	85	65
p2	74	57	60	46
p4	84	65	57	44
p5	94	72	70	54
p6	106	82	55	42
p7	92	71	13	10
p8	90	69	46	35
p9	88	68	32	25
Průměr	87	67	52	40
Maximum	106	82	85	65
Minimum	68	52	13	10

Jak ukazuje tabulka 3.8 současně s grafem 3.11, při prvním měření dosahovali pacienti průměrné hodnoty SPADI 87 % (max. 82 % a min. 52 %) a při třetím měření dosahovali průměrně 40 % (max. 65 % a min. 10 %). Mezi měřeními bylo zlepšení o 40,2 %. Pouze p1 se zhoršil mezi měřeními.

Graf 3.12 Přehled naměřených hodnot SPADI v daných obdobích



Graf 3.13 Přehled průměrných hodnot SPADI



3.3.3. Výsledky hodnocení bolesti dle NRS při provádění ADL

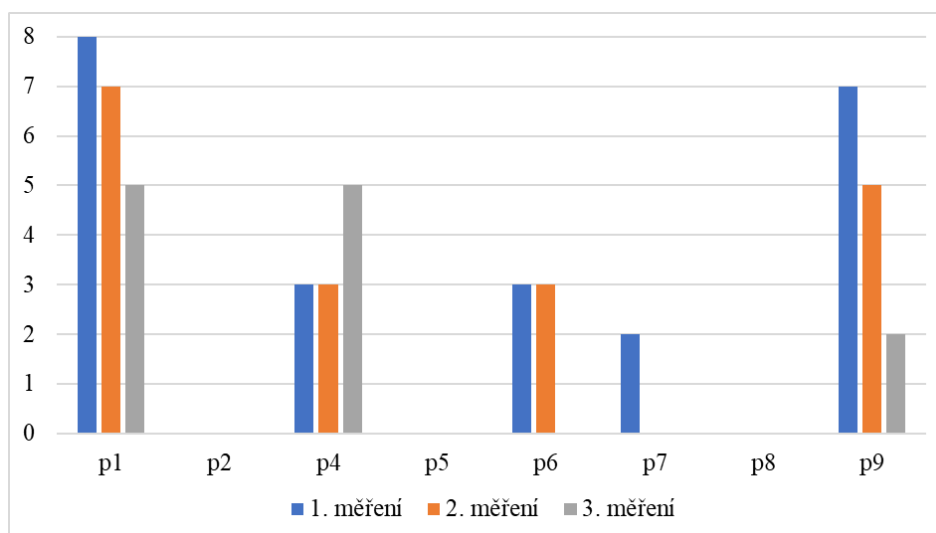
Přehledy získaných hodnot bolestí při jednotlivých denních aktivitách ukazují tabulky 3.9 – 3.13 a grafy 3.14 – 3.18. Průměrné hodnoty bolesti u jednotlivých při ADL ukazuje tabulka

3.14 a graf 3.19 a průměrné hodnoty všech ADL ukazuje tabulka 3.15 a graf 3.20. Celkový průměr souboru stupně bolesti dle NRS ukazuje graf 3.21.

Tab. 3.9 Bolest dle NRS při ADL – česání vlasů

	1. měření	2. měření	3. měření
p1	8	7	5
p2	0	0	0
p4	3	3	5
p5	0	0	0
p6	3	3	0
p7	2	0	0
p8	0	0	0
p9	7	5	2

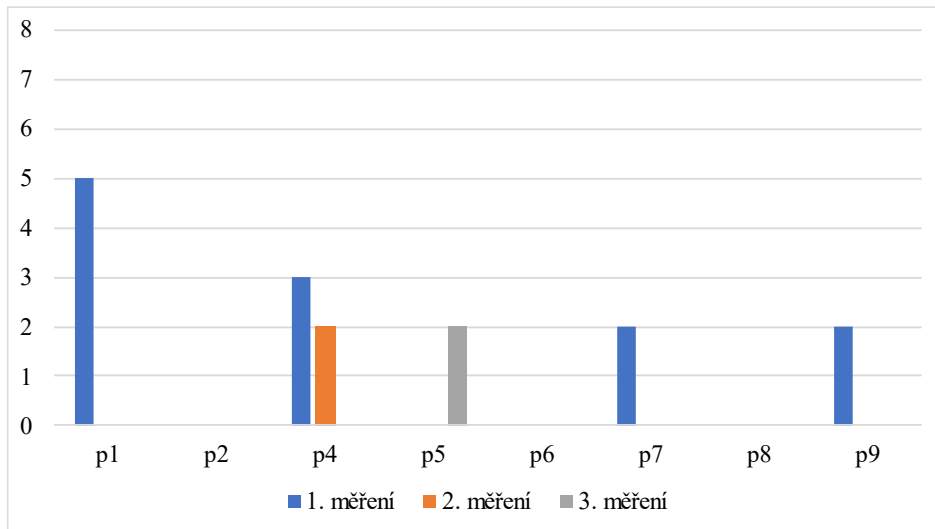
Graf 3.14 Bolest dle NRS při ADL – česání vlasů



Tab. 3.10 Bolest dle NRS při ADL – sebesycení

	1. měření	2. měření	3. měření
p1	5	0	0
p2	0	0	0
p4	3	2	0
p5	0	0	2
p6	0	0	0
p7	2	0	0
p8	0	0	0
p9	2	0	0

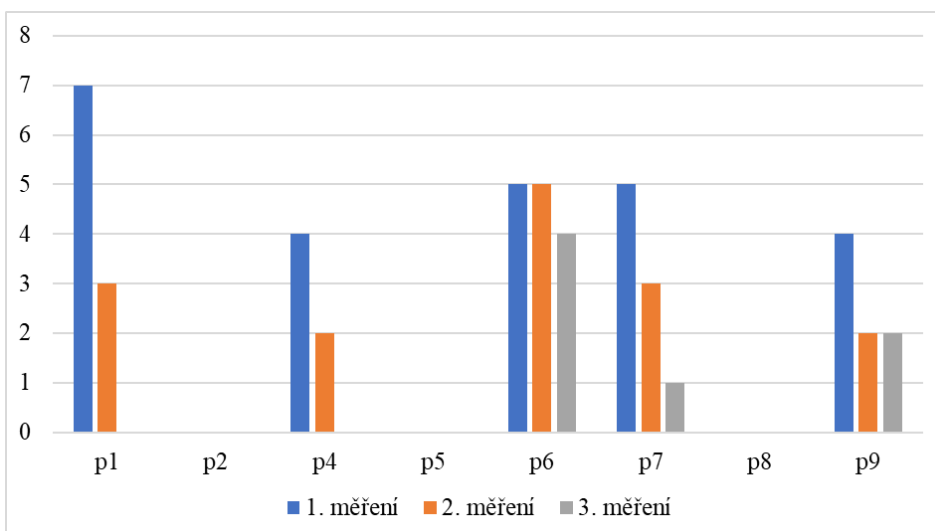
Graf 3.15 Bolest dle NRS při ADL – sebesycení



Tab. 3.11 Bolest dle NRS při ADL – oblékání

	1. měření	2. měření	3. měření
p1	7	3	0
p2	0	0	0
p4	4	2	0
p5	0	0	0
p6	5	5	4
p7	5	3	1
p8	0	0	0
p9	4	2	2

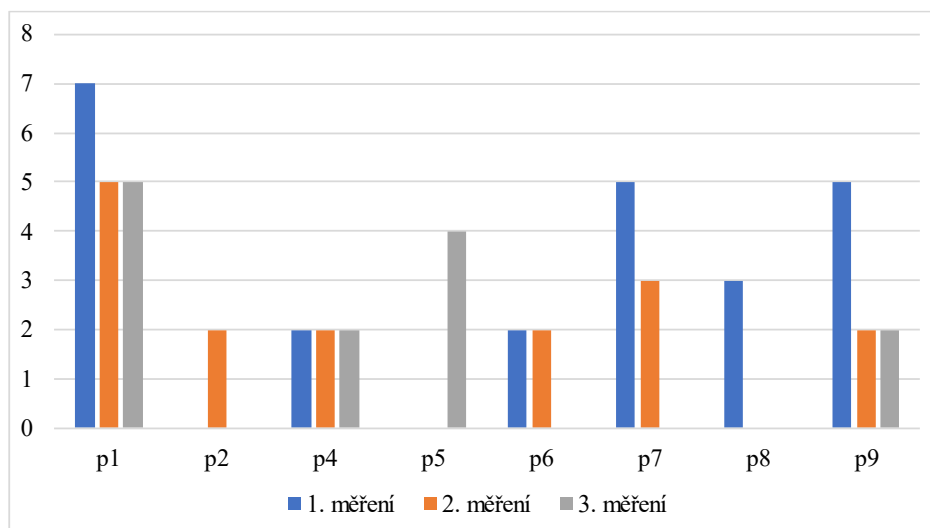
Graf 3.16 Bolest dle NRS při ADL – oblékání



Tab. 3.12 Bolest dle NRS při ADL – provádění hygieny

	1. měření	2. měření	3. měření
p1	7	5	5
p2	0	2	0
p4	2	2	2
p5	0	0	4
p6	2	2	0
p7	5	3	0
p8	3	0	0
p9	5	2	2

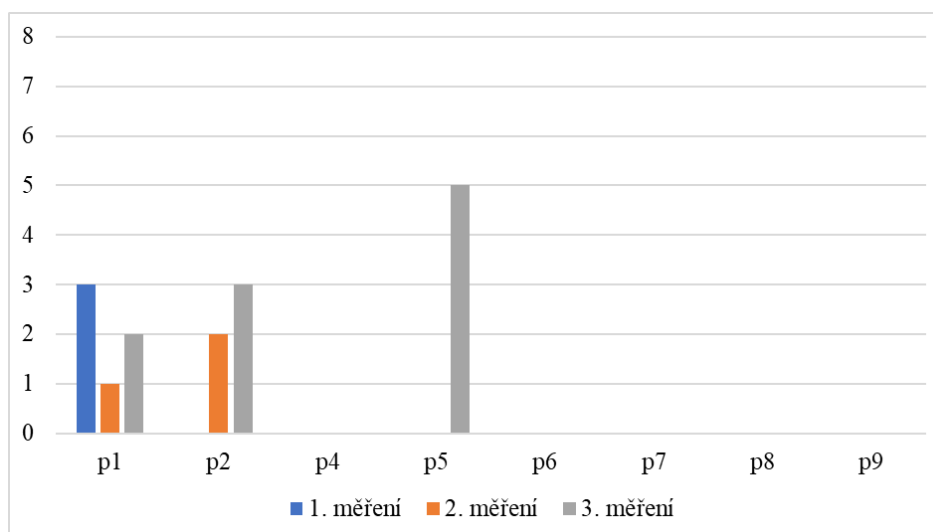
Graf 3.17 Bolest dle NRS při ADL – provádění hygieny



Tab. 3.13 Bolest dle NRS při ADL – klid/spánek

	1. měření	2. měření	3. měření
p1	3	1	2
p2	0	2	3
p4	0	0	0
p5	0	0	5
p6	0	0	0
p7	0	0	0
p8	0	0	0
p9	0	0	0

Graf 3.18 Bolest dle NRS při ADL – klid/spánek



Tab. 3.14 Průměrné hodnoty bolesti dle NRS při jednotlivých ADL

	1. měření	2. měření	3. měření
Česání	2,9	2,3	1,5
Sebesycení	1,5	0,3	0,3
Oblékání	3,1	1,9	0,9
Hygiena	3,0	2,0	1,6
Klid/Spánek	0,4	0,4	1,3

Tabulka 3.14 a současně graf 3.19 ukazuje průměrné hodnoty bolesti dle NRS u denních aktivit u jednotlivých měření.

Průměrné hodnoty bolesti při česání se z prvního měření (2,9 dle NRS) zlepšily při druhém měření na 2,3 a při třetím měření na 1,5

Průměrné hodnoty bolesti při sebesycení se z prvního měření (1,5 dle NRS) zlepšily při druhém měření na 0,3. Mezi druhým a třetím měřením nebylo zaznamenáno žádné zlepšení ani zhoršení.

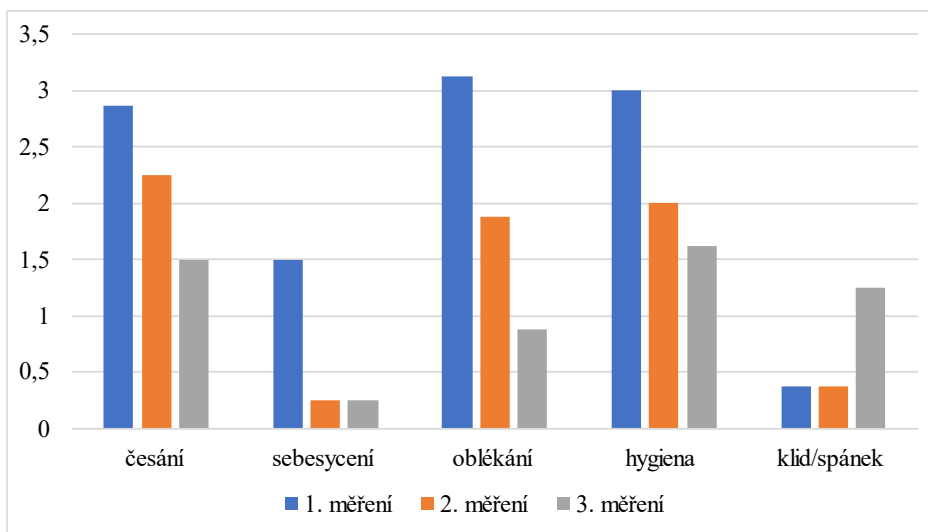
Průměrné hodnoty bolesti při oblékání se z prvního měření (3,1 dle NRS) se zlepšily při druhém měření o na 1,9 a při třetím měření na 0,9.

Průměrné hodnoty bolesti při provádění hygieny se z prvního měření (3 dle NRS) zlepšily při druhém měření na 2 a při třetím měření na 1,6.

Průměrné hodnoty bolesti v klidu se mezi prvním a druhým měřením nezlepšily, v průměru zůstaly 0,4 dle NRS. Při třetím měření se průměrné hodnoty zhoršily na 1,3. U jednotlivých hodnot bolesti v klidu můžeme vidět postupné zlepšování, nebo stagnaci na

hodnotě 0 dle NRS u všech pacientů. Pouze jeden pacient se výrazně zhoršil při třetím měření na hodnotu 5 dle NRS.

Graf 3.19 Průměrné hodnoty bolesti dle NRS při jednotlivých ADL

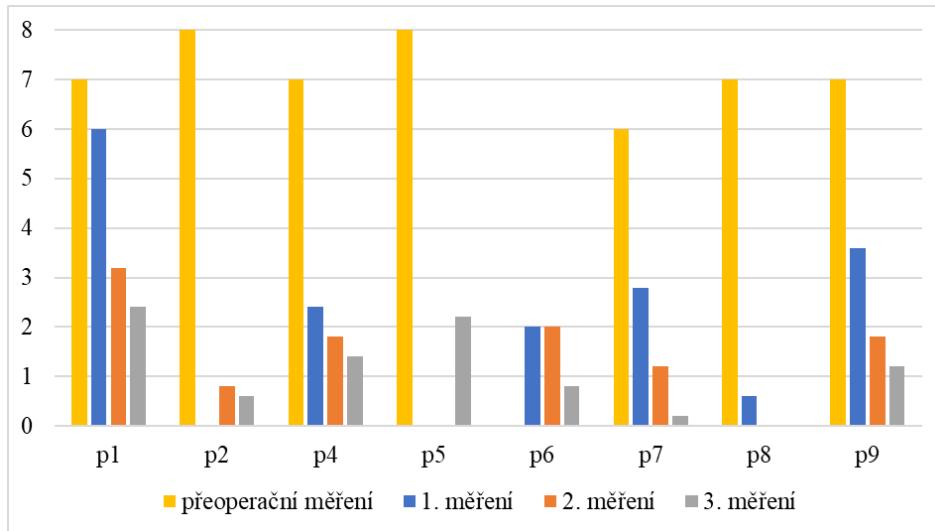


Tab. 3.15 Průměrné hodnoty bolesti dle NRS u jednotlivých pacientů

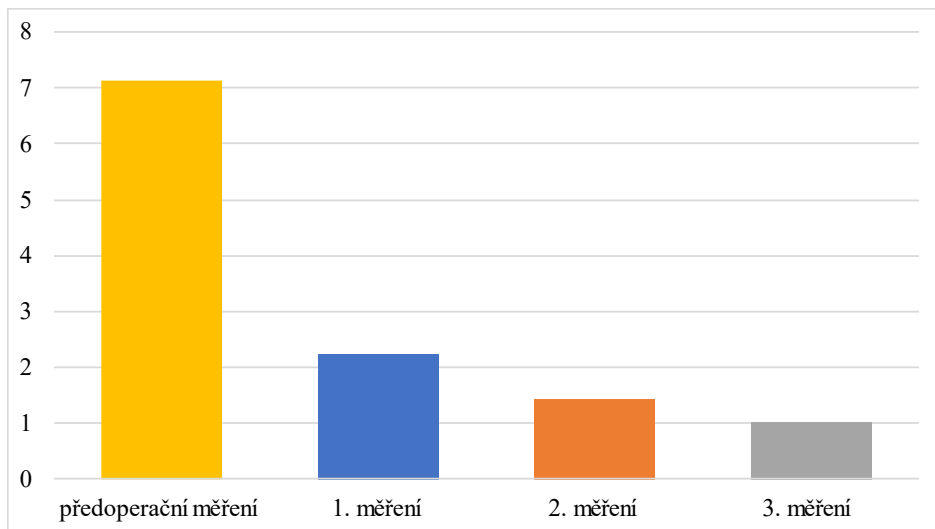
	předoperační	1. měření	2. měření	3. měření
p1	7	6	3	2
p2	8	0	1	1
p4	7	3	2	2
p5	8	0	0	2
p6	X	2	2	1
p7	6	3	1	0
p8	7	1	0	0
p9	7	4	2	1
Průměr	7	2	1,4	1,02
Maximum	8	6	3	2
Minimum	6	0	0	0

Jak ukazuje tabulka 3.15 a současně graf 3.20, předoperačně dosahovali pacienti průměrné hodnoty bolesti (průměr všech aktivit) 7 dle NRS (max. 8 a min. 6), při prvním měření se zlepšili na 2 (max. 6 a min. 0), to je o 71,4 %. Při druhém měření se zlepšili na 1,4 (max. 3 a min. 0), tedy o dalších 30 %. Při třetím měření se zlepšili na 1,02 (max. 2 a min. 0), tedy o dalších 27,1 %.

Graf 3.20 Průměrné hodnoty bolesti dle NRS u jednotlivých pacientů



Graf 3.21 Průměrné hodnoty bolesti v jednotlivých časových obdobích



4. DISKUSE

4.1. Diskuse k výsledkům práce

Cílem praktické části bylo aplikovat popsany přístup fyzioterapeutické intervence na vybraný soubor pacientů a následně zhodnotit výsledky funkce ramenního kloubu po implantaci reverzní endoprotézy v daných intervalech v průběhu pooperační fyzioterapeutické intervence. Soubor tvořilo 8 pacientů, kterým byla implantována reverzní endoprotéza pro různé indikace. Sledovanými parametry pro určení klinického a funkčního výsledku ramenního kloubu byly aktivní a pasivní rozsah hybnosti, bolesti při aktivitách běžného dne, Constant shoulder score (CSS) a Shoulder pain and disability index (SPADI). Průběžná měření probíhala 4-6 týdnů po operaci, 3 měsíce a 6 měsíců po operaci. Sběr dat probíhal od května 2023 do ledna 2024 (9 měsíců).

Předoperační vyšetření, implantace endoprotézy a kontrolní vyšetření v daných časových intervalech probíhaly ve spolupráci s vedoucím práce doc. MUDr. Petrem Fulínem, Ph.D. na 1. ortopedické klinice 1.LF UK a FN Motol. Terapeutická část – vlastní fyzioterapeutická intervence probíhala v lůžkovém fyzioterapeutickém zařízení Medicentrum Praha s.r.o.

Tato bakalářská práce prokázala pozitivní výsledky implantace reverzní náhrady ramenního kloubu a následné fyzioterapeutické intervence na zlepšení bolesti a obtíží pacienta a zlepšení předoperačního rozsahu hybnosti. Je nutné poznamenat, že poslední výsledky byly u pacientů zaznamenány půl roku od operace a existuje zde silný předpoklad, že v dalším období může docházet nadále k mírnému zlepšení klinické funkce v závislosti na anatomických podmínkách, motivaci pacienta a kvalitě edukace k domácímu cvičení.

4.2. Diskuse k rozsahům hybnosti

Z naměřených dat vyplývá, že u všech pacientů v souboru (kromě jednoho pacienta) došlo ke zlepšení pasivní i aktivní hybnosti. Aktivní flexe se zhoršila mezi druhým a třetím měření u jednoho pacienta. Pasivní flexe u 2 pacientů stagnovala mezi druhým a třetím měřením. U jednoho pacienta nebyla hybnost měřena předoperačně vzhledem k faktu, že šlo o akutní tříštivou zlomeninu. Nicméně před traumatem byla funkce daného ramenního anamnesticky v pořádku, bez omezení rozsahu hybnosti.

Průměrná **aktivní flexe** se z předoperační hodnoty ($46,4^\circ$) zlepšila při prvním měření o 60,3 % (na $74,4^\circ$), při druhém měření o dalších 20,2 % oproti prvnímu (na $89,4^\circ$) a při třetím měření o dalších 17,4 % oproti druhému měření (na 105°). Průměrná **pasivní flexe** se

z předoperační hodnoty (60°) zlepšila při prvním měření o 73 % (na 103,8°), při druhém měření o dalších 12 % oproti prvnímu (na 116,3°) a při třetím měření o dalších 8 % oproti druhému měření (na 125,6°). Celkově tak došlo oproti předoperačnímu stavu ke zlepšení aktivní ventrální flexe o 126 % a pasivní o 109 %.

Simovitch et al. (2017) sledoval výsledky reverzních náhrad ve své retrospektivní studii (data sbíral z multicentrové databáze mezi lety 2002 a 2014). Studie evaluovala 678 ramen s implantací reverzní náhrady pro patologie rotátorové manžety. Průměrná doba sledování byla 36,8 měsíců. Průměrná předoperační aktivní flexe zde byla 84,5° a při posledním měření se zlepšila na 139,8°, tedy o 65,4 %.

Bacle et al. (2017) se ve své studii zabýval výsledky reverzních endoprotéz ve středním a dlouhodobém časovém rámci. Uvádí zde měření předoperační a měření s průměrnou dobou sledování 39 měsíců a to u 191 ramen (průměrný věk pacientů byl 72,7 let). Následně uvádí hodnoty dlouhodobé, kde byla průměrná doba sledování 150 měsíců, ale pouze u 87 ramen (průměrný věk pacientů byl 83 let). Průměrná aktivní flexe byla předoperačně 81° a zlepšila se při posledním měření (průměrně 39 měsíců) na 138°, tedy o 70 %.

Su et al. (2023) provedl systematický přehled výsledků reverzních náhrad u pacientů starších 70 let s průměrnou dobou sledování 37 měsíců. Pro sledování rozdělil pacienty do dvou skupin – zlomeniny a ostatní indikace. Průměrná aktivní flexe zde byla zaznamenána u 804 pacientů, předoperačně byla 71° a při posledním měření se zlepšila na 130° (pacienti bez zlomenin), tedy o 83 %.

Dlouhodobé výsledky sleduje Ernstbrunner et al. (2019) ve svém systematickém přehledu, který zahrnuje celkem 365 ramen s implantací reverzní endoprotézy pro patologie rotátorové manžety s průměrnou dobou sledování 9,5 let. Průměrná aktivní flexe, měřena u 318 ramen, byla předoperačně 66° a při posledním měření se zlepšila na 127°, tedy o 92 %.

Schoch et al. (2021) se také zabýval dlouhodobými výsledky reverzních náhrad. Retrospektivně přezkoumal výsledky 50 náhrad s průměrnou dobou sledování 8,8 let a průměrný věk pacientů byl 71,7 let. Průměrná aktivní flexe dosahovala předoperačně 95° a při posledním měření se zlepšila na 128°, tedy o 35 %.

Oproti všem autorům náš soubor pacientů vycházel z horších předoperačních průměrných hodnot aktivní flexe. Při měření 6 měsíců po operaci se hodnoty souboru významně zlepšily, přesto oproti výše jmenovaných souborům chybělo přibližně 20°. Pacienti však dosáhli oproti jiným studiím většího zlepšení po 6 měsících proti předoperačnímu měření. Uvedené studie zhodnocovaly dlouhodobější progres náhrad (přibližně po 3 letech a více od operace)

oproti krátkodobým výsledkům našeho výzkumu. Můžeme tak říct, že pacienti mohou stále svoje výsledky zlepšit.

V případě abdukce jsou výsledky podobné. U všech pacientů v souboru (kromě jednoho pacienta) došlo ke zlepšení aktivní i pasivní abdukce. Jak již bylo zmíněno, u jednoho pacienta nebyla hybnost měřena předoperačně vzhledem k faktu, že šlo o akutní tříštivou zlomeninu. U dvou pacientů nedošlo v případě aktivního pohybu ke zlepšení mezi druhým a třetím měřením (u jednoho byl výsledek stejný a u druhého došlo naopak k mírnému zhoršení). V případě pasivní hybnosti byla stagnace výsledků mezi druhým a třetím měřením zaznamenána u třech pacientů (u jednoho a pacienta byla stagnace pozorována již od prvního měření). Tento fakt (stagnace abdukce a zlepšení ventrální flexe) si osobně vysvětlujeme tím, že v období domácího cvičení je pacient méně kontrolován fyzioterapeutem a u těchto pacientů byla větší tendence k souhybu s lopatkou a zvedání ramena v průběhu abdukce.

Nicméně průměrná **aktivní abdukce** celého souboru se z předoperační hodnoty (35°) zlepšila při prvním měření o 102 % (na $70,6^\circ$), při druhém měření o dalších 18,7 % oproti prvnímu (na $83,8^\circ$) a při třetím měření o dalších 14,9 % oproti druhému měření (na $96,3^\circ$). Průměrná **pasivní abdukce** se z předoperační hodnoty ($52,9^\circ$) zlepšila při prvním měření o 57 % (na $83,1^\circ$), při druhém měření o dalších 19,6 % oproti prvnímu (na $99,4^\circ$) a při třetím měření o dalších 11,2 % oproti druhému měření (na $110,6^\circ$). Celkově tak došlo oproti předoperačnímu stavu ke zlepšení aktivní abdukce o 175 % a pasivní o 109 %.

Simovitch et al. (2017) ve své studii udává průměrnou předoperační abdukci 67° , která se při posledním měření zlepšila na $109,5^\circ$, tedy o 63 %. Su et al. (2023) také zahrnul měření abdukce (u 593), která předoperačně dosahovala průměrné hodnoty 74° a při posledním měření se zlepšila na 129° , tedy o 74 %. Dlouhodobé výsledky abdukce udává Schoch et al. (2021). Při průměrné době sledování 8,8 let se zlepšila průměrná aktivní abdukce na 105° při posledním měření, tedy o 40 % z předoperačních 75° . Ernstbrunner et al. (2019) uvádí při dlouhodobém sběru dat aktivní abdukci předoperačně 63° a její zlepšení na 113° při poslední měření, tedy o 79 %.

Hodnoty abdukce se oproti výše zmíněným studiím opět lišily. Pacienti našeho souboru vycházeli průměrně z nižších předoperačních hodnot. Poté však dosahovali při měření 6 měsíců od operace významně vyššího zlepšení. Průměrné zlepšení aktivní abdukce bylo mezi předoperačním a posledním měření vyšší než u aktivní flexe, přesto ale byly hodnoty nižší. Tento fakt si vysvětlujeme tím, že nejvíce poškozen bývá m. supraspinatus. Jeho nedostatečnost způsobí nižší předoperační hodnoty abdukce. Zatímco na flexi se podílí větší množství svalů, proto zde mohou být hodnoty vyšší.

Rovněž v případě hodnocení aktivní a pasivní zevní rotace bylo prokázáno zlepšení u všech pacientů vyjma akutní trauma, kde chybí exaktní předoperační údaje o rozsazích hybnosti.

Průměrná **aktivní zevní rotace** celého souboru se z předoperační hodnoty (12,9°) při prvním měření mírně zhoršila o 14,2 % (na 11,3°), při druhém měření již ale došlo ke zlepšení o 49,6 % oproti prvnímu (na 16,9°) a při třetím měření o dalších 66,3 % oproti druhému měření (na 28,1°). Průměrná **pasivní zevní rotace** se z předoperační hodnoty (15°) zlepšila při prvním měření o 100 % (na 30°), při druhém měření o dalších 41,7 % oproti prvnímu (na 42,5°) a při třetím měření o dalších 16,2 % oproti druhému měření (na 49,4°). Celkově tak došlo oproti předoperačnímu stavu ke zlepšení aktivní zevní rotace o 117,8 % a pasivní o 229,3 %.

Simovitch et al. (2017) sbíral data pro aktivní i pasivní zevní rotaci. Průměrná aktivní zevní rotace předoperačně dosahovala 14,3° a zlepšila se na 35,2° při posledním měření, tedy o 146 %. Průměrná pasivní rotace se zlepšila z předoperačních 27,1° na 46,9° při posledním měření, tedy o 73 %. Zde se výsledky velmi shodují s naším souborem pacientů, kde byla hodnota aktivní zevní rotace již po 6 měsících průměrně 28,1°. Su et al. (2023) udává podobné výsledky. Průměrná předoperační zevní rotace zde byla 18° a při posledním měření se zlepšila na 36°, tedy o 100 %. Naopak Bacle et al. mezi předoperačními (9°) a pooperačními (10°) hodnotami uvádí rozdíl 1°. Stejně tak Schoch et al. (2019) ve svém dlouhodobém přehledu neudává výrazné změny v aktivní zevní rotaci. Předoperačně byla průměrná hodnota 24° a pooperačně 28°. Ernstbrunner et al. (2019) sleduje také spíše stagnující trend, tedy mírné zlepšení zevní rotace z předoperačních 19° na pooperačních 24°.

Výsledky rotací poměrně výrazně závisí na ponechaném reziduu svalů rotátorové manžety. Například v případě omartrózy se obvykle ponechává úpon spodní části m. infraspinatus a m. teres minor (na rozdíl od traumat nebo onkologických indikací). Výrazným rozdílem může být i případná částečná nebo kompletní rekonstrukce m. subscapularis (pokud je peroperačně přítomen). Někteří operatři provádějí peroperačně transfer úponu m. latissimus dorsi z crista tuberculi minoris do oblasti crista tuberculi maioris a mění tak funkci tohoto svalu z vnitřního rotátoru na vnější pro dosažení lepší zevní rotace. Všechny výše uvedené faktory mohou výrazně ovlivnit pooperační funkci a výsledné rozsahy rotací (Pokorný 2007).

V případě vnitřní rotace je situace zcela odlišná. U většiny pacientů v souboru došlo ke zhoršení rozsahu vnitřní rotace. Pouze jeden pacient dosáhl stejného rozsahu jako před operací. Tuto situaci si vysvětlujeme faktem, že peroperačně dochází k tenotomii m. subscapularis, který se většinou případů po implantaci náhrady nedá již rekonstruovat pro lateralizaci a distalizaci

humeru. Dalším důvodem může být fakt, že rotace se v rámci fyzioterapie cvičí jako poslední z důvodu rizika luxace náhrady. Sledované období půl roku po implantaci nemusí být tedy finálním stavem.

Ve své studii Bacle et al. (2017) udává hodnoty vnitřní rotace. Předoperačně byl nejčastější dosah na úroveň L5 a při posledním měření se dosah zlepšil k úrovni L3.

V případě rotací je hodnocení obecně značně obtížnější pro jeho možnou variabilitu v rámci peroperačního nálezu. Zatímco u degenerativních onemocnění se operatér snaží zachovávat úpon m. teres minor a m. infraspinatus u traumat je tento stav hodně variabilní a záleží na fragmentaci velkého hrbolu. V případě rekonstrukce hrbolů je i tak funkční výsledek nejistý. Další vlivy ovlivňující rozsahy rotací jsou uvedeny výše (Pokorný 2007).

Studie Pokorného et al. (2021) se zabývala nejen celkovými výsledky po implantaci, ale také rozdílnými výsledky mezi indikačními skupinami u 368 ramen s průměrnou dobou sledování 5,5 let. Pacienti s indikací osteoartrózy a osteonekrózy dosahovali hodnot průměrné aktivní elevace předoperačně 65,4° a při posledním měření se zlepšili na 143,4°. Pacienti s indikací cuff tear artropatie dosahovali předoperačně 35,1° a při posledním měření se zlepšili na 131,1°. U traumatických a posttraumatických indikací pacienti obecně dosahují pooperačně nižšího rozsahu pohybu. Průměrná pooperační aktivní elevace u pacientů s akutním traumatem byla 124,6°, u posttraumatických stavů byla 117,2°.

4.3. Diskuse ke Constant shoulder score

Constant shoulder score (CSS) se v klinické praxi používá nejčastěji k vyjádření klinického stavu a funkce daného ramenního kloubu. Existuje však několik interpretací výsledků. Klasické (absolutní) CSa počítá dle dotazníku celkový počet bodů (max. 100) bez ohledu na věk a pohlaví. Druhou variantou je hodnocení dotazníku dle věku a pohlaví pacienta, tzv. relativní (normativní) CSr. Pro danou věkovou kategorii a pohlaví bylo vypočteno maximální CSS. Mělo by vyjadřovat přesnější klinický stav pacienta s ohledem na přirozený stupeň degenerativních změn kloubu a postupnou fyziologickou atrofii svalstva (Yian et al. 2005; Fialka et al. 2005).

Další variantou je hodnocení CSS oproti druhostrannému kloubu. Tato varianta je vhodná např. v traumatologii, kde nelze stanovit CSS před úrazem. Ve vyšších věkových kategoriích v rámci degenerativních změn je toto porovnávání nevhodné pro možnou přítomnost kloubních změn i na druhostranném kloubu. Rovněž není příliš vhodné srovnávat

výsledek s druhostranným kloubem, na kterém proběhlo v minulosti trauma nebo operační výkon.

Ve všech případech (kromě jednoho akutního traumatu) došlo ke zlepšení CSS oproti předoperačnímu stavu. Ve většině případů došlo k postupnému nárůstu skóre v průběhu jednotlivých měření. Pouze u jednoho pacienta došlo ke zhoršení mezi druhým a třetím měřením. Vzhledem k poklesu z 66 na 35 bodů nelze vyloučit rozvoj nějaké pooperační komplikace. V průměru došlo ke zlepšení předoperačního CSa z 18,6 bodů (minimum 15 bodů a maximum 25 bodů) o 50,5 % (na 28 bodů) při prvním měření. Při druhém měření byla hodnota CSa v průměru celého souboru 49,5 bodu, což značí nárůst o 76,8 % oproti prvním měření. Při třetím měření byla hodnota CSa v průměru celého souboru 59 bodů (minimum 35 bodů a maximum 86 bodů), což značí nárůst o 19,2 % oproti druhému měření. Oproti předoperačnímu stavu došlo při posledním měření k nárůstu celkového CSa o 40,4 bodů, což je nárůst o 217,2 %.

Simovitch et al. (2017) uvádí hodnoty průměrného CSa předoperačně 31,3 bodů a při posledním měření se zlepšilo na 71,2 bodů, tedy o 127 %. Su et al. (2023) udává průměrnou předoperační hodnotu CSa 29 bodů se zlepšením při posledním měření na 64 bodů, tedy o 121 %. Ve studii Bacle et al (2017) byla průměrná hodnota předoperačního CSa 23 bodů a při posledním měření se zlepšila na 63 bodů, tedy o 174 %.

Náš soubor opět vycházel z nižších předoperačních hodnot, ale při posledním měření se hodnoty zlepšily dvojnásobně. Průměrné zlepšení je tedy vyšší oproti uváděným studiím. Avšak rozdíl mezi výsledky 6 měsíců po operaci a výsledky ostatních dlouhodobějších studií není velký rozdíl. Můžeme tedy říct, že CSS se signifikantně zlepšuje 3-6 měsíců po operaci a stoupá ke svým maximálním hodnotám.

Přestože jde o extrémní nárůst bodového hodnocení, který značí výrazné zlepšení funkčního stavu operovaného kloubu, tak je důležité porovnat průměrné výsledky absolutního a relativního CSS. Z výsledků (viz tabulka 3.7 – Constantovo skóre dle věku) vyplývá, že předoperační průměrné CSa bylo 18,6 bodů, což odpovídá 18,6 % z absolutní hodnoty CSS. Pokud však průměrné hodnoty převedeme na relativní CSS dle věku a pohlaví, průměrná procentuální hodnota CSr se zvýší na 25 % (minimum 16,7 % a maximum 36,2 %). Při posledním měření dosahovalo průměrné CSa 59 bodů, což odpovídá 59 % z absolutní hodnoty CSS. Při převodu na relativní CSS se průměrná hodnota CSr zvýší na 79,9 % (minimum 38,9 % a maximum 114,7 %). Můžeme tedy říct, že vzhledem k vyššímu průměrnému věku našeho souboru a krátkodobému sledování ukazuje relativní CSS velké pooperační zlepšení funkce o 219,6 % (z 25° předoperačně na 79,9° při třetím měření). Při převodu z absolutního na

relativní CSS byl při třetím měření rozdíl 20,9 % oproti druhému měření. Můžeme říct, že relativní CSS s hodnotou 79,9° udává již velmi uspokojivou funkci ramenního kloubu po implantaci reverzní endoprotézy. Pokud zahrneme ještě fakt, že je tendence k dalšímu zlepšení při dlouhodobém sledování, mohou pacienti dosáhnout až velmi dobrých výsledků funkce ramena blížící se svému maximálnímu možnému potenciálu.

Jeden pacient dosáhl při třetím měření pouze na 38,9 % relativního CSS, tři pacienti vykazovali hodnoty mezi 65-70 %, jeden pacient mezi 75-80 %, jeden mezi 80-85 %, jeden mezi 90-95 % a dva pacienti vykazovali CSr nad 100% maxima (konkrétně 104,3 % a 114,7 %).

Při hodnocení v průměrné době sledování 39 měsíců a 150 měsíců uvádí Bacle et al. (2017) hodnoty CSr. Průměrné předoperační hodnoty dosahovaly 33 % (CSa – 23 bodů) a při dalším měření se zlepšily na 90 % (CSa – 63 bodů). Průměrné hodnoty při posledním měření se zhoršily na 86 % (CSa – 55 bodů). Podobný trend udává také Ernstbrunner et al. (2019), kde mezi 5-7 rokem po operaci byla průměrná hodnota CSr 75 % (CSa – 60 bodů), mezi 7-10 rokem po operaci byla 76 % (CSa – 60 bodů) a po více než 10 letech po operaci klesla průměrná hodnota na 73 % (CSa – 57 bodů). Důvody poklesu dlouhodobých výsledků nejsou jasně prokázány. Avšak teorií je fakt, že změna biomechaniky kloubu elonguje m. deltoieus a zvyšuje jeho tonus, což v dlouhodobém horizontu sval přetěžuje a zhoršuje se tak jeho síla a funkce (Bacle et al. 2017).

Pokorný et al. (2021) uvádí ve své studii rozdíly dosaženého CSa mezi různými indikačními skupinami. Pooperační hodnoty vycházejí lépe u osteoartróz a osteonekróz, kde bylo průměrné pooperační CSa 77,1 bodů a u cuff tear atropatií, kde byla průměrná hodnota 75,4 bodů. Naproti tomu nižších výsledků se dosahovalo u posttraumatických indikací, kde bylo průměrné pooperační CSa 67,9 bodů a u akutních traumat, kde byla průměrná hodnota 70,3 bodů. Tento rozdíl všeobecně vysvětluje poškozením nebo malpozicí obou hrbolů humeru u tříštivých zlomenin, a tudíž rozsáhlejším poškozením všech úponu rotátorové manžety. Stejně výsledky interpretuje i Bacle et al. (2017) při měření ve středním i dlouhodobém časovém rámci. Nejvyšší hodnoty CSS dosahovali pacienti s osteoartrózou a cuff tear artopatie a nejnižší pacienti s revizními endoprotézami a s posttraumatickou osteoartrózou. Podobně tyto výsledky doplňuje Su et al. (2023), který sledoval rozdíl u pacientů s indikací zlomenin a u pacientů s ostatními indikacemi. Potvrzuje, že CSS je pooperačně vyšší u pacientů s indikacemi vyjma zlomenin (64 bodů) a nižší u pacientů se zlomeninami (61 bodů).

4.4. Diskuse k Shoulder pain and disability index

Dotazník shoulder pain and disability index (SPADI), dle svého názvu do hodnocení zahrnuje bolest a disabilitu. Je to tedy komplexní hodnocení, které nám opět dává informace o jisté funkci ramena. Dotazník funguje na principu čím méně bodů/procent tím lepší funkce a nižší disabilita. SPADI bylo pro zjednodušení vyhodnoceno pouze při prvním a třetím měření.

V průměru došlo ke zlepšení z prvního měření (87 bodů – 67 % z maxima) o 40,2 % oproti třetímu měření (52 bodů – 40 % z maxima).

SPADI hodnotil ve své studii Simovitch et al. (2017). Udává průměrné předoperační hodnoty SPADI 83,4 %, které se při posledním měření zlepšily na 20,2 %, tedy o 76 %. Schoch et al. (2021) uvádí předoperační hodnoty SPADI 81,4 %, které se při posledním měření zlepšily na 33,2 %, tedy o 59 %. Zde vidíme mírný nepoměr mezi posledním měřením oproti našemu souboru. Jmenované studie však hodnotí výsledky delší dobu po operaci, kdy pacienti dosahují vyššího rozsahu pohybu, který je tolik nelimituje v denních aktivitách.

4.5. Diskuse k bolesti dle NRS

Cílem implantace je obnovení funkčního rozsahu pohybu, snížení bolesti a navrácení soběstačnosti pacienta. Proto se bolest měřila u jednotlivých ADL aktivit. Průměrné hodnoty bolesti při česání se z prvního měření (2,9) zlepšily při druhém měření o 20,7° (na 2,3) a při třetím měření o dalších 34,8 % (na 1,5) oproti druhému měření. Subjektivně pacienti hodnotili česání jako nejobtížnější aktivitu z důvodu bolesti a omezeného rozsahu pohybu složeného z flexe a vnější rotace. Průměrné hodnoty bolesti při sebesycení se z prvního měření (1,5) zlepšily při druhém měření o 80 % (na 0,3). Mezi druhým a třetím měřením nebylo zaznamenáno žádné zlepšení ani zhoršení. Oblékání se dle udávaných hodnot jeví jako jedno z nejbolestivějších a také nejobtížnějších ve všech měřených pooperačních obdobích. Z prvního měření (3,1) se průměrné hodnoty bolesti zlepšily při druhém měření o 38,7 % (na 1,9) a při třetím měření se zlepšily ještě o 52,6 % (na 0,9). Podobné hodnoty byly naměřeny také u provádění hygieny. Proti prvnímu měření (3) se zlepšily průměrné hodnoty bolesti při druhém měření o 33,3 % (na 2) a při třetím měření o dalších 20 % (na 1,6). Bolest v klidu se mezi prvním a druhým měřením nezlepšila, v průměru zůstala na hodnotě 0,4. Při třetím měření (1,3) se však zhoršila o 225 %. U jednotlivých hodnot bolesti v klidu můžeme vidět postupné zlepšování, nebo stagnaci na hodnotě 0 dle NRS u všech pacientů. Pouze jeden pacient se výrazně zhoršil při třetím měření na hodnotu 5 dle NRS. Jeho zhoršení se projevilo u rozsahů pohybu a CSS, můžeme tedy předpokládat nějakou z pooperačních komplikací. Vzhledem

k malému souboru pacientů tak došlo i k výraznému ovlivnění průměru při posledním měření. Kdybychom vynechali horší hodnoty p5, byla by průměrná hodnota bolesti v klidu dle NRS 0,7.

Průměrné hodnoty bolesti u všech pacientů se z předoperačního měření (7) zlepšily při prvním měření o 71,4 % (na 2), při druhém měření o 30 % (na 1,4) oproti prvnímu měření a při třetím měření bylo zlepšení o dalších 27,1 % (na 1,02) oproti druhému měření. Celkové zlepšení mezi průměrnými předoperačními hodnotami a hodnotami třetího měření je o 85,4 %. Předoperačně byla nejvyšší průměrná hodnota bolesti 8 dle NRS u dvou pacientů, hodnota 7 dle NRS byla zaznamenána u dalších 5 pacientů. U posledního měření byla zaznamenána nejvyšší průměrná hodnota 2 dle NRS u 3 pacientů, hodnota 1 u 3 pacientů a 2 pacienti neudávali žádnou bolest. Pozitivní trend snižování až eliminace bolesti u našeho souboru potvrzuje velmi uspokojivě cíle implantace reverzní endoprotézy, tedy zbavit pacienta bolesti.

Su et al. (2023) udává předoperační průměrnou hodnotu bolesti dle NRS 6,6, která se zlepšila při posledním měření na hodnotu 1 dle NRS, tedy o 85 %. Schoch et al. (2021) uvádí dlouhodobější sledování, kde průměrné předoperační hodnoty dosahovaly 6,3 dle NRS a při posledním měření se zlepšily na 1,7 dle NRS. Podobný trend sleduje i náš výzkum, kdy pooperační hodnoty progresivně klesají k hodnotám 1 až 0 dle NRS.

4.6. Diskuse k rozdílným přístupům pooperační fyzioterapie

Většina autorů se shoduje na tom, že fyzioterapie je po implantaci endoprotézy zásadním faktorem dobrého funkčního výsledku. Bohužel v dostupné literatuře je málo prací, které by se zabývaly efektivitou pooperačního fyzioterapeutického plánu.

Lee et al. (2021) provedl randomizovanou studii u 357 náhrad (průměrný věk pacientů byl 76 let), jež rozdělil do 3 skupin a výsledky zaznamenal 1 rok od operace. První skupina pooperačně dodržovala oddálený přístup (6týdenní imobilizace), druhá skupina měla dodržovat 3týdenní imobilizaci a třetí skupina dodržovala aktivní přístup bez imobilizace. V práci detailněji popisuje jednotlivé přístupy daných skupin. Obecně uvádí, že všechny skupiny dosáhli signifikantního zlepšení v pooperačním období, avšak s malými rozdíly mezi skupinami. Při posledním měření dosahovala 1. skupina průměrné aktivní elevace 142,12°, 2. skupina dosahovala 152,58° a 3. skupina dosahovala 148,99°. Můžeme tedy vidět malý, nerelevantní rozdíl mezi 1. a 2. skupinou. U průměrné aktivní abdukce jsou výsledky podobné, ale mezi 1. a 2. skupinou je výraznější rozdíl v průměrných hodnotách. 1. skupina dosahovala při posledním měření průměrné hodnoty abdukce 130,96°, 2. skupina dosahovala 144,39° a třetí skupina dosahovala 145,61°. Klinické výsledky byly zaznamenány pomocí CSS, které

u 1. skupiny dosahovalo při posledním měření průměrné hodnoty 63,20 bodů, u 2. skupiny 67,69 bodů a u třetí skupiny 66,62 bodů. Opět vidíme, že nejlepších výsledků dosahovala 2. skupina s 3. týdenní imobilizací, avšak výsledky jednotlivých skupin se mezi sebou významně neliší. Dalším ukazatelem byla míra komplikací, která byla vyšší u první skupiny (28 komplikací – nejčastěji periprotetické fraktury nebo fraktury spina scapulae). Závěrem studie je doporučení zkracovat dobu imobilizace po operaci. Aktivní přístup je bezpečný, nezvyšuje počet komplikací a pacienti dosahují velmi dobrých klinických výsledků.

Sabesan et al. (2022) provedl studii u 67 pacientů (průměrný věk byl 73 let), které rozdělil do dvou skupin – EM („early mobilization“ – aktivní přístup) a DM („delayed mobilization“ – oddálený přístup). Pacienti v EM skupině používali ortézu intermitentně maximálně 2 týdny a fyzioterapii začali ihned po operaci. Pacienti v DM skupině používali ortézu 2 týdny kontinuálně a další 4-6 týdnů intermitentně, kdy také začali fyzioterapii. Výsledky po implantaci endoprotézy sledoval 6 týdnů po operaci, 3 měsíce po operaci a 6-12 měsíců po operaci (průměrně 6,7 měsíců). Při prvním měření byl významný rozdíl mezi skupinami, kdy EM skupina dosahovala vyšších hodnot aktivní elevace a aktivní zevní rotace. Při druhém měření měla EM skupina vyšší hodnoty aktivní elevace a nižší hodnoty bolesti proti DM skupině. Při první i druhém měření nebyl výrazný rozdíl v hodnotách CSS. Při posledním měření měla EM skupina průměrné hodnoty aktivní elevace 143,8°, aktivní zevní rotace 37,2° a průměrné hodnoty bolesti 1,6 dle NRS. DM skupina měla průměrné hodnoty aktivní elevace 108°, aktivní zevní rotace 26,4° a průměrné hodnoty bolesti 2,8 dle NRS. Skupina pacientů s aktivním přístupem měla všechny měřené hodnoty významně vyšší při posledním měření. Komplikace (do 3 měsíců od operace) byly častější u DM skupiny (3), u EM skupiny nebyly komplikace žádné. Závěrem studie je opět doporučení indikovat aktivní přístup fyzioterapie pro velmi dobré výsledky a nízké riziko komplikací.

Oba zmínění autoři se shodují, že je třeba dosavadní literaturu obohatit o podobné výzkumy a potvrdit tak významnost, efektivitu a bezpečnost aktivní přístupu pooperační fyzioterapie.

Velmi stručně doplním závěry 2 randomizovaných studií, které se také zabývaly tématem různých fyzioterapeutických plánů. Edwards et al. (2021) provedl studii u 53 náhrad. V závěru uvádí, že nebylo dosaženo významného rozdílu hodnot aktivní flexe, abdukce, zevní a vnitřní rotace, CSS a bolesti dle NRS mezi oběma skupinami při jednotlivých měřeních 3, 6 a 12 měsíců po operaci. Avšak průměrné aktivní rozsahy pohybu (vyjma vnitřní rotace) byly vyšší u skupiny s aktivním přístupem při všech měřeních. Průměrné CSS bylo významně vyšší u téže skupiny při měření 3 měsíce po operaci, avšak při dalších měřeních rozdíly hodnot CSS

mezi skupinami významné nebyly. Hagen et al. (2020) v závěru své studie také uvádí, že skupiny s aktivním i oddáleným přístupem dosahují výrazného zlepšení v pooperačním období bez významného rozdílu měřených hodnot mezi oběma přístupy. Shoduje se s Lee et al. (2021) v názoru, že z aktivního pooperačního přístupu fyzioterapie nejvíce profitují starší pacienti vzhledem k eliminaci prodloužené imobilizace.

4.7. Limity práce

Mezi limity této práce se řadí nízký počet pacientů, který znemožňuje validní statistické zhodnocení souboru. Výsledky mohou být rovněž ovlivněny inkohherentními skupinami indikací k implantaci reverzní náhrady ramenního kloubu. Limitací práce je i krátkodobé měření výsledků. Vzhledem k rozsahu práce nebylo možno zahrnout další měření 1 rok od operace, které by dle rešerše mělo ukázat u většiny pacientů nejvyšší klinické funkční výsledky. Všechny tyto limitace jsou podnětem pro rozšíření výzkumu. Tedy prodloužení doby sledování, koherence souboru pacientů a zaměření se na prokázání pozitivního trendu u aktivního fyzioterapeutického přístupu.

5. ZÁVĚR

Teoretická část práce se zabývala anatomií a kineziologií ramenního plotence. Část textu se věnovala typům endoprotéz ramenního kloub. Detailně byly popsány indikace k implantaci reverzní endoprotézy ramenního kloubu, biomechanika náhrady, operační přístup a komplikace po implantaci. Teoretická část byla v závěru věnována přístupům pooperační fyzioterapie.

Cílem praktické části bylo aplikovat popsany přístup fyzioterapeutické intervence na vybraný soubor pacientů a následně zhodnotit výsledky funkce ramenního kloubu po implantaci reverzní endoprotézy v daných intervalech v průběhu pooperační fyzioterapeutické intervence. Klinické a funkční zhodnocení výsledku reverzní náhrady bylo realizováno měřením aktivního a pasivního rozsahu hybnosti, stanovením hodnot Constant shoulder score a Shoulder pain and disability index. Součástí výzkumu bylo i hodnocení bolesti na numerické škále jak v klidu, tak při jednotlivých denních aktivitách. Hodnocení souboru probíhalo v časových odstupech 4-6 týdnů, 3 měsíce a 6 měsíců od implantace endoprotézy a výsledky byly porovnány s předoperačními hodnotami.

Získané výsledky splnily a potvrdily cíle práce, tedy zlepšení funkce ramenního kloubu po implantaci reverzní endoprotézy v průběhu fyzioterapeutické intervence. Výzkumná část práce prokázala významné zlepšení rozsahu hybnosti a snížení až eliminaci bolestí pacienta ve všech denních aktivitách. Výsledky práce rovněž prokazují významné zlepšení funkce ramenního kloubu pomocí hodnocení Constant shoulder score (absolutního i relativního) a Shoulder pain and disability index. Všechny výsledky jsou korelovány se studii zabývajícími se dlouhodobými výsledky po implantaci reverzních endoprotéz.

Diskuse se také zabývala rozdílnými přístupy fyzioterapeutické pooperační intervence. Ze jmenovaných studií vychází doporučení indikovat aktivní přístup vzhledem k velmi uspokojivým klinickým výsledkům a nízkému počtu komplikací. Avšak omezený fond literatury by byl třeba obohatit o další studie potvrzující závěry studií dosavadních.

Pro validnější klinické závěry by bylo vhodné dlouhodobé sledování většího souboru pacientů eventuálně porovnání výsledků při časně a oddálené metodě fyzioterapeutické intervence.

6. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- BACLE, Guillaume, Laurent NOVÉ-JOSSERAND, Pascal GARAUD a Gilles WALCH, 2017. Long-Term Outcomes of Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Follow-up of a Previous Study. *Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. **99**(6), 454–461. ISSN 0021-9355, 1535-1386. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.16.00223
- BARTONÍČEK, Jan, 1991. Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů. Vyd. 1. Praha: Avicenum. ISBN 978-80-201-0151-8.
- BERLINER, Jonathan L., Ashton REGALADO-MAGDOS, C. Benjamin MA a Brian T. FEELEY, 2015. Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **24**(1), 150–160. ISSN 10582746. Dostupné z: doi:[10.1016/j.jse.2014.08.003](https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.08.003)
- BOHSALI, Kamal I., Aaron J. BOIS a Michael A. WIRTH, 2017. Complications of Shoulder Arthroplasty. *JBJS* [online]. **99**(3), 256. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.16.00935
- BOUDREAU, Stephanie, Ed BOUDREAU, Laurence D. HIGGINS a Reg B. WILCOX, 2007. Rehabilitation Following Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **37**(12), 734–743. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2007.2562
- BREMS, John J, 1994. Rehabilitation Following Total Shoulder Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics*. (307).
- BULLOCK, Garrett S., Grant E. GARRIGUES, Leila LEDBETTER a June KENNEDY, 2019. A Systematic Review of Proposed Rehabilitation Guidelines Following Anatomic and Reverse Shoulder Arthroplasty. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **49**(5), 337–346. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2019.8616
- CONSTANT, CR a AH MURLEY, 1987. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clinical orthopaedics and related research*. (214), 160—164. ISSN 0009-921X.
- ČIHÁK, Radomír, 2016. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.

- DALLA PRIA, Paolo, 2022. Biomechanics of the shoulder joint. In: *Human Orthopaedic Biomechanics* [online]. B.m.: Elsevier, s. 285–303 [vid. 2024-01-27]. ISBN 978-0-12-824481-4. Dostupné z: doi:[10.1016/B978-0-12-824481-4.00017-2](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-824481-4.00017-2)
- DUNGL, Pavel, 2014. *Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4357-8.
- DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Funkční anatomie. 1. vyd.* Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3240-4.
- DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Speciální kineziologie. 1. vyd.* Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.
- EDWARDS, Peter K, Jay R EBERT, Brendan JOSS, Timothy ACKLAND a Allan WANG, 2021. A randomised trial comparing two rehabilitation approaches following reverse total shoulder arthroplasty. *Shoulder & Elbow* [online]. **13**(5), 557–572. ISSN 1758-5732, 1758-5740. Dostupné z: doi:[10.1177/1758573220937394](https://doi.org/10.1177/1758573220937394)
- ERNSTBRUNNER, Lukas, Octavian ANDRONIC, Florian GRUBHOFER, Roland S. CAMENZIND, Karl WIESER a Christian GERBER, 2019. Long-term results of reverse total shoulder arthroplasty for rotator cuff dysfunction: a systematic review of longitudinal outcomes. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **28**(4), 774–781. ISSN 10582746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2018.10.005
- FIALKA, Christian, Gerhard OBERLEITNER, Paul STAMPFL, Werner BRANNATH, Michael HEXEL a Vilmos VÉCSEI, 2005. Modification of the Constant–Murley shoulder score—introduction of the individual relative Constant score. *Injury* [online]. **36**(10), 1159–1165. ISSN 00201383. Dostupné z: doi:10.1016/j.injury.2004.12.023
- FRIČ, Vladimír, Tomáš LENA a Libor LUŇÁČEK. Komplikace endoprotéz ramenního kloubu. *Ortopedie*. 2015, **9**(2), 75-84. ISSN 1802-1727.
- FRIČ, Vladimír, Tomáš LENA a Libor LUŇÁČEK. Operační technika reverzní náhrady ramenního kloubu. *Ortopedie*. 2015, **9**(2), 67-73. ISSN 1802-1727.
- FULÍN, Petr, Martin KYSILKO, David POKORNÝ, Radek PADR, Nikola KASPRŮKOVÁ, Ivan LANDOR a Antonín SOSNA, 2017. Study of the variability of scapular inclination and the glenoid version - considerations for preoperative planning:

clinical-radiological study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. **18**(1), 16. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:[10.1186/s12891-016-1381-4](https://doi.org/10.1186/s12891-016-1381-4)

GASBARRO, Gregory, Benjamin BONDOW a Richard DEBSKI, 2017. Clinical anatomy and stabilizers of the glenohumeral joint. *Annals of Joint* [online]. **2**, 58–58. ISSN 24156809. Dostupné z: doi:[10.21037/aoj.2017.10.03](https://doi.org/10.21037/aoj.2017.10.03)

GOETTI, Patrick, Patrick J. DENARD, Philippe COLLIN, Mohamed IBRAHIM, Pierre HOFFMEYER a Alexandre LÄDERMANN, 2020. Shoulder biomechanics in normal and selected pathological conditions. *EFORT Open Reviews* [online]. **5**(8), 508–518. ISSN 2396-7544, 2058-5241. Dostupné z: doi:10.1302/2058-5241.5.200006

GOETTI, Patrick, Patrick J. DENARD, Philippe COLLIN, Mohamed IBRAHIM, Adrien MAZZOLARI a Alexandre LÄDERMANN, 2021. Biomechanics of anatomic and reverse shoulder arthroplasty. *EFORT Open Reviews* [online]. **6**(10), 918–931. ISSN 2396-7544, 2058-5241. Dostupné z: doi:[10.1302/2058-5241.6.210014](https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210014)

HAGEN, Mia S., Sachin ALLAHABADI, Alan L. ZHANG, Brian T. FEELEY, Trevor GRACE a C. Benjamin MA, 2020. A randomized single-blinded trial of early rehabilitation versus immobilization after reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **29**(3), 442–450. ISSN 10582746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2019.10.005

HIK, Freya a David C. ACKLAND, 2019. The moment arms of the muscles spanning the glenohumeral joint: a systematic review. *Journal of Anatomy* [online]. **234**(1), 1–15. ISSN 0021-8782, 1469-7580. Dostupné z: doi:[10.1111/joa.12903](https://doi.org/10.1111/joa.12903)

HOWARD, Mark C., Nicholas A. TRASOLINI a Brian R. WATERMAN, 2023. Optimizing Outcomes After Reverse Total Shoulder Arthroplasty: Rehabilitation, Expected Outcomes, and Maximizing Return to Activities. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* [online]. **16**(4), 145–153. ISSN 1935-9748. Dostupné z: doi:10.1007/s12178-023-09823-5

HROMÁDKA, Rastislav, 2011. *Třídímní anatomie proximálního humeru a úponů rotátorové manžety: klinicko-anatomická studie pro optimalizaci implantace aoplastiky ramena*. Praha. Dizertační práce. Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, I. ortopedická klinika 1. LF UK a FN Motol. Vedoucí práce Pokorný, David.

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK, 2013. *Memorix anatomie*. 2. vyd. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-712-5.

HURI, Gazi a Nikolaos K. PASCHOS, 2017. *The shoulder*. Cham, Switzerland: Springer. ISBN 978-3-319-51979-1.

JANURA, Miroslav, M. MIKOVA, A. KROBOT a Eva JANUROVÁ, 2004. Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 11(1), 33–39. ISSN 1211-2658.

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim a TUBIANA, Raoul, 2019. *The physiology of the joints*. Seventh edition. Přeložil Louis HONORÉ. Penzance: Handspring Publishing, ISBN 978-1-912085-59-0.

KOLÁŘ, Pavel, 2020. *Rehabilitace v klinické praxi*. Druhé vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-500-9.

KORNUIJT, Anke, Lieke DE VRIES, Walter VAN DER WEEGEN, Robert Jan HILLEN, Rob BOGIE, Remco STOKMAN a Derk VAN KAMPEN, 2023. Direct active rehabilitation after reverse total shoulder arthroplasty: an international multicentre prospective cohort safety study with 1-year follow up. *BMJ Open* [online]. 13(4), e070934. ISSN 2044-6055, 2044-6055. Dostupné z: doi:10.1136/bmjopen-2022-070934

LEE, Jonathan, Paolo CONSIGLIERE, Ernest FAWZY, Laura MARIANI, Caroline WITNEY-LAGEN, Luis NATERA, Berta BUCH, EHUD ATOUN, Giuseppe SFORZA, Eyal AMAR a Ofer LEVY, 2021. Accelerated rehabilitation following reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. 30(9), e545–e557. ISSN 10582746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2020.11.017

LÉVIGNE, Christophe, Jérôme GARRET, Pascal BOILEAU, Ghassan ALAMI, Luc FAVARD a Gilles WALCH, 2011. Scapular Notching in Reverse Shoulder Arthroplasty: Is It Important to Avoid It and How? *Clinical Orthopaedics & Related Research* [online]. 469(9), 2512–2520. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:[10.1007/s11999-010-1695-8](https://doi.org/10.1007/s11999-010-1695-8)

LUGO, Roberto, Peter KUNG a C. Benjamin MA, 2008. Shoulder biomechanics. *European Journal of Radiology* [online]. 68(1), 16–24. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2008.02.051

MOORE, Keith L., Anne M. R. AGUR, Arthur F. DALLEY, 2015. *Essential clinical anatomy*. Fifth edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health. ISBN 978-1-4511-8749-6.

NEUMANN, Donald A., 2010. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. 2nd ed. St. Louis, Mo: Mosby/Elsevier. ISBN 978-0-323-03989-5.

PAYNE, Carol, Anju JAGGI, Andre LE LEU, Raffaele GAROFALO a Marco CONTI, 2015. (v) Rehabilitation for shoulder arthroplasty. *Orthopaedics and Trauma* [online]. **29**(5), 313–323. ISSN 18771327. Dostupné z:doi:10.1016/j.morth.2015.09.003

POKORNÝ, David a SOSNA, Antonín, 2007. *Aloplastika ramenního kloubu*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-037-9.

POKORNÝ, David, Antonín SOSNA, Petr FULÍN a Jan ŠTEFAN, 2018. Reverzní náhrada ramenního kloubu - převratná metoda léčby nejtěžších postižení (jedenáctileté zkušenosti v naší klinické praxi). *Medicína & umění*. 2018(2(50)), 13–18. ISSN ISSN 1803-3679.

POKORNÝ, David, Antonín SOSNA, Petr FULÍN, Jan ŠTEFAN, David JAHODA a Ivan LANDOR, 2015. Současné indikační schéma aloplastiky ramena. *Ortopedie : dvouměsíčník pro ortopedy, traumatology a revmatology*. **9**(2), 52–56. ISSN ISSN 1802-1727.

POKORNÝ, David, Petr FULÍN, Jan HEŘT, Ivan LANDOR, Jan ŠTEFAN a Antonín SOSNA, 2021. Reverse Total Shoulder Arthroplasty: 14-Year Clinical Experience with 496 Performed Arthroplasties. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Českoslovaca*. **88**(6), 401–411. ISSN ISSN 0001-5415.

POPA, Theodor, Dănuț Georgel PERJA a László IRSAY, 2020. Recommendations on rehabilitation after shoulder arthroplasty. *Health, Sports & Rehabilitation Medicine* [online]. **21**(2), 104–109. ISSN 26682303, 26682303. Dostupné z: doi:10.26659/pm3.2020.21.2.104

RAZMJOU, Helen, Varda Van OSNABRUGGE, Mark ANUNCIACION, Andrea NUNN, Darren DROSDOWECH, Ania ROSZKOWSKI, Analia SZAFIROWICZ, Dragana BOLJANOVIC, Amy WAINWRIGHT a Diane NAM, 2021. Maximizing Muscle Function in Cuff-Deficient Shoulders: A Rehabilitation Proposal for Reverse Arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Arthroplasty* [online]. **5**, 247154922110233. ISSN 2471-5492, 2471-5492. Dostupné z: doi:10.1177/24715492211023302

REED, Darren, Ian CATHERS, Mark HALAKI a Karen GINN, 2013. Does supraspinatus initiate shoulder abduction? *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **23**(2), 425–429. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:[10.1016/j.jelekin.2012.11.008](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.11.008)

ROACH, Kathryn E., Elly BUDIMAN-MAK, Norwarat SONGSIRIDEJ a Yongsuk LERTRATANAKUL, 1991. Development of a Shoulder Pain and Disability Index. *Arthritis & Rheumatism* [online]. 4(4), 143–149. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1002/art.1790040403>

ROCKWOOD JR, Charles A., Frederick A. MATSEN III., Michael A. WIRTH, Steven B. LIPPITT, Edward V. FEHRINGER a John W. SPERLING, 2017. *Rockwood and Matsen's the shoulder*. Fifth edition. Philadelphia, PA: Elsevier. ISBN 978-0-323-29731-8.

ROMANO, Alfonso Maria, Francesco OLIVA, Guglielmo NASTRUCCI, Pasquale CASILLO, Angelo DI GIUNTA, Massimiliano SUSANNA a Francesco ASCIONE, 2017. Reverse shoulder arthroplasty patient personalized rehabilitation protocol. Preliminary results according to prognostic groups. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal* [online]. 7(2), 263–270. ISSN 2240-4554. Dostupné z: doi:[10.11138/mltj/2017.7.2.263](https://doi.org/10.11138/mltj/2017.7.2.263)

SABESAN, Vani J., Gregory GILOT, Kiran CHATHA, Joel GRUNHUT, Shimron BROWN a Alessia C. LAVIN, 2022. The effect of an early mobilization rehabilitation protocol on outcomes after reverse shoulder arthroplasty. *Seminars in Arthroplasty: JSES* [online]. 32(2), 265–271. ISSN 10454527. Dostupné z: doi:[10.1053/j.sart.2021.09.010](https://doi.org/10.1053/j.sart.2021.09.010)

SABHARWAL, Sanjeeve a Steve BALE, 2021. The biomechanics of reverse shoulder arthroplasty. *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery* [online]. 8(1), 7–12. ISSN 22149635. Dostupné z: doi:[10.1016/j.jajs.2020.12.009](https://doi.org/10.1016/j.jajs.2020.12.009)

SANCHEZ-SOTELO, Joaquin, 2009. Reverse total shoulder arthroplasty. *Clinical Anatomy* [online]. 22(2), 172–182. ISSN 0897-3806, 1098-2353. Dostupné z: doi:[10.1002/ca.20736](https://doi.org/10.1002/ca.20736)

SANCHEZ-SOTELO, Joaquin, 2011. Total shoulder arthroplasty. *The Open Orthopaedics Journal* [online]. 5, 106–114. ISSN 1874-3250. Dostupné z: doi:[10.2174/1874325001105010106](https://doi.org/10.2174/1874325001105010106)

SEITZ, William H., 2005. The Delta Experience ... “Does It Fly”? *Seminars in Arthroplasty* [online]. 16(4), CURRENT CONCEPTS IN JOINT REPLACEMENT, 268–273. ISSN 1045-4527. Dostupné z: doi:[10.1053/j.sart.2005.10.025](https://doi.org/10.1053/j.sart.2005.10.025)

SCHOCH, Bradley S, Joseph J KING, Joseph ZUCKERMAN, Thomas W WRIGHT, Chris ROCHE a Pierre-Henri FLURIN, 2021. Anatomic versus reverse shoulder arthroplasty: a

mid-term follow-up comparison. *Shoulder & Elbow* [online]. **13**(5), 518–526. ISSN 1758-5732, 1758-5740. Dostupné z: doi:10.1177/1758573220921150

SIMOVITCH, Ryan W., Richard J. FRIEDMAN, Emilie V. CHEUNG, Pierre-Henri FLURIN, Thomas WRIGHT, Joseph D. ZUCKERMAN a Christopher ROCHE, 2017. Rate of Improvement in Clinical Outcomes with Anatomic and Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. **99**(21), 1801–1811. ISSN 0021-9355, 1535-1386. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.16.01387

SINGH, Supriya, 2017. A Biomechanical Study Examining The Subacromial Balloon Spacer and Superior Capsular Reconstruction in the Treatment of Massive, Irreparable Rotator Cuff Tears. In: [online]. [vid. 2024-04-21]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/A-Biomechanical-Study-Examining-The-Subacromial-and-Singh/8b90c197484669ac51d74370f239a6c4d64168e7>

SOSNA Antonín, Petr FULÍN, David POKORNÝ, Martin KRBEC a Martin VLČEK, 2024. *Základy ortopedie a traumatologie pohybového aparátu*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7684-290-8

SOSNA, Antonín, Oldřich ČECH a Martin KRBEC, 2005. *Operační přístupy ke skeletu končetin, pánve a páteře*. Vyd. 1. Praha: Triton. ISBN 978-80-7254-640-4.

STECHEL, Annika, Uwe FUHRMANN, Lars IRLLENBUSCH, Olaf ROTT a Ulrich IRLLENBUSCH, 2010. Reversed shoulder arthroplasty in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty: Outcome in 59 patients followed for 2–7 years. *Acta Orthopaedica* [online]. **81**(3), 367–372. ISSN 1745-3674, 1745-3682. Dostupné z: doi:10.3109/17453674.2010.487242

SU, Favian, Prashant NUTHALAPATI, Brian T. FEELEY a Drew A. LANSDOWN, 2023. Outcomes of anatomic and reverse total shoulder arthroplasty in patients over the age of 70: a systematic review. *JSES Reviews, Reports, and Techniques* [online]. **3**(2), 181–188. ISSN 26666391. Dostupné z: doi:10.1016/j.xrtr.2023.02.003

VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšířené a přepracované vyd. Praha: Triton. ISBN 978-80-7254-837-8.

VROTSOU, Kalliopi, Mónica ÁVILA, Mónica MACHÓN, Maider MATEO-ABAD, Yolanda PARDO, Olatz GARIN, Carlos ZAROR, Nerea GONZÁLEZ, Antonio

ESCOBAR a Ricardo CUÉLLAR, 2018. Constant–Murley Score: systematic review and standardized evaluation in different shoulder pathologies. *Quality of Life Research* [online]. **27**(9), 2217–2226. ISSN 0962-9343, 1573-2649. Dostupné z: doi:10.1007/s11136-018-1875-7

WILCOX, Reg B., Linda E ARSLANIAN a Peter J MILLETT, 2005. Rehabilitation Following Total Shoulder Arthroplasty. *J Orthop Sports Phys Ther.* **35**(12).

WOLFF, Aviva L. a Lee ROSENZWEIG, 2017. Anatomical and biomechanical framework for shoulder arthroplasty rehabilitation. *Journal of Hand Therapy* [online]. **30**(2), 167–174. ISSN 08941130. Dostupné z: doi:10.1016/j.jht.2017.05.009

YIAN, Edward H., Aaron J. RAMAPPA, Oernulf ARNEBERG a Christian GERBER, 2005. The constant score in normal shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. **14**(2), 128–133. ISSN 10582746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2004.07.003

7. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

a./aa. – arteria/arteriae

a./v. –arteria/vena

AC – articulatio acromioclavicularis

ADL – Activities of daily living

aROM – active range of motion (aktivní rozsah pohybu)

CSa – absolute Constant score

CSr – relative Constant score

CSS – Constant shoulder score

DM – delayed mobilization

EM – early mobilization

GH – articulation glenohumeralis

HK/HKK – horní končetina/horní končetiny

IGHL – ligamentum glenohumerale inferior

lig./ligg. – ligamentum/ligamenta

m./mm. – musculus/musculi

MGHL – ligamentum glenohumerale medius

n./nn. – nervus/nervi

NRS – numeric rating scale (numerická škála bolesti)

pROM – pasive range of motion (aktivní rozsah pohybu)

RA – revmatoidní artritida

RM – rotátorová manžeta

RK – ramenní kloub

SC – articulatio sternoclavicularis

SGHL – ligamentum glenohumerale superius

SI – sakroiliakální skloubení

SPADI – Shoulder and pain disability index

ROM – range of motion (rozsah pohybu)

8. SEZNAM OBRÁZKŮ, GRAFŮ A TABULEK

Obr. 2.1 Sternoklavikulární kloub (Neumann 2010).....	5
Obr. 2.2 Akromioklavikulární kloub (Neumann 2010)	6
Obr. 2.3 Vlevo – tvar glenoidální jamky, vpravo – naklonění jamky vůči sagitální rovině (Neumann 2010).....	6
Obr. 2.4 Úhel inklinace a retroverze hlavice (Neumann 2010).....	7
Obr. 2.5 Ramenní kloub s kolemkloubními vazy (Neumann 2010).....	8
Obr. 2.6 Laterální pohled vnitřního povrchu pravého ramenního kloubu (Neumann 2010).....	8
Obr. 2.7 Frontální řez ramenním kloubem a znázornění subakromiálního prostoru (Neumann 2010).....	9
Obr. 2.8 Svaly rotátorové manžety a m. deltoideus s jejich začátky a úpony (Moore et al. 2015).....	13
Obr. 2.9 Stabilizující síly RM vůči destabilizujícímu	17
Obr. 2.10 Komponenty reverzní náhrady (Seitz 2005).....	22
Obr. 2.11 Reverzní endoprotéza LimaCorporate SMR, vlevo – humerální komponenta, vpravo – glenoidální komponenta (zdroj vlastní).....	22
Obr. 2.12 Princip reverzní náhrady ramena (Pokorný et al. 2018).....	23
Obr. 2.13 Omartróza (Payne et al. 2015).....	25
Obr. 2.14 Princip cuff tear artropatie (Singh 2017).....	26
Obr. 2.15 Cuff tear artropatie (Stechel 2010)	26
Obr. 2.16 Fraktura proximálního humeru (Stechel 2010)	27
Obr. 2.17 Vlevo – ukotvení metagleny, vpravo – zakloubení obou komponent (zdroj vlastní).....	29
Graf 3.1 Přehled dosažené maximální aktivní flexe.....	48
Graf 3.2 Přehled dosažené maximální pasivní flexe	48
Graf 3.3 Průměrné hodnoty flexe	48
Graf 3.4 Přehled dosažené maximální aktivní abdukce	50
Graf 3.5 Přehled dosažené maximální pasivní abdukce.....	50
Graf 3.6 Průměrné hodnoty abdukce.....	50
Graf 3.7 Přehled dosažené maximální aktivní zevní rotace	52

Graf 3.8 Přehled dosažené maximální pasivní zevní rotace	52
Graf 3.9 Průměrné hodnoty zevní rotace	52
Graf 3.10 Přehled maximálních dosažených hodnot Constantova skóre	54
Graf 3.11 Průměrné hodnoty Constantova skóre	54
Graf 3.12 Přehled naměřených hodnot SPADI v daných obdobích	56
Graf 3.13 Přehled průměrných hodnot SPADI	56
Graf 3.14 Bolest dle NRS při ADL – česání vlasů	57
Graf 3.15 Bolest dle NRS při ADL – sebesycení	58
Graf 3.16 Bolest dle NRS při ADL – oblékání	58
Graf 3.17 Bolest dle NRS při ADL – provádění hygieny	59
Graf 3.18 Bolest dle NRS při ADL – klid/spánek	60
Graf 3.19 Průměrné hodnoty bolesti dle NRS při jednotlivých ADL	61
Graf 3.20 Průměrné hodnoty bolesti dle NRS u jednotlivých pacientů	62
Graf 3.21 Průměrné hodnoty bolesti v jednotlivých časových obdobích	62
Tab. 3.1 Soubor pacientů	42
Tab. 3.2 Přehled dosažených hodnot flexe v jednotlivých časových obdobích	47
Tab. 3.3 Přehled dosažených hodnot abdukce v jednotlivých časových obdobích	49
Tab. 3.4 Přehled dosažených hodnot zevní rotace v jednotlivých časových obdobích	51
Tab. 3.5 Funkční vnitřní rotace dle CSS v jednotlivých časových obdobích	53
Tab. 3.6 Přehled dosažených hodnot v rámci	53
Tab. 3.7 Constantovo skóre relativní	55
Tab. 3.8 Přehled dosažených hodnot SPADI	55
Tab. 3.9 Bolest dle NRS při ADL – česání vlasů	57
Tab. 3.10 Bolest dle NRS při ADL – sebesycení	57
Tab. 3.11 Bolest dle NRS při ADL – oblékání	58
Tab. 3.12 Bolest dle NRS při ADL – provádění hygieny	59
Tab. 3.13 Bolest dle NRS při ADL – klid/spánek	59
Tab. 3.14 Průměrné hodnoty bolesti dle NRS při jednotlivých ADL	60
Tab. 3.15 Průměrné hodnoty bolesti dle NRS u jednotlivých pacientů	61

9. SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Informovaný souhlas pacienta

Příloha 2: Constant shoulder score (CSS)

Příloha 3: Shoulder pain and disability index (SPADI)

Příloha 1: Informovaný souhlas pacienta

Informovaný souhlas pacienta

Název bakalářské práce (dále jen BP): Hodnocení výsledků reverzní endoprotézy ramenního kloubu v průběhu fyzioterapeutické intervence

Stručná anotace BP (shrnutí tématu a průběhu zpracování BP sdělované pacientovi):

Bakalářská práce se bude zabývat funkcí ramenního kloubu po implantaci reverzní endoprotézy v průběhu fyzioterapeutické intervence. Měření vybraných parametrů, jimiž jsou aktivní a pasivní pohyb do flexe, abdukce, vnitřní a vnější rotace v ramenním kloubu, Constant score a stanovení bolesti dle škály VAS při denních aktivitách, se bude provádět 4-6 týdnů po operaci, 3 a 6 měsíců po operaci. Do práce bude zahrnuto 8 pacientů, jejich data budou postupně sesbírána a v závěru statisticky zhodnocena.

Jméno a příjmení pacienta:

Datum narození:

Kazuistika pacienta pod číslem:

- 1) Já, níže podepsaný/á souhlasím s mou účastí v BP, jejíž výsledky budou anonymně zpracovány. Je mi více než 18 let a jsem svéprávný/svéprávná.
- 2) Byl/a jsem podrobně a srozumitelně informován/a o cíli BP a jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Byl mi vysvětlen očekávaný přínos BP.
- 3) Porozuměl/a jsem tomu, že svou účast v BP mohu kdykoliv přerušit či zcela zrušit, aniž by to jakkoliv ovlivnilo průběh mé další léčby. Moje spolupráce při tvorbě BP je dobrovolná.
- 4) Informace získané o mé osobě budou zpracovány a zveřejněny přísně anonymně. Souhlasím s publikováním anonymizovaných dat i jinde než v samotné BP.
- 5) S mou spoluprací při tvorbě BP není spojeno poskytnutí žádné finanční ani jiné odměny.
- 6) Obdržím podepsaný a datem opatřený stejnopis Informovaného souhlasu.

Datum:

Podpis pacienta:

Podpis autora BP:

Príloha 2: Constant shoulder score (CSS)

OUT-PATIENT CLINIC **SHOULDER UNIT**
CONSTANT SCORE

Patient's Details

Operation/Diagnosis: _____ Date: _____
 Side: R L

Examination: Pre-op
 3 months 6 months
 1 year 2 years ___ years

A.- Pain (/15): Average (1 + 2) A

1. Do you have pain in your shoulder (normal activities)?
 No = 15 pts, Mild pain = 10 pts, Moderate = 5 pts, Severe or permanent = 0. _____

2. Linear scale:
 If "0" means no pain and "15" is the maximum pain you can experience, please circle where is the level of pain of your shoulder. (Points given are inverse to the scale. E.g. level 5 in the scale means 10 points)

Level of pain: _____
 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15
 Points: _____
 15 14 13 12 11 10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 0

B.- Activities of daily living (/20) Total (1 + 2 + 3 + 4) B

- Is your occupation or daily living limited by your shoulder?
 No = 4, Moderate limitation = 2, Severe limitation = 0 _____
- Are your leisure and recreational activities limited by your shoulder?
 No = 4, Moderate limitation = 2, Severe limitation = 0 _____
- Is your night sleep disturbed by your shoulder?
 No = 2, Sometimes = 1, Yes = 0 _____
- State to what level you can use your arm for painless, reasonably activities.
 Waist = 2, Xiphoid (sternum) = 4, Neck = 6, Head = 8, Above head = 10 _____

C.- Range of movement (leave this for the doctor or physiotherapist) (/40): Total (1 + 2 + 3 + 4) C

1.- FWD Flexion:	0 - 30	0 pts	2.- Abduction:	0 - 30
_____	31 - 60	2 pts	_____	31 - 60
	61 - 90	4 pts		61 - 90
	91 - 120	6 pts		91 - 120
	121 - 150	8 pts		121 - 150
	> 150	10 pts		> 150
3.- External Rotation:	_____		4.- Internal Rotation: (Dorsum hand to)	_____
Hand behind head & elbow forward	2		Thigh	0
Hand behind head & elbow back	4		Buttock	2
Hand above head & elbow forward	6		SI joint	4
Hand above head & elbow back	8		Waist	6
Full elevation of arm	10		T12	8
			Between shoulder blades	10

D.- Power (/25): Points: average (kg) x 2 = D

First pull: Second pull: Third pull: Fourth pull: Fifth pull:
 Average pulls: _____

TOTAL (/100): A + B + C + D

Příloha 3: Shoulder pain and disability index (SPADI)

SHOULDER PAIN AND DISABILITY INDEX (SPADI)



Please place a mark on the line that best represents your experience during the last week attributable to your shoulder problem.

PAIN SCALE

How severe is your pain?

Circle the number that best describes your pain where: 0 = no pain and 10 = the worst pain imaginable.

At its worst?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
When lying on the involved side?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Reaching for something on a high shelf?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Touching the back of your neck?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Pushing with the involved arm?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

DISABILITY SCALE

How much difficulty do you have?

Circle the number that best describes your experience where: 0 = no difficulty and 10 = so difficult it requires help.

Washing your hair?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Washing your back?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Putting on an undershirt or jumper?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Putting on a shirt that buttons down the front?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Putting on your pants?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Placing an object on a high shelf?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Carrying a heavy object of 10 pounds (4.5 kg)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Removing something from your back pocket?	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10