

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd

**Porovnání svalové aktivity ramenního pletence
u pacientů s víceúlomkovou frakturou proximálního
humeru v závislosti na typu zvolené fixace
(dlaha Philos a hřeb Targon)**

Diplomová práce

Autor: Bc. Magdalena Vančáková

Fyzioterapie

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář

ANOTACE

Název práce v ČJ: Porovnání funkční svalové aktivity ramenního pletence u pacientů s víceúlomkovou frakturou proximálního humeru v závislosti na typu zvolené fixace (dlaha Philos a hřeb Targon)

Název práce v AJ: Comparison of functional shoulder girdle muscle activity of patients with multifragmental humeral fracture in according to chosen type of fixation (splint Philos and Targon nail)

Datum zadání: 2010-03-15

Datum odevzdání: 2011-07-22

Autor práce: Bc. Magdalena Vančáková

Instituce: Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář

Oponent práce: Mgr. Jana Tomsová

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce je porovnat svalovou aktivitu ramenního pletence u pacientů s víceúlomkovou frakturou proximálního humeru v závislosti na typu zvolené fixace (dlaha Philos a hřeb Targon). V teoretické části jsou uvedeny souhrnné poznatky o ramenním pletenci, frakturách proximálního humeru a možném operačním řešení víceúlomkových zlomenin. Ve výzkumné části jsou pak analyzovány dvě skupiny probandů, jedna s dlahou Philos (n=5) a druhá s hřebem Targon (n=2), pomocí kineziologického rozboru a elektromyografického vyšetření.

Abstrakt v AJ:

The aim of diploma is to compare shoulder girdle muscle activity of patients with multifragmental humeral fracture in according to chosen type of fixation (splint Philos and Targon nail). Theoretical part contains the summary informations about shoulder girdle, fractures of proximal humerus and the possibilities of operative solutions of multifragmental fractures. Experimental part includes analyze of two groups of patients, one with splint Philos (n=5), the second one with Targon nail using the kinesiological examination and electromyography.

Klíčová slova v ČJ: ramenní pletenec, víceúlomkové fraktury proximálního humeru, dlaha Philos, hřeb Targon

Klíčová slova v AJ: shoulder girdle, multifragmental fractures of proximal humerus, splint Philos, nail Targon

Počet stran: 81 s., 3 přílohy

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie, Fakulta Zdravotnických věd UP – sekretariát/děkanát

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala zcela samostatně pod odborným vedením
MUDr. Petra Koláře a uvedla veškeré použité odborné a literární zdroje.

V Olomouci dne 22.7.2011

.....

Děkuji MUDr. Petru Kolářovi za odborné vedení, cenné připomínky a zkušenosti z praxe a dále Ing. Janu Pourovi za pomoc se statistickým zpracováním dat.

OBSAH

ÚVOD	9
1 PŘEHLED POZNATKŮ	11
1.1 Ramenní pletenec	11
1.1.1 Struktura kloubních spojení ramenního pletence	11
1.1.2 Svaly ramenního pletence	11
1.1.3 Svaly kolem ramenního kloubu	13
1.1.4 Inervace	14
1.1.5 Biomechanika ramenního pletence	15
1.1.6 Funkční kinematika	15
1.1.6.1 Abdukce	15
1.1.6.2 Flexe	16
1.1.6.3 Rotace	17
1.1.6.4 Skapulohumerální rytmus	17
1.1.6.5 Svalové funkční dvojice	18
1.1.6.6 Svalové smyčky	19
1.1.6.7 Rotátorová manžeta a impingement syndrom	21
1.2 Fraktury proximálního humeru	24
1.2.1 Úvod – incidence, mechanismus vzniku	24
1.2.2 Historie	25
1.2.3 Diagnostika fraktur	27
1.2.4 Klasifikace zlomenin proximálního humeru	27
1.2.5 Terapie	28
1.2.6 Operativní řešení fraktur proximálního humeru	29
1.2.7 Operační postup a přístupy	30
1.2.8 Prognóza	31
1.2.9 Komplikace	31
1.3 Pooperační péče a rehabilitace	31
1.4 Vybrané operační techniky – hřeb Targon a dlahy Philos	33
1.4.1 hřeb Targon PH	33
1.4.1.1 Operační technika	35
1.4.1.2 Pooperační péče	36

1.4.1.3 Dosažené výsledky a zkušenosti s hřebem Targon.....	36
1.4.2 dlahá Philos	38
1.4.2.1 Operační technika.....	39
1.4.2.2 Dosažené výsledky a zkušenosti s dlahou Philos.....	39
1.5 Použité přístrojové vyšetřovací metody – povrchová elektromyografie	40
1.5.1 Základní údaje o povrchové elektromyografii.....	40
1.5.2 Zpracování a hodnocení polyelektromyografického záznamu	41
1.5.3 Faktory ovlivňující elektromyografický signál.....	42
2 CÍLE A HYPOTÉZY	44
2.1 Cíle	44
2.2 Vědecké otázky a hypotézy	44
3 METODIKA	47
3.1 Charakteristika souboru	47
3.2 Kineziologické vyšetření.....	47
3.3 Postup měření.....	47
3.4 Průběh vlastního měření	48
3.5 Zpracování a vyhodnocování elektromyografického záznamu.....	49
3.6 Statistické zpracování dat.....	50
4 VÝSLEDKY	51
4.1 Výsledky k vědecké otázce č.1	51
4.2 Výsledky k vědecké otázce č.2.....	57
4.3. Výsledky k vědecké otázce č.3.....	63
5 DISKUZE.....	68
5.1 Zvolené aktivity a hodnocené svaly.....	71
5.2 Limity měření.....	72
5.3 Porovnání svalové aktivity jednotlivých zkoumaných svalů během pohybu do abdukce, u obou skupin probandů, na zdravé i operované horní končetině.....	72
5.3.1 Musculus deltoideus	72

5.3.2 Musculus supraspinatus	73
5.3.3 Musculus trapezius	73
5.4 Porovnání svalové aktivity jednotlivých zkoumaných svalů během pohybu do kliku, u obou skupin probandů, na zdravé i operované horní končetině.....	73
5.4.1 Musculus deltoideus	74
5.4.2 Musculus triceps brachii	74
5.4.3 Musculus serratus anterior	74
5.5 Porovnání rozsahů pohybů	74
5.6 Celkové zhodnocení	75
ZÁVĚR.....	76
POUŽITÉ ZDROJE	77
PŘÍLOHY	82

ÚVOD

Fraktury proximálního humeru patří mezi jedny z nejčastějších zlomenin, se kterými je možné se potkat. Nejčastější příčinou vzniku jsou nízkoenergetická poranění při pádu na nataženou horní končetinu, a to zejména u starších osob. Druhou možnou příčinou jsou pak úrazy sportovní, které se proto vyskytují spíše u mladších osob. Velká část ze vzniklých fraktur proximálního humeru vyžaduje pouze konzervativní terapii, ovšem některé z nich mají komplikovanější průběh a je nutné je řešit operačně, zejména pokud jde o víceúlomkovou zlomeninu. V rámci operačních technik se během vývoje moderní medicíny používalo mnoho různých materiálů a typů operací, například různé dráty, nitrodřeňové hřeby i dlahy přikládáné zvenku na kost. Měnil se materiál, operační přístup i doba nutné imobilizace. Vzhledem k tomu, že značnou část pacientů vyžadujících operační řešení fraktury proximálního humeru tvoří starší osoby, bylo třeba vytvořit systém, který by mohl být použit i u osob s osteopenickou kostní tkání, s vyloučením sekundárních komplikací. Nejčastějším problémem, který může nastat po operačním zákroku, je uvolnění kovového materiálu, které vede k neúspěšnému hojení kostní tkáně, s rizikem avaskulární nekrózy a také k omezení hybnosti v ramenním plotenci pro iatrogeně vzniklý impingement syndrom. Dalším nárokem pro vytváření nových operačních řešení bylo i zajištění co nejvčasnější stability proximálního humeru, aby nedocházelo v rámci dlouhodobé fixace končetiny v Desaultově obvazu ke srůstům kloubního pouzdra a oslabení svalů ramenního plotence, které jak známo zvláště u starších osob nastává velice rychle.

V současné době se v rámci operačního řešení nejčastěji používá dvou systémů. Prvním je hřeb Targon, který se implantuje do kostní dřeně operačním přístupem v horní části středních vláken musculus deltoideus a zajišťuje se šroubky. Tyto šroubky se používaly i dříve, nyní se zdokonalily a mají uzamykatelný mechanismus, čímž eliminují riziko vyšroubování z hřebu a uvolnění. Do kosti jsou umístěny pod různými úhly tak, aby byla zajištěna fixovaná poloha všech segmentů zlomeniny a zároveň nemohlo dojít k pohybu hřebu uvnitř kosti. Druhou metodou je pak novější dlahy Philos, která se přikládá zvenku na kost. Operační přístup je deltoideopektorální či zepředu ramene skrze přední část musculus deltoideus. Fixace dlahy je taktéž zajištěna uzamykatelnými šroubky, které pod různými úhly přichycují dlahu ke kosti, včetně všech úlomků kosti. Tato dlahy je

speciálně tvarovaná tak, aby svým tvarem odpovídala tvaru proximálního humeru a měla by zajišťovat stabilitu segmentů kosti a tím umožňovat pouze krátkou dobu imobilizace se včasným započatím rehabilitace.

Přesto, že by dlaha Philos měla mít jako nejmodernější operační technika nejlepší výsledky, v klinické praxi tomu tak není. U některých pacientů bylo dosaženo rychlého návratu funkce ramenního pletence, ale u některých docházelo naopak k výsledkům, které lze označit jako neuspokojivé. Proto jsme se rozhodli uskutečnit tuto práci a porovnat dva nejčastěji používané operační přístupy při víceúlomkových frakturách, a s použitím polyelektromyografického a kineziologického vyšetření zjistit, zda nedochází po operaci k výpadku některého ze svalů ramenního pletence, ať už pouze v rámci funkčního útlumu, či celkově iatrogenním poškozením nervového zásobení některého ze svalů ramenního pletence.

Měření, kterého se zúčastnilo celkem sedm osob, proběhlo v Kineziologické laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Všichni probandi byli operováni ve Fakultní nemocnici Olomouc a tamtéž absolvovali i rehabilitační terapii. Naměřená data potom byla zpracována a porovnána, nejprve operovaná strana vůči zdravé a pak i operované strany jednoho a druhého operačního přístupu. Součástí měření bylo i kineziologické vyšetření, zaměřené zejména na rozsahy pohybu ramenního pletence a svalovou sílu. V diskuzi se pak snažíme výsledky těchto porovnání zhodnotit a porovnat i s výsledky ostatních dostupných studií na toto téma.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Ramenní pletenec

1.1.1 Struktura kloubních spojení ramenního pletence

Ramenní pletenec má ze všech kloubů v lidském těle největší možnou pohyblivost. Ta je dána nejen anatomickou stavbou kloubní jamky a hlavice, ale i spoluúčastí ostatních kloubních struktur (skloubení akromioklavikulární a sternoklavikulární), které pak umožňují sdružený pohyb humeru a lopatky. Velký rozsah pohybů je ovšem do jisté míry spojen i se současnou kloubní nestabilitou a zranitelností. Proto je počet zranění tohoto skloubení relativně vysoký, zvláště co se týče luxačních zlomenin a opakujících se luxací, které vznikají po úrazech ramene (Bartoníček, Heřt, 2004).

Ramenní kloub je kloub jednoduchý, kulovitý a volný (artrodia), stýkají se v něm dvě kosti, caput humeri a cavitas glenoidalis scapulae. Významný je i vztah hlavice k okolním kostním strukturám, akromionu a processus coracoideus. Tyto výběžky jsou navzájem propojeny lig. coracoacromiale, a dohromady vytváří tzv. korakoakromiální oblouk. Tato klenba, tvořená částečně kostí a částečně vazivem, slouží pro úpon několika svalů a vazů a několik významných svalů zde také probíhá (m. supraspinatus, m. infraspinatus a caput longum m. bicipitis brachii). Tento anatomický útvar může být vytvořený velice variabilně a je důležitý z hlediska klinického nálezu. Při nesprávném postavení a pohybování vramenním kloubu může být příčinou tzv. impingement syndromu. Nejstabilnější je ramenní kloub v abdukci a mírné elevaci (Bartoníček, Heřt, 2004; Dylevský, 2009).

1.1.2 Svaly ramenního pletence

Musculus trapezius propojuje hlavu s osovým orgánem (obratle, lopatka, klíční kost) a dělí se na tři části s rozdílnou funkcí. Horní (sestupná) vlákna nadzvedávají ramenní pletenec a zamezují tak pokles ramene způsobený vahou horní končetiny, při fixovaném rameni způsobuje extenzi hlavy proti šíji a rotuje ji na opačnou stranu. Střední (horizontální) vlákna vedou od spinálních výběžků obratlů horní hrudní páteře a přitahují mediální okraj lopatky o 2-3 centimetry blíže ke střední čáře a zároveň přitlačují lopatku k hrudníku, současně posouvají rameno dozadu. Dolní (ascendentní) vlákna běží šikmo zezdola a mediálně a tímto směrem táhnou i lopatku a provádí tak jejich depresi. Jako

celek přitlačuje m. trapezius obě lopatky k hrudníku a zpevňuje tak ramenní pletenec při nesení těžšího břemene, působí preventivně proti poklesu horní končetiny vlivem gravitace a odlepení lopatky od hrudníku. Současná kontrakce těchto tří částí táhne lopatku dolů a mediálně, rotuje ji svrchu o 20°, čímž se částečně jako vedlejší sval účastní i abdukce paže. Porucha funkce tohoto svalu ovlivní postavení hlavy, šíje a lopatky a současně i ramenního pletence a celkově osového orgánu. Zároveň se podílí na držení těla, protože je zapojen do několika funkčních řetězců, které propojují segmentovanou osu krční a hrudní páteře s hlavou a horními končetinami (Kapandji, 2007; Véle 2006).

Musculus rhomboideus spojuje dolní krční a horní hrudní páteř s lopatkou, kterou elevuje, rotuje inferiorně a tím se dostává i fossa glenoidalis více inferiorně. Zároveň fixují dolní úhel lopatky na žebrech. Výpadek m. rhomboideus se projevuje odlepením lopatky od hrudníku, zvláště pak jejího dolního úhlu, který se stačí laterálně.

Musculus levator scapulae spojuje krční páteř s lopatkou a má podobnou funkci jako m. rhomboideus. Horní mediální úhel lopatky táhne 2-3 cm nahoru a mediálně (pohyb podobný jako při krčení ramen), účastní se na laterální flexi krční páteře. Zpevňuje ramenní pletenec a je aktivní během nošení předmětu v ruce, jeho úpon proto může být často bolestivý, současně s úpony na krční páteři. Výpadek jeho funkce vede k poklesu ramenního pletence. Taktéž mírně rotuje fossa glenoidalis směrem dolů.

Musculus serratus anterior leží na vnitřní ploše lopatky, rozprostírá se nad posterolaterální plochou hrudníku a spojuje žebra s lopatkou. Je vytvořen ze tří částí, zvedá horní úhel lopatky, současně zabraňuje návratu lopatky zpátky, pokud horní končetina například odtlačuje těžký předmět. Střední část působí antagonisticky proti transverzálním vláknům m. trapezius. Dolní část táhne dolní úhel lopatky laterálně a tím klopí lopatku směrem nahoru a způsobuje tak současné naklopení fossa glenoidalis směrem nahoru. Tím umožňuje provedení abdukce nad horizontálu. Aktivní je hlavně při flexi a abdukci paže a během nošení těžšího předmětu v ruce, pokud je současně paže abdukována více než třicet stupňů. Při poruše funkce tohoto svalu se lopatka odlepuje svou mediální hranou od hrudníku (scapula alata) a vážne abdukce nad horizontálu.

Musculus pectoralis minor spojuje žebra s processus coracoideus. Stahuje ramenní pletenec směrem dolů a tím sklápí i fossa glenoidalis lehce dolů. Provádí depresi ramenního pletence s abdukcí lopatky, dolní úhel posouvá kraniálně.

Musculus subclavius spojuje první žebro s klíčkem. Táhne ho směrem dolů a tím současně celý ramenní pletenec, zároveň přitlačuje střední část klíčku k manubrium sterni a tím zajišťuje dobrý kontakt kloubních ploch ve sterno-kosto-klavikulárním skloubení (Kapandji, 2007; Véle 2006).

Výše uvedené svaly mají vliv na postavení lopatky a kloubní jamky, proto mají význam pro klidové nastavení polohy segmentů v ramenním pletenci a tím i polohy ramene. Svaly ramenního pletence vytváří dvojice, jejichž vzájemné působení umožňuje nejen pohyb lopatky po hrudníku, ale i její fixaci v kterékoli poloze. Pro rotaci lopatky to jsou m. rhomboideus a m. serratus anterior, pro elevaci a depresi m. levator scapulae a m. trapezius – jeho dolní vlákna. Pro předklon a záklon lopatky působí m. pectoralis minor a horní část m. trapezius a ve směru abdukce a addukce to jsou horní a střední část m. serratus anterior a střední část m. trapezius. Společně s ostatními svaly fixují polohu lopatky, potažmo kloubní jamky a tvoří tak při dobré funkci oporu pro hlavici humeru při pohybu paže (Véle, 2006).

1.1.3 Svaly kolem ramenního kloubu

Skupinu svalů souvisejících s ramenním pletencem je možné rozdělit do dvou skupin, a to zevní povrchovou vrstvu (m. deltoideus) a hlubokou vrstvu, tvořenou svaly rotátorové manžety. Úpony těchto svalů zesilují kloubní pouzdro v jeho horní části, manžeta se průběhem dlouhé hlavy bicepsu dělí na laterální část, která je zevně rotační a mediální část, vnitřně rotační. Z mechanického hlediska je nejvíce namáhanou částí celé rotátorové manžety šlacha m. supraspinatus, a to asi 1, 5 centimetru od úponu na tuberculum majus. Během abdukce dochází v tomto místě ke stlačení šlachy mezi tuberculum majus humeru a anterolaterálním okrajem akromionu (Bartoníček, Heřt, 2004).

Musculus deltoideus spojuje klíční kost s lopatkou a humerem, je tvořen ze sedmi funkčních komponent, anteriorní (klavikulární) skupinu tvoří dvě komponenty, střední (akromiální) pouze jedna komponenta a zadní (spinální) je tvořena čtyřmi komponentami. Přední část provádí flexi paže, aktivní je i při horizontální addukci, antevertzi ramene, abdukci a vnitřní rotaci paže. Střední část abdukuje paži. Zadní část se účastní na horizontální extenzi paže, podporuje extenzi a zevní rotaci. Tonus tohoto svalu je důležitý

pro udržení hlavice glenoidálního kloubu v jamce a současně pro stabilizaci ramenního kloubu. Při paréze je problematický pohyb do abdukce nad devadesát stupňů a současně hrozí subluxace tohoto kloubu (Kapandji, 2007; Véle 2006).

Musculus supraspinatus spojuje lopatku s humerem, jeho hlavní funkcí je abdukce paže do 90°, dále pomáhá během pohybu paže do horizontální abdukce.

Musculus infraspinatus a **musculus teres minor** spojují lopatku s humerem, provádí pohyb do zevní rotace a účastní se horizontální extenze.

Musculus teres major spojuje lopatku s přední plochou humeru, provádí extenzi, horizontální extenzi, addukci a vnitřní rotaci paže.

Musculus latissimus dorsi spojuje hrudní páteř (od obratlů Th 9 až po Th 12) s lopatkou a humerem. Účastní se extenze, horizontální extenze, addukce a zevní rotace paže.

Musculus pectoralis major se skládá ze tří komponent: pars clavicularis se podílí na flexi a horizontální flexi, addukci a vnitřní rotaci paže, pars sternocostalis a abdominalis pak provádí extenzi, addukci a horizontální flexi a částečně se též účastní vnitřní rotace paže.

Musculus subscapularis spojuje lopatku s humerem, působí jako vnitřní rotátor paže, podílí se také na flexi, abdukci, addukci a horizontální flexi paže.

Musculus coracobrachialis spojuje lopatku s humerem. Jeho hlavním pohybem je horizontální flexe, účastní se i flexe, addukce a obou rotací paže (Kapandji, 2007; Véle 2006).

1.1.4 Inervace

Ramenní kloub i okolní svaly jsou zásobeny nervy z plexus brachialis.

Nervus suprascapularis je tvořen ze suprascapulární části plexu, podél musculus omohyoideus se dostává do incisura scapulae pod ligamentum transversum scapulae superius a dále do fossa supraspinata, kde odstupují větvíčky inervující stejnojmenný sval. Pod tímto svalem probíhá nerv téměř kolmo a taktéž zde má určitý vztah k zadní ploše hlavice, čímž může v tomto místě snadno dojít k poranění při luxacích či luxačních zlomeninách, popřípadě iatrogeně během operací v oblasti ramene. Dále nerv probíhá po dorsální straně lopatky, rozděluje se do několika větvíček a zásobuje tak m. infraspinatus. Tím se vyčerpává.

Nervus axillaris vychází z posteriorního fascikulu infraakromiální části plexu, prochází foramen humerotricipitale, obkružuje collum chirurgicum, kde zároveň vysílá větev pro inervaci musculus teres minor, dále pokračuje mezi zevní plochou chirurgického krčku a vnitřní plochou m. deltoideus, větví se na tři až čtyři části a tento sval inervuje. K poranění tohoto nervu může docházet například při operačním řešení zlomenin chirurgického krčku s deltoideopektorálním přístupem, nebo při Neerově chirurgickém přístupu, tj. podélném rozčísnutí snopců m. deltoideus, bezpečná zóna se udává maximálně 3-5centimetrů distálně od laterálního okraje akromionu (Bartoníček, Heřt, 2004).

1.1.5 Biomechanika ramenního pletence

Na celý systém ramenního pletence působí dvě opačně orientované síly, které dokáže ve fyziologickém rozsahu plně absorbovat. První z nich je zátěž tahová, která se přenáší hlavně do sternoklavikulárního skloubení. Zároveň taktéž působí na kloubní pouzdro tohoto kloubu a tím dochází reflexně k aktivaci musculus pectoralis minor a musculus trapezius. Druhou je pak transmise tlakové zátěže, která obvykle směřuje spíše do fossa glenoidalis, odkud se přes lopatku a vazy lopatky přenáší na hrudník a horní žebra. Tyto transmise proto hrají důležitou roli pro mechanismus jednotlivých zranění, jak ramenního pletence, tak i horních partií hrudníku (Whiting, Zernicke, 2008).

1.1.6 Funkční kinematika

Primární mobilitu ramenního kloubu zajišťuje připojení pletence k osovému orgánu, odehrává se v jediném skloubení, a to sternoklavikulárním. Sekundární mobilita je pak daná vlastnostmi glenohumerálního kloubu, jakožto kloubu volného, kulovitého (Dylevský, 2009).

1.1.6.1 Abdukce

Tento pohyb se dle Kapandjiho (2007) uměle dělí do tří jednotlivých fází, které se ale navzájem prolínají a u každého jedince se mohou nacházet individuální rozdíly i ve fyziologickém provedení, proto je toto dělení čistě schematické, nicméně důležité pro znalost kinematiky tohoto pohybu.

Svaly zahrnuté do první fáze (0-60°) jsou hlavně m. deltoideus a m. supraspinatus, které utváří funkční dvojici na úrovni glenohumerálního kloubu, kde se abdukční pohyb

začíná. První fáze končí před dosažením 90°, ve chvíli, kdy tuberculus majus humeru naráží na margo superior fossa glenoidalis a tím se glenohumerální kloub jakoby uzamyká. Laterální rotace a lehká flexe humeru přesunuje (posouvá) tuberculus majus posteriorně a tím opozdí tento mechanický blok. Tím se abdukce kombinuje s asi 30° flexí a správný fyziologický pohyb se pak odehrává v rovině tvořené plochou lopatky.

Ve chvíli, kdy se glenohumerální kloub uzamkne, může pohyb pokračovat pouze s účastí celého ramenního pletence. Nastává druhá fáze abdukce (60-120°). Pohyb se skládá z rotace lopatky dolním úhlem zevně, což způsobí posun fossa glenoidalis více superiorně, rozsah tohoto pohybu je asi 60°. Druhým pohybem je axiální rotace mechanicky provázaných sternoklavikulárního a akromioklavikulárního kloubu, v každém z nich je tento pohyb v rozsahu asi 30°. Svaly zahrnuté do této fáze jsou m. trapezius a m. serrator anterior. Tyto svaly tvoří funkční pár pro provedení abdukce v této fázi, a to na úrovni skapulo-thorakálního skloubení. Pohyb se zastavuje okolo 150° abdukce, kdy končí rotace lopatky a vzroste tah protažených adduktorů (m. latissimus dorsi a m. pectoralis major).

Aby horní končetina mohla dosáhnout plné abdukce (do vertikální pozice), je pro třetí fázi (120-180°) důležitý pohyb páteře. Pokud je abdukována pouze jedna paže, dochází k laterální flexi trupu (páteře) na opačnou stranu, kterou zajišťují kontralaterální spinální svaly. Při abdukci obou paží za sebou, mohou být obě maximálně abdukovány pouze za současné maximální flexe. Pro dosažení vertikální pozice je nutné a je jí dosaženo aktivací paravertebrálních svalů (Kapandji, 2007).

Véle (2006) dělí abdukci na čtyři fáze, kdy během první fáze na začátku abdukce do 45° zajišťuje pohyb hlavně m. supraspinatus a méně pak m. deltoideus, který ale v průběhu pohybu postupně jeho aktivitu přebírá a od 45° do 90° již je hlavním abduktorem. Během třetí fáze (90-150°) se dále abdukce účastní svaly ramenního pletence, především m. trapezius a m. serratus anterior. Konečná, čtvrtá fáze (do 180°) se odehrává za účasti trupového svalstva a jejich dlouhých smyček, což vede k hyperlordóze bederní páteře a úklonu trupu na opačnou stranu (Véle, 2006).

1.1.6.2 Flexe

Pohyb do flexe se opět dělí do několika fází. V první fázi, která je asi do 60°, se aktivuje zejména přední část m. deltoideus, m. coracobrachialis a klavikulární část m.

pectoralis. Svaly, které tento pohyb brzdí, jsou m. teres major et minor a m. infraspinatus. Tato fáze je omezena dvěma faktory, prvním z nich jsou výše zmíněné svaly, které brzdí a protahují se, druhým pak tah vytvořená korakohumerálním vazem. Během druhé a třetí fáze (60-90° až 90-120°) se přidává m. trapezius a m. serratus anterior a ze svalů, které pohyb brzdí pak m. latissimus dorsi a kostosternální část m. pectoralis major. Dochází k rotaci lopatky, fossa glenoidalis se tak sklápí dopředu a směrem nahoru a zároveň se rotuje klíček podél své axiální osy. Ve čtvrté fázi (120-180°) se přidávají svaly trupu. Ve chvíli, kdy je vyčerpán pohyb ve všech kloubech ramenního pletence, dochází současně s pohybem do flexe i k úklonu trupu a zvětšení lordózy bederní páteře (Kapandji, 2007; Véle, 2006).

1.1.6.3 Rotace

Vnitřní rotaci působí m. teres major, m. subscapularis, m. pectoralis major a m. latissimus dorsi. Zevní rotaci zajišťují m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. teres minor. Během rotací se pohybuje i lopatka, její vnitřní rotaci zajišťuje m. serratus anterior a m. pectoralis minor, zevní rotaci pak m. rhomboidei a m. trapezius (Kapandji, 2007; Véle 2006).

1.1.6.4 Skapulohumerální rytmus

Většina celkového pohybu paže vůči trupu se odehrává v glenohumerálním skloubení, ovšem ani tento poměrně velký rozsah pohybů by nebyl v některých případech dostatečný, navíc by nebyla zajištěna dostatečná stabilita v krajních polohách. Čistě tvar kloubních ploch a vazivový aparát by nebyl pro pohyb dostatečný, proto je stabilita zajištěna i dalším způsobem, a to existencí skapulohumerálního rytmu. Při abdukci, respektive elevaci paže dochází současně k rotaci lopatky po stěně hrudní, a to tak, že její laterální úhel nesoucí kloubní jamku se stačí kraniomediálně, čímž dochází k postupnému naklonění kloubní jamky více k horizontální ose.

Prvních 30 stupňů abdukce se odehrává pouze v glenohumerálním kloubu, mezi 30-ti a 170-ti stupni připadá na každých 10 stupňů v glenohumerálním kloubu i 5° v kloubu ve spojení thorakoskapulárním. Z celkového rozsahu připadá asi 120° pohybu na kloub ramenní a zbylých 60° se odehrává mezi lopatkou a hrudníkem.

Po dosažení maximální elevace je nutná zevní rotace humeru. Pohybem lopatky je zajištěna lepší stabilita glenohumerálního kloubu, protože díky posunu lopatky a tudíž fossa

glenoidalis horizontálněji mohou působit tlakové síly působit co nejvíce kolmo k jejímu povrchu. To zároveň ulehčuje práci kolemkloubním svalům. Rotační pohyb lopatky se odehrává díky současnému pohybu ve sternoklavikulárním a akromioklavikulárním skloubení, tyto klouby limitují celkový rozsah pohybu lopatky (Bartoníček, Heřt, 2004).

Při abdukci paže do horizontály je spojeno každých 10° pohybu v ramenním kloubu spojeno asi se 4° elevace laterálního klíčku, která se odehrává ve sternoklavikulárním skloubení. Při dosažení horizontály je tedy klíček rotován přibližně o 36° a jeho další pohyb je omezen napětím ligamentum costoclaviculare. Zbývající rotace lopatky nad horizontálou je tedy spojeno s pohybem vůči klíční kosti v akromioklavikulárním skloubení. Během toho se napíná ligamentum coracoclaviculare a tím dochází k rotaci klíčku kolem jeho podélné osy. Celkový rozsah rotace nutné k plné elevaci je asi 45-55°, proto jakékoli omezení pohyblivosti v akromioklavikulárním či sternoklavikulárním skloubení vede ke snížení rozsahu elevace paže či jinému kompenzačnímu mechanismu (Bartoníček, Heřt, 2004).

1.1.6.5 Svalové funkční dvojice

Svaly rotátorové manžety fungují během elevace v párové koaktivaci s m. deltoideus, aby byl humerus dostatečně rovnoměrně přitlačován během pohybu do fossa glenoidalis. Síla elevace spolu s aktivním tahem směrem dovnitř a dolů způsobeným svaly rotátorové manžety, zajišťují svalovou koaktivaci, nutnou pro elevaci horní končetiny. Pokud je končetina volně vedle těla, směr síly m. deltoideus je nahoru a zevně vzhledem k humeru, zatímco síla m. infraspinatus, m. teres minor a m. subscapularis směřuje dolů a do vnitřní rotace. Aktivita m. deltoideus, která působí pod bodem otáčení, je opačná než síla těchto tří rotátorů, působících nad bodem otáčení a vytváří tak výkonnou dvojici sil.

Pokud dojde k výpadku funkce samotného m. supraspinatus, jestliže je rameno bez výrazné bolestivosti, vyvolává značnou ztrátu síly při větších rozsazích pohybu abdukce. Při kompletní ztrátě funkce m. deltoideus může rotátorová manžeta vytvořit abdukci paže až do padesáti procent normální síly tohoto svalu, obě složky jsou tedy zodpovědné za produkci točivého momentu síly kolem ramenního kloubu ve funkční rovině pohybu.

Dalším příkladem dvojice sil, je kombinovaný společný pohyb všech tří částí m. trapezius a m. serratus anterior. Tyto dva svaly vytváří funkční dvojici sil, kdy dochází k rotaci fossa glenoidalis směrem nahoru, a to tahem skapuly anteriorně, laterálně a nahoru.

Dlouhá hlava m. biceps brachii taktéž pomáhá táhnout hlavici humeru směrem dolů díky tomu, že šlacha funguje jako kladka okolo proximálního konce humeru. Pokud je paže zevně rotovaná, takže se rýha pro m. biceps brachii stáčí laterálně, pracuje dlouhá hlava tohoto svalu jako kladka a napomáhá paži do abdukce.

Pokud dochází k výpadku funkce svalů, je nutné si uvědomit funkci svalů rotátorové manžety při řízení pohybu v rameni. Pokud je prováděno vyšetření pasivního rozsahu pohybu v tomto kloubu, je třeba během pohybu tlačit hlavici dolů během flexe a abdukce. Není-li tak učiněno, subakromiální tkáně mohou být vystaveny opakovaným traumatům. To může vysvětlovat začátek syndromu bolestivého ramene u těchto pacientů během zpětného pohybu do extenze (Hertling, Kessler, 2006).

1.1.6.6 Svalové smyčky

Svalová smyčka je tvořena dvěma svaly, které se upínají na vzdálenějších koncích od sebe na pevný bod (*punctum fixum*) a vprostřed na bod pohyblivý (*punctum mobile*), jehož pohyb je vyvažován tahem obou svalů. Svaly v této smyčce působí na vymezený segment a mohou jej fixovat, či naopak jím cíleně pohybovat v žádaném směru ve směru tahu svalů.

Svalový řetězec vzniká na základě vzájemné fyzikální i funkční vazby několika svalů či svalových smyček. Propojeny jsou mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami a vytváří tak samostatný útvar daného řetězce, jehož funkce je řízena z centrální nervové soustavy. Na pohybu se může podílet více jednotlivých řetězců, a tím vzrůstá adaptabilita a flexibilita pohybové soustavy jako celku. Články v jednotlivých řetězcích se zapojují sekvenčně podle předem naprogramovaného časového rozvrhu, a tím se pohyb jednotlivých svalů koordinuje, pohyb se zpřesňuje a stává se energeticky výhodnější (Véle, 2006).

Řízení činnosti svalových řetězců

Funkci těchto řetězců lze analyzovat klinicky či pomocí elektromyografie. Během běžných denních aktivit se tyto funkčně a fyziologicky propojené svaly aktivují v rámci řetězců a nikoli izolovaně. Proto soustředění se na jeden sval a jeho funkci danou úpony může být zkreslující, protože nebere v úvahu tyto smyčky a součinnost okolních svalů v průběhu provádění tohoto pohybu. Přesto mají tyto data značný orientační význam (Véle, 2006).

Řetězce mezi trupem a lopatkou

Tyto smyčky zahrnují spojení mezi relativně pohyblivou lopatkou a dvěma relativně pevnými body, žebry na hrudníku a obratli páteře. Mezi lopatkou a trupem tak můžeme rozlišit celkem čtyři smyčky, které vytváří „dynamický závěs lopatky“, který zajišťuje ve všech pozicích i během pohybu stabilitu lopatky a tím i paže, která se o ní během pohybu opírá. Činnost každé smyčky lze analyzovat odděleně, ale ve výsledku působí během pohybu či fixace lopatky společně dohromady. Při poruše rovnováhy těchto smyček se mění výchozí postavení ramenního pletence, které může být zdrojem potíží v této oblasti a může vést k asymetrickému opotřebením kloubních chrupavek. Současně s níže uvedenými smyčkami působí také zevní rotátory, které obklopují ramenní kloub (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor) (Véle, 2006).

Řetězce mezi ramenním pletencem a trupem

První z těchto řetězců vede od přední strany hrudníku přes m. pectoralis major na humerus a dále přes m. latissimus dorsi na zadní stranu hrudníku (Véle, 2006).

Další řetězec slouží ke zpevnění ramenního pletence a jde od hrudníku přes klíční kost, přední část m. deltoideus na humerus a odtud přes zadní část m. deltoideus na lopatku a přes svaly lopatkových smyček popsaných výše na hrudník. Tento řetězec ovlivňuje vztahy mezi klíční kostí a lopatkou a spolupracuje s okolními smyčkami. Aktivní je především během abdukce, flexe, extenze a vzpažení horní končetiny. Je možné jej aktivovat i během pronace v radioulnárním skloubení, nikoli však při supinaci a během flexe v loketním kloubu. Při přenosu menšího břemene se m. deltoideus výrazně nezapojuje, zátěž je především na ligamentech korakohumerálním a korakoklavikulárním, které připojují paži k pletenci (Véle, 2006).

Dalším řetězcem je řetězec otevřený, který vede od paže přes ramenní pletenec zpět na paži a předloktí. Zahrnuje m. supraspinatus, vedoucí od lopatky na humerus, následně m. biceps brachii vedoucí na předloktí, dále m. coracobrachialis, který také vede od lopatky na humerus a m. triceps brachii, který spojuje humerus s předloktím. M. supraspinatus pomáhá středním vláknům m. deltoideus a fixuje hlavici humeru v jamce. Pokud se hlava rotuje, dochází ke zvýšené aktivitě tohoto svalu kontralaterálně,

dále je aktivní během rozevírání a svírání dlani v pěst. M. coracobraccialis svým spojením odlehčuje ramennímu kloubu a navrácí paži z různých postavení zpět do postavení výchozího. Tento řetězec vytváří funkční spojení mezi ramenním pletencem a předloktím (Véle, 2006).

Uzavřený řetězec zahrnuje smyčku vedoucí od lopatky přes m. deltoideus na humerus a přes m. brachialis na ulnu. Další smyčky mají vždy jeden sval, patří sem smyčka pro flexi a supinaci m. biceps brachii spojující lopatku a radius, dále m. triceps brachii spojující lopatku a ulnu v rámci extenze. Dále pak smyčka, která propojuje díky m. triceps brachii humerus a ulnu a je opět extenční a m. brachioradialis propojuje humerus a radius, působí flekčně (Véle, 2006).

1.1.6.7 Rotátorová manžeta a impingement syndrom

Rotátorová manžeta, respektive svaly, které jí tvoří, mají zásadní vliv na kineziologii ramenního pletence. Zajišťují dobrou dynamickou stabilitu ramenního pletence, a to v kraniokaudálním i ventrodorzálním směru. Podílí se až 80% na zevní rotaci (m. teres minor, m. infraspinatus) a z 30-50% na abdukci (m. supraspinatus - i do diskuze). Stabilizace se účastní hlavně zevní rotátory, které během elevace horní končetiny působí tahem dolů (deprese) na hlavici humeru a tím při správném zapojení zabraňují vzniku impingement syndromu (David et al., 2000).

Nejčastější problémy v oblasti ramenního pletence a dysfunkce proximální horní končetiny jsou spojovány s patologickými změnami rotátorové manžety. Změny a vzniklé následky mohou být spojeny s impingement syndromem nebo mikrotraumaty v manžetě, které mohou souviset se zrychleným stárnutím tkání. Ramenní impingement syndrom je charakterizován jako opakované mikrotrauma struktur obsažených v oblasti ramenního pletence, například subakromiální burzy. Ke vzniku tohoto subakromiálního typu impingement syndromu mohou přispívat některé dále zmíněné faktory. Ze strukturálních je to abnormální tvar akromionu či ztenčení šlach, které může vzniknout i iatrogeně právě na podkladě nepřesně umístěné fixace proximálního humeru kovovým materiálem. Funkčními faktory může být oslabení rotátorové manžety, poškozený stereotyp skapulohumerálního rytmu či přílišné kapsulární napětí (Kasman, 1998).

Dle Neera se dělí tři stádia impingementu rotátorové manžety. První stádium je reverzibilní proces, objevuje se edém a hemoragie. Nejčastěji se nalézá u mladých sportovců. Klinicky je možné nalézt palpačně citlivost struktur v okolí akromionu, bolestivý oblouk při abdukci mezi 60-120°. Bolest se objevuje v noci nebo během odporovaných aktivit v běžném denním životě. Ve druhém stadiu se díky opakování stejných mechanických podnětů objevují zánětlivé změny na šlachách, dochází k fibrotizaci měkkých tkání. V této chvíli se změny stávají nezvratné, typické je toto období pro osoby středního věku, kteří si stěžují na vracející se bolest během denních aktivit a v noci. Mají lehké až střední omezení rozsahu pohybu v ramenním pletenci. Třetí fáze se většinou týká starších osob, s částečným či kompletním poškozením rotátorové manžety a případně i šlachy m. biceps brachii. Klinicky se objevuje bolestivost v oblasti ramenního oblouku během excentrického pohybu z abdukce, nejvíce v rozmezí mezi 120-70°, je možné palpat krepitus v subakromiální oblasti, objevuje se svalová slabost, hlavně zevních rotátorů (Kasman, 1998).

Příznaky impingement syndromu se mohou projevovat také jako nestabilní rameno, spojené s laxicitou kloubních vazů a slabostí svalů rotátorové manžety. Přední nestability jsou spojeny s oslabením m. subscapularis, m. pectoralis major, m. coracobrachialis a dlouhou hlavou m. biceps brachii. Se zadní nestabilitou jsou naopak spojeny m. infraspinatus, m. teres minor a zadní část m. deltoideus. U některých pacientů se může nestabilita projevit i ve více směrech zároveň či jako dolní nestabilita až subluxece, dávají se do souvislosti s oslabením m. deltoideus a m. supraspinatus (Kasman, 1998).

Ramenní impingement syndrom a instability spojené s glenohumerálním skloubením má taktéž vztah k oslabeným svalům lopatky. M. serratus anterior, m. trapezius, m. levator scapulae a m. pectoralis minor jsou primárními stabilizátory lopatky během pohybu v glenohumerálním skloubení. Inkoordinace svalové síly mezi jednotlivými svaly lopatky vede k bolestivosti glenohumerálního skloubení a dysfunkci ramenního kloubu. Bolest v této oblasti je často doprovázena hyperaktivitou horních stabilizátorů lopatky (horní a střední část m. trapezius, m. pectoralis minor a případně i mm. rhomboidei) a naopak sníženou aktivitou dolních stabilizátorů lopatky (dolní část m. trapezius, m.

serratus anterior). Zvýšená aktivita horních fixátorů zároveň působí tahem na struktury krční páteře. Inkoordinovaná aktivita svalů kolem lopatky tak může vést k posturálním dysfunkcím a kompresi struktur anteriorní části hrudníku. Klinicky se může projevit jako zhoršené dýchání či thoracic outlet syndrom. Opakovaná zátěž spojená s posturálními abnormalitami, zkrácením či naopak patologickým protažením měkkých tkání, oslabení svalové síly a nekoordinované pohyby v ramenním pletenci se navzájem ovlivňují a zhoršují celkové problémy v rameni (Kasman, 1998).

Pohyb v ramenním pletenci je výsledkem koordinace komplexních kinetických vztahů. Je očividné, že impingement syndrom, instabilita a periskapulární bolestivý syndrom (zmrzlé rameno) jsou spojeny se svalovou nerovnováhou v ramenním pletenci. Monitorování ramenního pletence pomocí SEMG je v rámci kliniky poněkud náročné, je těžké izolovat svalovou aktivitu každého z přítomných svalů zvlášť tak, aby mezi nimi nedocházelo k překrývání signálů. Přesto se povrchová elektromyografie ukázala být vysoce efektivním a neinvazivním nástrojem pro studium funkční svalové kontroly (David et al., 2000, Kasman, 1998).

1.2 Fraktury proximálního humeru

1.2.1 Úvod – incidence, mechanismus vzniku

Celková incidence fraktur proximálního humeru tvoří asi 4-5% ze všech zlomenin (Whiting, Zernicke, 2008). Někteří autoři uvádějí, že toto zranění může dosahovat dokonce až 7% všech zlomenin. Dvakrát až třikrát častěji se vyskytuje u žen, a to hlavně ve věkové kategorii nad 60 let. S přibývajícím věkem pak riziko těchto zlomenin stoupá, dává se do souvislosti s rozvojem osteoporózy (Costan, Ashwood, 2008).

Costan a Ashwood (2008) uvádí, že až 75% těchto zlomenin je nedislokovaných a mohou být léčeny konzervativně. Zbýlých 25% pak vyžaduje operační zásah, který vychází hlavně z mechanismu vzniku úrazu a kvality kostní tkáně daného jedince. Léčba těchto zlomenin nebývá snadná, špatné hojení dislokované hlavičky může vést například k avaskulární nekróze, pseudoartróze, nebo ke značnému omezení hybnosti a rozsahu pohybu ramenního pletence. U některých pacientů tak může zanechat trvalé následky v podobě omezení pohyblivosti kloubu a tím snížení funkční schopnosti dané končetiny (Costan, Ashwood, 2008).

Mechanismem vzniku zlomeniny proximálního humeru bývají nejčastěji nepřímá nízkooenergetická zranění, jednoduché pády na nataženou horní končetinu, či příměji na loket. U zlomenin proximálního humeru dochází častěji k tříštivým zlomeninám než u jiných zlomenin. Dalším možným typem vzniku těchto fraktur jsou pak vysokoenergetická zranění, která doprovází nejčastěji automobilové nehody a sportovní úrazy (snowboard, lyže, cyklistika, motorka). K těmto zraněním pak dochází častěji u mladších osob, většinou vedou k roztržení kosti a současnému roztržení okolních měkkých tkání. Dále je možné do této kategorie zařadit i úrazy vzniklé jako námahová zlomenina u sportovců, kteří používají silový vrh či hod – overhead aktivitu (např. baseball, oštěp) (Whiting, Zernicke, 2008).

Charakter zlomeniny závisí na velikosti, lokaci a směru působících sil se segmentálním pohybem určeným akcí svalů v této oblasti. Například pokud se zlomenina objeví blíže k místu úponu m. pectoralis major, proximální segment je abdukován a vnitřně

rotován rotátorovou manžetou. Jestliže je místo zlomeniny umístěno mezi úpony m. pectoralis major a m. deltoideus, distální segment je abdukován činností m. deltoideus, zatímco proximální segment je tažen mediálně díky aktivitě m. pectoralis major a m. latissimus dorsi a m. teres major (Whiting, Zernicke, 2008).

Dislokace jednotlivých fragmentů, která při zlomeninách často vzniká, je zapříčiněna hlavně tahem kolemkloubních svalů a jejich úponových částí. Z funkčního hlediska je pak důležité nejen samotné kloubní spojení, ale i jeho souvislost s funkcí celé horní končetiny, kdy nastavení ruky pro manipulaci a úchopy je mnohem efektivnější při dobrém nastavení loketního kloubu a ramenního pletence. Naopak při omezení kloubních rozsahů se stává méně efektivní a je nutné použít náhradních, ne tak výhodných mechanismů (Hamill, Knutzen, 2009).

1.2.2 Historie

Zlomeniny proximálního humeru patří společně se zlomeninami krčku a zápěstí k poměrně častým zraněním. Léčení těchto zlomenin bylo vždy komplikované a nezdárka po něm zůstávaly významné následky v podobě ztráty plné funkčnosti končetiny. Způsob zacházení s tímto poraněním se vyvíjel od časných metod léčby, které dříve představovaly hlavně trakce, manipulace a závěsné sádky. První záznam o vnitřní (otevřené) fixaci pochází z roku 1770 z Francie, běžnějším postupem se operační řešení zlomenin proximálního humeru stává s pracemi Lambotta v Belgii a Lanea ve Velké Británii. Od těchto dob se používalo mnoho rozdílných typů fixace, včetně různých typů dlah, šroubů, nitrodřeňových i retrográdních hřebů, sponek, cerkláží či zevních fixátorů (Costan, Ashwood, 2008).

První metodou, která byla používána, byla otevřená repozice a osteosyntéza pomocí tažných kliček. Značnou nevýhodu představovala dlouhá doba potřebné fixace, která neumožňovala včasné zahájení rehabilitace. V roce 1970 AO Manual doporučuje interní fixace pevnou fixaci při zlomenině proximálního humeru dlahou a šrouby. Ve stejném roce vzniká Neerova klasifikace zlomenin, Neer také obhajuje použití menší fixace, aby bylo možné lépe předcházet poranění cév, které zásobují hlavici humeru. V průběhu 70. let se pak začaly používat speciální T-dlahy se šrouby, kdy osteosyntéza splňovala podmínky

dostatečné stability, ale nebyla dostačující pro starší pacienty s osteoporotickým stavem kostí. V roce 1979 byla publikována metoda neanatomické rekonstrukce profesorem Čechem, která zahrnovala i rekonstrukci rotátorové manžety a používala se hlavně tam, kde u tříštivých zlomenin nebyla možná anatomická rekonstrukce a stabilní osteosyntéza (Nestrojil, 2008).

Na přelomu 20. a 21. století začala éra tzv. úhlově stabilních implantátů. Tato metoda přinesla revoluční změnu nejprve v operační terapii diafyzárních zlomenin a následně i v terapii metafyzárních zlomenin. Základním principem úhlově stabilních dlah je fixace hlavice šroubu ve dlaze pomocí závitu, a tím je zaručena tzv. úhlová stabilita, která brání mikropohybům a uvolnění šroubů. Klasické dlahy mají otvory pro šrouby zahlobené a hlavice šroubů jsou oblé, proto při zátěži dochází k mikropohybům šroubů v různých směrech, a tím i k jejich uvolnění. Rozdíly v konstrukci dlah a tzv. uzamykatelnost šroubů ve dlaze jsou patrné zejména u pacientů s osteoporotickými změnami kostí, kdy úhlově stabilní implantáty vykazují výrazně lepší stabilitu, což v případě zlomenin proximálního humeru umožní časnou rehabilitaci i u starších pacientů (Nestrojil, 2008).

Ruku v ruce s vývojem úhlově stabilních dlah pro zlomeniny proximálního humeru šel vývoj nitrodřeňové osteosyntézy s úhlově stabilními zajišťovacími prvky, šrouby a plošnými vrtulkami. U osteosyntézy proximálními humerálními hřebíky jsou úhlově stabilní zajišťovací šrouby zaváděny v různých rovinách přes oba hrboly a dále do hlavice humeru. Další nitrodřeňové implantáty se zajišťují do hlavice humeru pomocí „velkoplošné“ vrtulky, která je výhodná zejména u osteosyntéz v osteoporotickém terénu. (Nestrojil, 2008)

S rozvojem technických možností současné medicíny došlo ke zlepšení vyšetřovacích metod a tím i diagnostiky a klasifikace jednotlivých typů zlomenin. Současně také došlo k rozvoji moderních metod osteosyntézy. Tím se zlepšila kvalita léčby i dosažené výsledky, včetně menšího omezení funkčních schopností dané končetiny. Pokrokem zde byl i rozvoj a používání úhlově stabilních dlah a nitrodřeňových hřebů s úhlovou fixací, které umožňují zkrácení nutné doby imobilizace končetiny a včasější zahájení rehabilitace. Součástí terapie pak zůstává doléčování pomocí ortéz a samozřejmě včasná a kvalitní rehabilitace (Costan, Ashwood, 2008).

1.2.3 diagnostika fraktur

Z hlediska klinické diagnostiky dochází ke změně postavení končetiny, antalgickému držení, pacient udává bolest a pohyb v ramenním kloubu je omezen. Během prohlídky je nutné porovnávat celý ramenní kloub s nepostiženou stranou. Při vyšetření pasivního pohybu pak může být patrná krepitace úlomků kosti. Pokud dojde k luxaci, je možné nahmatat prázdnou kloubní jamku. Provádí se palpací pulzace arteria radialis a arteria ulnaris a taktéž se vyšetřuje zachování motorické a senzitivní inervace. Při subklavikulární luxaci hrozí poranění plexus brachialis či nervus axillaris. Poranění nervových struktur je častější u starších pacientů a také pokud je trauma spojené s krevním hematodem. Další fází je pak rentgenové vyšetření, v antero-posteriorní projekci a speciální projekci na humeroskapulární skloubení, popřípadě axilární projekci, která může zobrazit dislokaci tuberculus minor a poranění hlavice. Vyšetření CT se většinou užívá až sekundárně při řešení komplikací, v akutní fázi nebývá nutné, jeho použití je však výhodné z hlediska orientace a interpretace zobrazených struktur (Pokorný, 2002).

1.2.4 Klasifikace zlomenin proximálního humeru

Klasifikace těchto zlomenin je poměrně složitá, neboť variabilita jednotlivých typů a množství úlomků se může velice lišit. Původní klasifikace zlomenin proximálního humeru byla podle Codmanna, který rozdělil hlavní čtyři sledované části kosti: hlavici humeru, velký a malý hrbol, a diafýzu humeru.

Další klasifikací, která se vžíla je klasifikace dle Neera (datuje se do roku 1970 a navazuje na dělení dle Codmanna), který zohledňuje postavení a postižení hlavice humeru z hlediska vitality a možného ohrožení vaskulární nekrózou, biomechanické hledisko, dislokace úlomků, i možnou závažnost poranění. Hlavním kritériem je dislokace úlomků a osová úchylka. Na základě tohoto dělení je pak možné stanovit navazující možnosti terapie (Nestrojil, 2008).

Klasifikace dle Neera

Typ 1. - bez ohledu na množství jednotlivých fragmentů, je jejich dislokace malá (menší než 1 cm)

Typ 2. - dislokované dvouúlomkové zlomeniny, ať už je zlom v úrovni krčku chirurgického či anatomického, nebo odlomení velkého trochanteru (úpon rotátorové manžety) či malého trochanteru (úpon musculus subscapularis)

Typ 3. - dislokované tříúlomkové fraktury, dochází v významně velké dislokaci diafýzy společně s odlomením minimálně jednoho z tuberů, dochází k nezaklíněné zlomenině hlavice humeru s úhlovým a rotačním posunem

Typ 4. - čtyřúlomkové zlomeniny s výraznou dislokací, dochází ke kombinaci rozlomení hlavice humeru s odlomením obou tuberů a dislokaci diafýzy, tyto zlomeniny často doprovází i luxace ramenního kloubu (Pokorný, 2002).

Klasifikace AO rozlišuje:

Zlomeniny typu A – extraartikulární dvouúlomkové (unifokální)

- 11-A1 zlomenina velkého hrbolu
- 11-A2 zaklíněná zlomenina chirurgického krčku
- 11-A3 dislokovaná zlomenina chirurgického krčku

Zlomeniny typu B – extraartikulární víceúlomkové (bifokální)

- 11-B1 zaklíněná zlomenina metafyzární
- 11-B2 nezaklíněná metafyzární zlomenina
- 11-B3 luxační metafyzární zlomenina

Zlomeniny typu C – intraartikulární zlomeniny víceúlomkové

- 11-C1 zlomenina s mírným posunem
- 11-C2 zaklíněná zlomenina s velkým posunem
- 11-C3 luxační zlomenina (Pokorný, 2002).

1.2.5 terapie

Asi 75-80% procent zlomenin je možné léčit konzervativně, a to hlavně zlomeniny typu A dle AO klasifikace či 1. typu dle Neera, tj. zlomeniny nedislokované, popřípadě dislokované, ale po reponování stabilní. Reponace se provádí v celkové anestezii, se snahou zaklínit úlomky, aby nedošlo k redislokaci. Je-li repozice úspěšná, je terapie podobná jako

u nedislokovaných zlomenin. Na přibližně dva týdny se přikládá Desaultův obvaz, který je následně nahrazen šátkovým závěsem k časně postupné mobilizaci ramenního kloubu. Dlouhodobější imobilizace ramene v addukční poloze již není vhodná, neboť by mohla vést k adhezi kloubního pouzdra a tím k následnému omezení rozsahu pohybu. Abdukční dlahy (30° flexe a 60° abdukce) či sádrová spika se dnes již příliš nepoužívá,

tato poloha je sice považována za vhodnou z hlediska následné rehabilitace, ale pro pacienta není příliš pohodlná. Navíc při ní dochází ke ztížení ventilace a je proto zcela kontraindikována u pacientů s poraněním hrudníku, starších či obézních (Pokorný, 2002).

Zbylých dvacet procent je léčeno operativně. U víceúlomkových fraktur přináší konzervativní terapie méně než deset procent uspokojivých výsledků. Proto se tyto zlomeniny léčí operativně, pokud to celkový stav pacienta dovolí. Cílem je samozřejmě znovu obnovit anatomické poměry proximálního humeru, s nepoškozenou funkcí ramenního pletence a rotátorové manžety. Další péče musí být věnována tomu, aby nedocházelo k devaskularizaci jednotlivých fragmentů a aby použitý operační materiál nezavázal v pohybu.

Indikací k operační léčbě jsou typy zlomenin B a C dle AO klasifikace, tj. zlomeniny zavřené nereponovatelné či reponovatelné, ale neretinovatelné. Dalším typem jsou pak zlomeniny s rizikem vzniku avaskulární nekrózy hlavice, zlomeniny, u kterých došlo ke komplikaci poraněním cévních nebo nervových struktur a posledně pak zlomeniny otevřené. Výběr jednotlivého typu léčení a osteosyntézy je určován dle klasifikace zlomeniny, závisí také na množství a velikosti jednotlivých úlomků a taktéž postavení hlavice (došlo-li k luxaci či nikoli). Je třeba brát v úvahu způsob, jakým zlomenina vznikla, dislokaci, kvalitu kostní tkáně, již existující poškození rotátorové manžety a celkový stav pacienta pro výběr správného terapeutického plánu (Costan, Ashwood, 2008).

1.2.6 Operativní řešení fraktur proximálního humeru

Dvouúlomkové fraktury

Významně dislokované zlomeniny, které nelze jednoduše vrátit do původního stavu, vyžadují zavřenou repozici a stabilizaci v celkové anestezii. Není-li toto dobře proveditelné, je nutné použít otevřenou repozici se současnou kontrolou měkkých tkání, které by mohly v repozici bránit. Pokud je repozice nestabilní, je třeba použít perkutánní dráty či nitrodřeňové hřeby, které se navzájem kříží a brání tak posunu fragmentů. Výhodou nitrodřeňových hřebů je lepší zachování krevního zásobení kosti skrze nepřímou repozici, ale zároveň vzniká jisté riziko vzniku bolestivého ramene a poškození rotátorové manžety (Kazakos 2007).

Dvouúlomkové zlomeniny v oblasti anatomického krčku vyžadují zvláštní pozornost, neboť může dojít k úplnému přerušení krevního zásobení hlavice humeru, což může vést k její nekróze. Zavřená repozice či použití hřebů je v tomto případě často nedostačující a je poté nutné zvážit možnost hemiartroplastiky, zvláště pokud jde o starší pacienty (Costan a Ashwood, 2008).

Tříúlomkové a čtyřúlomkové zlomeniny

Tento typ zlomeniny není možné léčit pouze zavřenou repozicí a nejlepší cesta, jak dosáhnout obnovy kosti a zachování rozsahu pohybu a funkčnosti ramene, je otevřená repozice a vnitřní fixace (Costan a Ashwood, 2008).

Otevřená repozice

Úhlově stabilní dlaha (dlahová osteosyntéza) se používá u zlomenin anatomického krčku s impakcí hlavice, kdy fragment hlavice je poměrně malý, tuberkuly jsou příliš dislokovány a zavřená repozice fragmentů není možná. Další indikací pak jsou tříštivé zlomeniny, které vznikají zvláště v osteoporotické kostní tkáni. Nejčastěji se uvádí T-dlaha a dlaha Philos (proximal humeral internal locking systém).

Nitrodřeňový hřeb s úhlově stabilním zajištěním šrouby se používá, pokud je fragment hlavice větší a linie lomu zasahuje až laterálněji za hranici anatomického krčku (PHN-proximal humeral nail).

Cervikokapitální náhrada se pak používá u tříštivých zlomenin, kde hrozí vznik avaskulární nekrózy stávající hlavice humeru.

U velkého roztržení je možné zvolit i tzv. neanatomickou rekonstrukci, kdy malé volné úlomky, které by byly nejspíše avitální, jsou odstraněny a pro spojení hlavice s diafýzou jsou použity jen zachovatelné fragmenty (Pokorný, 2008; Nestrojil, 2008).

1.2.7 Operační postup a přístupy

Poloha pacienta je v polosedu (beach chair position), poraněnou končetinu má svěšenou. U zlomenin, kde došlo k menším dislokacím, které zasahují jen do oblasti chirurgického krčku se používá miniinvazivní transdeltoideální přístup. Při tomto řešení je třeba dbát zvýšené pozornosti a mít na paměti průběh n. axillaris ve střední části m. deltoideus, aby nedošlo k jeho poškození. Při otevřených repozicích je použit přední

deltoideopectorální přístup, řez je veden od laterálního konce klavikuly šikmo distálně k úponu m.deltoideus. Lze jej rozšířit distálněji na humerus i proximálněji s dočasnou desinzercí m.deltoideus. Je nutné dát pozor na případné poškození vena cefalica. Pro nitrodřeňovou osteosyntézu se používá přístup přes rotátorovou manžetu (Costan a Ashwood, 2008).

1.2.8 Prognóza

Prognóza víceúlomkových zlomenin zůstává i do dnešních dní poněkud nejistá. Závisí na mnoha faktorech, jako je udržení cévního zásobení hlavice humeru a celkový stav kosti, neboť samotná osteoporóza může vést k sekundárním změnám a případnému selhání osteosyntézy. Dalším faktorem je pak zajištění dobré funkce rotátorové manžety, což vyžaduje nepoškozené nervové struktury, volné kloubní pouzdro a dostatečně kvalitně vedenou rehabilitaci. Samozřejmostí je taktéž spolupráce pacienta (Nestrojil, 2008).

1.2.9 Komplikace

Z neurologického hlediska nastává až u 36% pacientů neurologické poškození, nejčastěji je postižen nervus axillaris, dalšími možnými nervy, které mohou být postiženy jsou pak nervus musculocutaneus, suprascapularis a radialis. Až devadesát procent těchto poškození se do čtyř měsíců zhojí samovolně. Poškození arteria axillaris se vyskytuje ve více než pěti procentech a asi u třiceti procent z tohoto počtu zůstane tep na distální části končetiny palpovatelný. Avaskulární nekróza souvisí se závažností zranění, u tříúlomkových fraktur se pohybuje mezi 5-15%, u čtyřúlomkových potom mezi 10-35%, nedávné studie ale uvádí, že tato čísla mohou být nadhodnocená (Hertel et al.,2004). Špatně zhojená zlomena může vést k omezení pohyblivosti, kdy tuberculus majus naráží na ostatní struktury a tím limituje rozsah pohybu. Celková svalová ztuhlost se může objevit pokud není prováděna dostatečná rehabilitace, pokud se objeví myositis osificans, špatné kostní hojení či již zmíněná avaskulární nekróza (Costan a Ashwood, 2008).

1.2.10 Pooperační péče a rehabilitace

Přestože časně po operaci je přítomen nedostatek stability v kosti, je třeba včasné po operaci začít s rehabilitací. Nestrojil uvádí pro následné doléčení zlomenin funkční doléčení v ortéze a časnou řízenou rehabilitaci. Ta probíhá nejprve v závěsu s pohyby

do abdukce a do flexe, kyvadlové pohyby v rameni, svěšování celé končetiny a cvičení v lokti. První dva až tři týdny je vhodné omezit jakékoli pohyby do rotace. Od třetího nebo čtvrtého týdne se pak přidávají aktivní abdukce a flexe s pasivním dotažením do krajních poloh, cvičení by ale nemělo jít přes bolest. Od pátého týdne je pak možné horní končetinu i aktivně rotovat a je vhodné posilovat i veškeré kolemkloubní svaly ramenního pletence. Dle stability humeru a stupně hojení se povoluje plná zátěž asi během 8-10. týdne po operaci. Pokud i přes včasnou rehabilitaci došlo k funkčnímu omezení v ramenním kloubu, je možné tento problém řešit operací či artroskopicky, kdy může být osteosyntetický materiál vyjmut, nebo je ramenní kloub deliberován a zároveň zkontrolován subakromiální prostor a oblast rotátorové manžety (Nestrojil, 2008).

1.3 Vybrané operační techniky – hřeb Targon a dlaha Philos

1.3.1 hřeb Targon PH

Hřeb Targon Ph je stabilní nitrodřeňovou fixací, používanou pro nestabilní zlomeniny proximálního humeru. Nejčastěji se používá při nestabilních zlomeninách hlavice humeru se dvěma až čtyřmi úlomky, při nestabilních frakturách proximálního humeru nebo při vzniklých pseudoartrózách proximálního humeru. Kontraindikovaný je u stabilních zlomenin (impaktované, dynamicky stabilní, potvrzené zesilovačem obrazu), dále dislokované zlomeniny s rupturou arterií zásobujících hlavicí humeru a zlomeniny s roztržením hlavice. Relativní kontraindikací je nekompletní nebo neexistující kostní tkáň nebo její zásobení okolo vstupního místa hřebu v oblasti hlavice humeru (Mathews a Lobenhoffer, 2007).

Rozhodnutí, jaká bude léčba proximálního humeru, je založeno hlavně na individuálních parametrech, jako je biologický věk, úroveň aktivity pacienta, kvalita kostní tkáně, specifické parametry konkrétní fraktury (stupně posunutí úlomků a jejich instabilita). Zlomeniny, u kterých dojde pouze k minimálnímu posunu úlomků a je zachovaná stabilita, se většinou úspěšně léčí neoperativní cestou. Panuje shoda, že čtyřúločkové zlomeniny, s velkým roztržením kostní tkáně, větší dislokací či nestabilitou či rozštěpením hlavice humeru jsou hlavně u starších osob řešeny hemiartroplastikou. Nicméně doporučení pro terapii tříúločkových a čtyřúločkových zlomenin zůstává kontroverzní (Copeland, 1995).

Minimálně invazivní techniky, které kombinují nepřímou redukci fraktury a perkutánní fixaci hřebem a cerkláž nebo zavedení tažného pásu bylo obhájeno jako metoda, která šetří měkké tkáně a obaly ramene a rovněž vzniká menší riziko poškození krevního zásobení hlavice humeru (Korner, 2001).

Jednou z možných komplikací po fraktuře a následné operaci může být pseudoartróza. Její vznik je způsoben nadměrnou elasticitou podpůrného systému a relativní posunlivostí mezi jednotlivými metafyzálními fragmenty. Hřeb vedený hlavicí humeru zajišťuje rigidní fixaci jednotlivých fragmentů s vysokou úhlovou stabilitou a tím vede k relativní stabilitě proti posunu jednotlivých částí vůči sobě a k prevenci těchto komplikací (Korner, 2001).

Další komplikací může být rozvoj avskulární nekrózy hlavice. Vzniká nejčastěji na podkladě kompresního efektu některých fixačních technik tlakem na větévky arteria circumflexa, která vyživuje hlavici humeru. Nedostatečná stabilita fixace může být pravděpodobně dalším negativním faktorem. Protože nový uzamykatelný systém šroubů proniká skrze měkké tkáně blízko hlavice humeru pouze v určitých bodech, je krevnímu zásobení poskytnuta maximální možná ochrana (Korner, 2001).

Efekt individuálně nastavitelných šroubů pro uzamčení hřebu dovoluje použití zbývajících možností k revaskularizaci fragmentu, dokonce i při včasném cvičení v rámci rehabilitace. Zkušenost pacientů během několika prvních let vedly ke dvěma modifikacím implantačních komponent. Fixace rozdrčených tuberculů je prováděna s krátkými rámcovými suturami okolo hlavice příslušného fixačního šroubu. Profil hlavice šroubu byl lehce modifikován, aby lépe udržel bezpečněji tento šev. Zvláště u pacientů s těžší osteoporózou se může objevit uvolnění hladce běžících fixačních šroubů. Z tohoto důvodu byla vložena plastová dýha (PEEK: Poly-EtherEtherKetone), která působí jako brzdový systém proti uvolnění (manuál firmy Braun pro hřeb Targon PH).

Dobrá stabilita fixace

K dosažení optimální stability fraktur jsou uzamykatelné (fixační) šrouby v oblasti hlavice humeru vloženy pod různými úhly shodnými s tuberkuly hlavice a ukotvené uvnitř hřebu, aby zajistily úhlovou stabilitu. Následkem toho je pozice jednotlivých fragmentů vzájemně vůči sobě fixována, dokonce i při časném zahájení postoperační rehabilitace (manuál firmy Braun pro hřeb Targon PH).

Ochrana cévního zásobení

Krevní zásobení fragmentů hlavice humeru je zajištěno několika tenkými (jemnými) větvičkami arteria circumflexa a mohou být poškozeny kompresí, například při použití dlahy, která naléhá zvenčí na kost nebo zaškrncena cerklážními dráty. Při použití uzamykatelných šroubů, jako jsou periferní nosné prvky, je tkáň penetrována pouze v určitých místech a poškození měkkých tkání v oblasti hlavice humeru je tak minimalizováno. Krevní zásobení je lépe zachováno a tím jsou vytvořeny lepší podmínky pro regeneraci fraktury (manuál firmy Braun pro hřeb Targon PH).

Dobrá subakromiální průchodnost

Impingement okrajů implantovaných materiálů může způsobit bolestivou iritaci tak velikou, že je pooperačně nemožné dobře vést rehabilitační terapii. To může mít vliv na následné zajizvení subakromiálního prostoru a větší ztrátu funkčního pohybu v ramenním pletenci. K prevenci těchto komplikací mají u hřebu Targon uzamykatelné šrouby speciálně upravený tvar, který umožňuje vložení hlouběji do kortikální kosti hlavice. Tím by mělo být umožněno pacientovi začít intenzivně rehabilitovat ihned jakmile ustoupí pooperační zánět, takže může být funkční pohyblivost subakromiální burzy a tím i ramenního pletence při elevaci rychleji zregenerována (manuál firmy Braun pro hřeb Targon PH).

Fixační šrouby pro optimalizaci uzamknutí hřebu

U pacientů s těžší osteoporózou vzniká riziko, že dojde k uvolnění uzamykatelných šroubů a jejich migraci v oblasti proximálního humeru. Z tohoto důvodu je možné zvolit tlustší šroub s průměrem 4,5 milimetru místo šroubu normálně používaného, s průměrem 3,5 milimetru pro optimální stabilitu k zamezení dislokace a dosažení větší úhlové stability. Větší stabilita dosažená kompresí mezi jednotlivými fragmenty

U stabilních transverzálních a zvláště pak krátkých šikmých zlomenin, může inadekvátní kontakt mezi fragmenty mít výsledný negativní vliv na opoždění hojení zlomeniny, či jí dokonce zcela bránit. Kompresní tlak vznikající při implantaci hřebu zajišťuje pevný a uzavřený kontakt předcházející vzniku rotace v rámci fraktur. Díky tomu nedochází ke vzniku bolestivosti. Nebolestivá, stabilní horní končetina dovoluje časnější zahájení pooperační rehabilitační terapie a tím také podporuje rychlejší zhojení fraktury (manuál firmy Braun pro hřeb Targon PH).

1.3.1.1 Operační technika

Odkrytí místa pro vstup hřebu na vrcholu humerální hlavice se děje rozhrnutím vláken musculus deltoideus a krátkou incizí šlachy musculus supraspinatus posteriorně od šlachy musculus biceps brachii. Poté je provedena otevřená nebo uzavřená redukce a extrakce cylindrické kostní tkáně. Tím je kost připravena pro inserci hřebu skrze hlavici humeru. Hřeb je vložen do diafýzy kosti a stabilizován v oblasti humerální hlavice čtyřmi proximálními šrouby a v oblasti diafýzy dalšími dvěma fixačními šrouby, které

se vkládají s pomocí nastřelovacího zařízení. Za pomoci zobrazovacího zesilovače je prováděn exaktní monitoring pozice implantátu, aby bylo zaručeno, že implantát nikde nebude vyčnívat. Poté je sepnuta rotátorová manžeta a provedena transoseální refixace musculus deltoideus k akromionu (Korner, 2001).

1.3.1.2 Poperační péče

Doporučuje se bandáž na několik dní až čtyři týdny u nekomplikovaných pacientů k prevenci zatížení operované končetiny do opory. Zevní rotace je omezená na 15° po šest týdnů. Všechny ostatní pohyby jsou povoleny do prahu bolesti. Samozřejmostí je doporučení k fyzioterapeutickému ošetření k prevenci adheze subakromiálního prostoru a obnovení funkčních rozsahů pohybu v ramenním kloubu (Mathews a Lobenhoffer, 2007).

1.3.1.3 Dosažené výsledky a zkušenosti s hřebem Targon

Úhlově stabilní implantát, jako je hřeb Targon, nenachází upotřebení u interfragmentální komprese, ale spolehlivě zvyšuje stabilitu vytvořenou i v osteoporotickém kostním implantátu, která poskytne dobré kostní hojení s redukováným rizikem sekundárních změn. Dobré výsledky, kterých je dosaženo po stabilizaci fraktur proximálního humeru pevným implantátem skrze omezený operační zásah, dokonce i u pacientů s osteoporózou, podporují názor, že adekvátní stabilní redukce a zachování mechanického klidu pro nerušenou revaskularizaci jsou nezbytným předpokladem pro úspěšné hojení (Mittlmeier 2003).

Mittlmeier (2003) ve své studii zkoumal 64 pacientů po roce od operace (operace proběhly během roku 2002). Výsledky dopadly tak, že průměrná dosažená hodnota měřená podle Constant score byla asi 80% v porovnání se zdravou končetinou. Pacienti se čtyřúlomkovou zlomeninou měli poněkud horší funkční výsledky v porovnání s pacienty s tříúlomkovou zlomeninou. Nejčastější komplikací bylo vyšroubování jednoho či více fixačních šroubů, s průměrnou prevalencí asi 22%. Problémy spojené s touto komplikací po odstranění šroubů zmizely (Mittlmeier, 2003).

Podobných výsledků bylo dosaženo i v další studii. Zde autoři sledovali 102 pacientů, kteří utrpěli dislokovanou zlomeninu proximálního humeru a byly ošetřeny

pomocí úhlově stabilního antegrádního zajištěného nitrodřeňového hřebu (Targon PH), po roce od operace byla hodnota relativního Constant score 83,5% oproti zdravé končetině. Horší funkční výsledky se objevily hlavně u složitějších a luxačních zlomenin. V této studii uvádí méně vzniklých komplikací, a to pouze 37, tedy necelých 38%. Nejčastějším důvodem komplikace bylo opět vycestování šroubu jištění (12 pacientů), aseptická nekróza se objevila u osmi osob a redislokace velkého hrbolu u třech pacientů. U dvou pacientů byla provedena reoperace dlahou Philos (jednou kvůli pseudoartróze, jednou kvůli zlomení jisticích šroubů). Závěrem se autoři shodují, že tento terapeutický postup považují za vhodnou miniinvazivní techniku, která dokáže zajistit vysokou stabilitu, i v osteoporotické kosti a umožní včasnou pooperační mobilizaci ramenního kloubu (Višňa, 2007).

Gradl ve své studii z roku 2007 sledoval taktéž pacienty s frakturou proximálního humeru, a to opět po roce od operace. U všech 74 sledovaných osob došlo ke zhojení zlomeniny a po roce byly zaznamenány hodnoty Constant score 70,9%, \pm 19,3 oproti zdravé končetině. I v této studii byly výsledky lepší u méně komplikovaných zlomenin, u čtyřúlomkových zlomenin se zároveň vyskytovalo více komplikací. Celkově se vyskytnul problém vyžadující operační zásah u 24 osob a zahrnoval uvolnění šroubů jisticích hřeb, protruzi šroubu do glenohumerálního kloubu a dislokaci tuberculus majus. Nicméně považuje operační řešení hřebem Targon za vhodné, zvláště pro dvouúlomkové a tříúlomkové zlomeniny, neboť vede k dobrým funkčním výsledkům. Pouze u čtyřúlomkových zlomenin zůstává riziko pooperačních komplikací a horších motorických schopností ramenního pletence (Gradl, 2007).

Souhrnem představuje nitrodřeňová stabilizace fraktur proximálního humeru s úhlově a smykově stabilními antegrádními uzamčenými šrouby minimálně invazivní postup, který poskytuje vysoký stupeň primární stability dokonce i v osteoporotické kosti a dovoluje bezprostřední pooperační mobilizaci. Technika je jednoduchá na provedení a vede k dobrým výsledkům u většiny pacientů, dokonce i přesto, že pooperační komplikace jsou časté. Bezprostřední a adekvátní pooperační fyzioterapie je doporučována k minimalizaci sekundárních změn a dosažení co nejlepších funkčních schopností pacienta po operaci (Mittlmeier 2003).

1.3.2 dlaha Philos

Dle manuálu vydaného firmou Synthes mohou být indikací k vyžití této dlahy všechny dvouúlomkové, tříúlomkové nebo čtyřúlomkové zlomeniny proximálního humeru, včetně použití v osteoporotické tkáni. Dále to jsou také pseudoartrózy a osteotomie v oblasti proximálního humeru. Kontraindikací k použití této operační metody jsou jakékoli akutní infekční onemocnění a operace u dětí v období růstu. Dlaha Philos existuje ve dvou verzích, krátké a dlouhé, přičemž dlouhá dlaha (Philos long) je indikována pro komplikovanější typ zlomenin, které nemají dostatečnou středovou oporu nebo zasahují až do oblasti diafýzy. Samostatná zlomenina pouze v oblasti diafýzy je ovšem kontraindikací k použití této dlahy. K použití jsou dvě verze, titanová a z implantační oceli (Synthes, 2005).

Dlaha Philos kombinuje fixaci konvenční dlahou s uzamykatelnými šrouby. Dlaha je předem tvarovaná a vyprofilovaná pro proximální konec humeru. Výhodou tohoto implantátu je, že dodává lepší mechanickou páku osteopenické kosti. Po operaci tak nedochází ke ztrátě daného zpevnění, ani valgóznímu či varóznímu ohnutí. Uzamykatelné šrouby umístěné do dlahy poskytují úhlovou i osovou stabilitu dlahy (Acklin, 2009).

Uzamykatelná dlaha tak zajišťuje úhlovou a podélnou osovou stabilitu a minimalizuje riziko stržení závitu šroubu (screw toggle) a vytáhnutí. Divergentní nebo konvergentní zamykatelné šrouby zlepšují odolnost proti vytržení celé konstrukce (Fazal, Haddad, 2009).

Výhodou použití této techniky je umístění úhlově stabilní dlahy těsně nad povrchem kosti, v tunelu měkkých tkání, tedy paraosseálně. Tímto umístěním úhlově stabilních dlah nedochází k poškození periostální výživy kosti ani nutritivních kortikálních cév, proto jsou úhlově stabilní dlahy řazeny mezi tzv. vnitřní fixátéry. Klasické dlahy byly podle zásad AO přikládány pod periost a přímo na zevní povrch kortikalis, takže při dotažení dlahy docházelo k poškození nutritivních arterií a k rozvoji nekrózy kortikalis pod dlahou. Pro osteosyntézu zlomenin proximálního humeru se používají speciální dlahy, jejichž tvar a rozložení otvorů pro jednotlivé šrouby sleduje anatomické poměry proximálního humeru a přídatné otvory v dlaze umožňují reinzerci úponů svalů rotátorové manžety (Acklin, 2009).

1.3.2.1 Operační technika

Při operaci je pacient v beach-chair pozici, nebo leží na zádech. Operační přístup je doporučován buď transdeltoideální nebo deltopectorální (Synthes,2005). Nicméně při těchto přístupech může vzniknout narušení cévního zásobení a tím i zvýšené riziko avaskulární nekrózy. Acklin et al. proto (2009) ve své studii mluví o zavedení miniinvazivního deltopectorálního přístupu, který by měl být pro pacienta šetrnější než klasický otevřený přístup. Tento postup ve studii indikovali u pacientů s nestabilní dvouúlomkovou až čtyřúlomkovou zlomeninou určenou k osteosyntéze dle Neerovy klasifikace, ostatní zlomeniny operovali klasickým otevřeným přístupem (hlavně dislokované zlomeniny a subkapitální dislokace). Ve své práci shledal tento miniinvazivní postup jako vhodný a elegantní pro vybrané zlomeniny proximálního humeru s dobrými funkčními výsledky (měřeno dle Constant score). Ze souboru 29 pozorovaných pacientů se objevila pouze u jednoho z nich léze ventrální části nervus axillaris a u žádného z nich nevznikla avaskulární nekróza (Acklin, 2009).

1.3.2.2 Dosažené výsledky a zkušenosti s dlahou Philos

Thyagarajan (2009) ve své studii používal při operaci dlahou Philos a porovnával jednotlivé věkové skupiny (věkové rozmezí pacientů bylo 19-92 let) a tuto metodu považuje za velmi vhodnou hlavně pro mladší pacienty. Z výsledků vyplývá, že při využití této metody je dosaženo dobrých funkčních výsledků hlavně u mladších osob. U starších pacientů nebyly zaznamenány tak dobré výsledky, přičemž nejvíce omezeným pohybem byla vnitřní rotace (dle testu maximální dosah horní končetinou byl na sacrum). Odůvodňuje to možným osteopenickým stavem kosti v kombinaci s tenčí či poškozenou rotátorovou manžetou, která může být predispozicí k nepředvídatelným klinickým výsledkům. Taktéž u starších pacientů častěji přetrvávala bolest a ztuhlost celého ramenního pletence, což ale může být vysvětleno i jako důsledek nižšího rehabilitačního potenciálu (Thyagarajan, 2009).

Na rozdíl od předchozí studie, Koukakis (2006) ve své studii shledává operační postup dlahou Philos a hlavně následně dosažené výsledky jako uspokojivé pro všechny věkové kategorie. Sledoval skupinu dvaceti pacientů a průměrné dosažené Constant score bylo 76%, s rozmezím od 30 do 100. Tuto metodu tak doporučuje jako vhodný postup pro operační terapii nestabilních zlomenin proximálního humeru v jakémkoli věku (Koukakis, 2006).

1.4 Použité přístrojové vyšetřovací metody - povrchová elektromyografie

1.4.1 Základní údaje o povrchové elektromyografii

Povrchová elektromyografie (pEMG nebo SEMG – surface electromyography), je moderní neinvazivní metoda, která se používá k diagnostickým a vědeckým účelům. Pomocí povrchových elektrod snímá elektrické projevy svalu, které vznikají na základě překrytím sumačních akčních potenciálů většího počtu motorických jednotek během svalové kontrakce. Zdrojem snímaného elektrického signálu je trasmembránový proud, který vzniká na úrovni sarkolemy. Jedná se o elektrický ekvivalent změněné výměny iontů na membráně během svalové kontrakce. Výsledná záznam se nazývá elektrogram a má podobu interferenčního vzorce, který vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek pod snímající elektrodou (Rodová et al., 2001).

Tato vyšetřovací metoda se používá v kineziologii k vyšetření svalové funkce (aktivity) během provádění selektivního či komplexního pohybu. Sleduje koordinaci jednotlivých svalů v rámci pohybu, dále posloupnost zapojování svalu v čase, takzvaný svalový „timing“. Umožňuje hodnotit velikost zaznamenané elektrické aktivity svalu ve vztahu k síle, únavě a současně taktéž porovnat efekt terapeutických zásahů a metod, případně rozdílné zapojování svalů na pravé a levé straně trupu. Současně se SEMG je možné použít i další vyšetřovací metody, například posturograf či jiné funkční vyšetření (Rodová et al., 2001).

Povrchová elektromyografie poskytuje snadný přístup ke sledování fyziologických procesů, které se odehrávají ve svalu, které souvisí se vznikem a produkováním síly. Nespornou výhodou je neinvazivnost této metody a relativně jednoduchý postup k provedení detekce. Mezi možná rizika patří ovlivnění velikosti naměřeného signálu v důsledku nerespektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu, na úrovni vyhodnocení signálu pak může dojít k opomenutí vlivů dalších faktorů, které se na vzniku signálu podílejí a tím k zjednodušení výkladu a nesprávným závěrům (DeLuca, 1997).

1.4.2 Zpracování a hodnocení polyelektromyografického záznamu

Naměřený elektromyografický signál je pro hodnocení dále zpracováván a upravován. Mezi hlavní změny pro úpravu jsou frekvenční filtrace k odstranění případných artefaktů v signálu, které mohou vznikat při pohybu nedostatečně upevněných zesilovačů, dále rektifikace (usměrnění), normalizace signálů a kvantifikace amplitudy či frekvence pomocí získaných parametrů (Rodová et al., 2001).

Pro zpracování charakteristik amplitud lze využít rektifikaci, což je matematická úprava, která převede všechny hodnoty do absolutních hodnot. Normalizace je proces, při kterém se amplituda signálu číselně popíše, kvantifikace amplitudy signálu se pak používá pro stanovení amplitudy signálu za různě stanovených podmínek, jako je maximální volní kontrakce, či během konkrétních prováděných testů či během elektrostimulace. Následný záznam je pak možné kvantifikovat jedním z následujících parametrů: RMS (root mean square) je parametr amplitudové kvantifikace, který vyjadřuje efektivní hodnotu amplitudy signálu a odpovídá druhé mocnině střední hodnoty kvadrátu napětí. Používá se hlavně k hodnocení statických činností. Pro zpracování dynamických svalových aktivit v závislosti na čase je možné použít IEMG (integrované EMG), které značí plochu pod křivkou plně usměrněného signálu. Dále je možné využít například mean amplitude, které značí průměrnou amplitudu záznamu či Peak to Peak, což je vzdálenost jednotlivých vrcholů amplitud (DeLuca, 1997).

Pro frekvenční vyhlazení záznamu lze použít filtr který má buď horní či dolní propustnost. Pokud je záměrem sledování výkonu svalu, případně jeho únava, je možné použít Mean Frekvenci a Median Frekvenci, neboli průměrnou a střední frekvenci záznamu. Další možností je pak MNF, který odráží vztah kondukční rychlosti akčních potenciálů a náboru motorických jednotek či Total Power pro celkový spektrální výkon (DeLuca, 1997).

Dále je pomocí elektromyografického záznamu možné určovat „timing“ jednotlivých svalů, zda se postupně aktivují v daném časovém sledu či nikoli, případně koordinace více svalů v rámci provádění pohybu. Dle zaznamenané svalové aktivity lze odečíst kdy pohyb začal, kdy skončil a jak probíhal. Aktivitou svalu se rozumí nárůst amplitudy minimálně

o dvě směrodatné odchylky od klidové hodnoty amplitudy. Hranice pro rozlišitelnost timingu se uvádí 10 milisekund (De Luca, 1997).

1.4.3 Faktory ovlivňující elektromyografický signál

Hodnota jednotlivých výsledných parametrů elektromyografického signálu může být ovlivněna několika faktory, které lze rozdělit na faktory fyziologické a metodické, týkající se postupu detekce a zpracování signálu. Mezi fyziologické parametry patří například hloubka a umístění aktivních svalových vláken daného svalu, typ a průměr těchto svalových vláken, počet motorických jednotek, které lze detekovat, množství tkáně, které se nachází mezi elektrodou a aktivními svalovými vlákny, charakteristika náboru jednotek a rychlost jejich pálení. Z hlediska ovlivnění metodických parametrů je důležité umístění elektrod, které by mělo být na bříško svalu, kolmo k jejich průběhu, aby bylo zaznamenáno co nejvíce aktivních motorických jednotek. Uvádí se, že zvláště u plošně rozmístěných svalů se motorické jednotky nezapojují jako celek, ale pouze jednotlivé části svalu. Elektroda ovšem snímá pouze malou plošku svalu pod sebou, čímž může docházet ke zkreslení. Zároveň na druhou stranu může dojít k překrytí svalové aktivity vícero svalů, které může daná elektroda zaznamenat. Dále je technickým parametrem umístění elektrod a jejich vzájemná vzdálenost. Za optimální hodnoty pro biomechanické aplikace považuje De Luca délku elektrody 10 milimetrů, výšku 1 mm a vzdálenost mezi nimi 1 centimetr. Elektroda by se měla vyskytovat ve střední linii svalu přes největší bříško svalu, případně mezi motorickým bodem a šlachou a měla by být orientovaná kolmo na průběh svalových vláken. Další významné faktory, které mohou ovlivnit výsledná záznam, jsou typ měřeného svalu, jeho velikost, metabolismus a pod., dále vzdálenost mezi elektrodou a uložením aktivních svalových vláken uvnitř svalu, množství tkáně uložené mezi elektrodou a svalem, které může pozměnit charakter amplitud signálu, dále stabilita náboru motorických jednotek atd.. Dalším faktorem, který může negativně ovlivnit výsledný záznam, je posun kůže s elektrodou vůči snímaným vláknům, tento faktor lze eliminovat dostatečným fixováním elektrod (DeLuca, 1997; Rodová et al., 2001).

Absolutní hodnoty emg signálu zaznamenaného povrchovým elektromyografem, jsou obvykle v řádu desítek až stovek mikrovoltů. Je mnoho zdrojů elektrického šumu

které mohou zakrýt isopotenciály a učinit je nerozeznatelné od rušivého šumu. Nejčastěji se můžeme potkat s 60-ti hertzovou frekvencí, používanou jako zdroj elektriny v každé laboratoři. Dalším zdrojem jsou radiové vlny, které jsou zachycovány tělem probanda, které zde funguje jako anténa. K minimalizaci těchto šumů a ujištění, že snímaný signál není nahrazen jiným, se používá zemnicí indiferentní elektroda (Latash, 1998).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle

Cílem této práce bylo porovnat dvě metody operativního řešení fraktur proximálního humeru. První metodou bylo použití hřebu Targon, druhou pak použití dlahy Philos. Předmětem hodnocení byla svalová aktivita pacientů, kteří byli operováni ve Fakultní nemocnici Olomouc a následně tamtéž rehabilitováni.

Dílčími cíly bylo:

- porovnat velikost svalové aktivity jednotlivých svalů ramenního pletence mezi operovanou a zdravou stranou
- porovnat, zda změny mezi operovanou a zdravou končetinou byly výraznější u jednoho ze dvou typů operačního řešení
- porovnat rozsah pohybů, kterých jednotliví pacienti dosáhli, opět s ohledem na to, zda byli operováni s použitím dlahy Philos či hřebem Targon
- zjistit, zda některý sval nezůstává vlivem operačního zákroku funkčně utlumen a nedochází tím k reziduálnímu omezení rozsahu pohybu po prodělané operaci

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vědecká otázka č. 1:

„Existuje nějaký rozdíl mezi zapojením svalů operované a neoperované strany během počáteční fáze abdukce do 45 stupňů? Liší se tento potenciální rozdíl ve svalové aktivitě operované strany u pacientů, kteří podstoupili operační terapii za použití dlahy Philos a u pacientů s implantovaným hřebem Targon?“

Nulová hypotéza H_0 1 zní: „U skupiny pacientů s dlahou Philos není žádný rozdíl ve svalové aktivitě operované a zdravé strany během provedení abdukce do 45 stupňů, a to při porovnání:

- a) musculus deltoideus - střední (akromiální) část.“
- b) musculus supraspinatus.“
- c) musculus trapezius – sestupná vlákna.“

Nulová hypotéza **H₀ 2** zní: „U skupiny pacientů s hřebem Targon není žádný rozdíl ve svalové aktivitě operované a zdravé strany během provedení abdukce do 45 stupňů, a to pokud porovnáme:

- a) musculus deltoideus.“
- b) musculus supraspinatus - střední (akromiální) část.“
- c) musculus trapezius – sestupná vlákna.“

Nulová hypotéza **H₀ 3** zní: „ Při srovnání operované strany obou skupin pacientů, s dlahou Philos a hřebem Targon, není žádný rozdíl ve svalové aktivitě během pohybu do abdukce do 45 stupňů u těchto svalů:

- a) musculus deltoideus.“
- b) musculus supraspinatus - střední (akromiální) část.“
- c) musculus trapezius – sestupná vlákna.“

Vědecká otázka č.2:

„Jaké je zapojení svalů během pohybu v rámci opory v uzavřeném řetězci (funkční pohyb klik)? Je zde nějaký rozdíl mezi svalovou aktivitou zdravé a operované končetiny v rámci každé z hodnocených skupin? Existuje nějaký rozdíl, pokud porovnáme svalovou aktivitu operované strany u pacientů s dlahou Philos a hřebem Targon?“

Nulová hypotéza **H₀ 4** zní: „U skupiny pacientů s dlahou Philos není během konečné fáze pohybu (brzdění těla při pohybu dolů do kliku) rozdíl mezi svalovou aktivitou, pokud porovnáme operovanou a zdravou stranu:

- a) musculus deltoideus – střední část.“
- b) musculus triceps brachii.“
- c) musculus serratus anterior.“

Nulová hypotéza **H₀ 5** zní: „Během konečné fáze pohybu (brzdění těla při pohybu dolů do kliku) není u skupiny pacientů s hřebem Targon rozdíl mezi svalovou aktivitou zdravé a operované horní končetiny při porovnání těchto svalů:

- a) musculus deltoideus – střední část.“
- b) musculus triceps brachii.“

c) musculus serratus anterior.“

Nulová hypotéza $H_0 6$ zní: „Během konečné fáze pohybu (brzdění těla při pohybu dolů do kliku) není rozdíl mezi svalovou aktivitou při porovnání operované strany u skupiny pacientů s dlahou Philos a skupiny s hřebem Targon, a to pro tyto svaly:

- a) musculus deltoideus – střední část.“
- b) musculus triceps brachii.“
- c) musculus serratus anterior.“

Vědecká otázka č.3:

„Je možné nalézt nějaký rozdíl v rozsazích pohybu mezi zdravou a operovanou horní končetinou u jednotlivých skupin probandů? Existuje rozdíl mezi rozsahy pohybů operované horní končetiny v závislosti na použité operační technice (dlaha Philos a hřeb Targon)?“

Nulová hypotéza $H_0 7$ zní: „Při porovnání jednotlivých rozsahů pohybů není rozdíl mezi:

- a) rozsahem pohybů zdravé a operované horní končetiny v rámci skupiny pacientů s dlahou Philos.“
- b) rozsahem pohybů zdravé a operované končetiny v rámci skupiny pacientů s hřebem Targon.“
- c) rozsahem pohybů operovaných stran při porovnání skupiny s dlahou Philos a hřebem Targon.“

3 METODIKA

3.1 Charakteristika souboru

První soubor tvořilo pět osob, u kterých došlo k víceúlomkové fraktuře proximálního humeru a následnému operačnímu řešení dlahou Philos. Ve skupině byla zastoupena obě pohlaví v poměru 3 ženy a 2 muži. Průměrný věk pacientů byl 63,5 roku (v rozpětí od 48 let do 71 let). Průměrná doba od operace byla 19,2 měsíce (nejvíce 32 měsíců, nejméně 4 měsíce). Druhý soubor tvořili dvě ženy, u kterých byla fraktura proximálního humeru řešena operačně s použitím hřebu Targon. Průměrný věk tohoto souboru pacientů byl 40,5 roku (v rozpětí od 30 let do 51 let), průměrná doba od operace 9,5 měsíce (v rozpětí od 7-mi měsíců do 12-ti měsíců).

U obou skupin byla měřena svalová aktivita pomocí EMG, a to na obou ramenech, operovaném i zdravém pro porovnání normální svalové aktivity ramenního pletence u těchto osob a svalové aktivity ramenního pletence po úraze a operačním výkonu.

V průběhu měření byli všichni pacienti zdraví a netrpěli žádným infekčním či jiným akutním onemocněním, které by byly kontraindikací pro provedení měření.

3.2 Kineziologické vyšetření

U všech osob byla na začátku odebrána anamnéza (jméno, věk, datum a typ operace, současné potíže) a proveden kineziologický rozbor, který obsahoval vyšetření aktivních a pasivních rozsahů pohybu do abdukce, addukce, flexe a rotací, jednak v rámci funkčních pohybů, jednak goniometricky. Dále byl proveden orientačně svalový test dle Jandy k zaznamenání svalové síly a porovnání zdravé s operovanou končetinou. Tyto údaje byly zaznamenány do dotazníku, který je uveden v Příloze 1 (viz. Příloha 1, strana 82-83).

3.3 Postup měření

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři, na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství Fakultní nemocnice Olomouc v době od 7:00 do 16:00. Prostředí místnosti bylo klidné, aby pacienti nebyli ničím rušeni. Průběh měření byl u všech probandů ve stejném pořadí. Na počátku byli pacienti seznámeni s průběhem

měření, se kterým souhlasili. Následně byla odebrána krátká anamnéza a proveden kineziologický rozbor, jak je popsán výše.

Následně si pacient svlékl tričko a byla očištěna kůže v oblasti plánovaného umístění elektrod, k tomuto účelu byla použita abrazivní pasta, následně otřená vlhkým ručníkem a nakonec byl pacient usušen suchým ručníkem. Poté jsme napalpovali svalové břicho během isometrické aktivity každého z měřených svalů a následně v této oblasti v průběhu vláken umístili elektrody, a to dle zásad, které jsou zmíněné v první kapitole (DeLuca, 1997). Zemní elektroda byla umístěna na processus coracoideus levého ramene, krabička zesilovače pak pomocí pásku v pase. K měření byl použit šestnáctikanálový elektromyograf Myosystem od firmy Noraxon, s programem Myovideo, propojený s kamerou umístěnou na stativu.

Bylo vybráno těchto osm svalů, na které byly elektrody umístěny a ze kterých byla měřena svalová aktivita, a to nejprve na levé a poté na pravé straně:

- 1. kanál: musculus trapezius, sestupná vlákna
- 2. kanál: musculus deltoideus, střední (akromiální) část
- 3. kanál: musculus supraspinatus
- 4. kanál: musculus infraspinatus
- 5. kanál: musculus triceps surae
- 6. kanál: musculus latissimus dorsi
- 7. kanál: musculus serratus anterior
- 8. kanál: musculus biceps brachii

3.4 Průběh vlastního měření

Nejprve jsme zkontrolovali správné zapojení elektrod, zda jsou správně zapojeny všechny kanály. Následně jsem přilepili zesilovače každého kanálu páskou na kůži pacienta, aby nedocházelo zbytečně k rušení signálu. Poté byla naměřena klidová svalová aktivita, a to 20 vteřin.

Pohybových aktivit, které proband prováděl, bylo zvoleno několik, a probíhaly v tomto pořadí, které jsme dodržovali u všech stejně:

- pomalá abdukce, v rámci celého možného rozsahu pohybu. Pokud byl na operované horní končetině rozsah pohybu omezen, zdravá končetina pohyb dokončila až do plné abdukce
- pomalá flexe, opět každou končetinou do maximálního možného rozsahu
- zevní rotace v rámci funkčního pohybu, pacient dostal povel „dejte ruce za hlavu“
- vnitřní rotace v rámci funkčního pohybu, pacient dostal povel „dejte ruce za záda, co nejvýše Vám to půjde“
- „sekání“ - pacient uchopil tyč jednou horní končetinou na konci, druhou uprostřed a úkolem bylo zvednout tyč za hlavu a následně švihnout směrem dolů. U obou pohybů byl kladen důraz na to, aby probíhaly pokud možno ve střední ose trupu. Následně se postavení končetin vystříдалo.
- napití z lahve – pacient dostal láhev do ruky a úkolem provést pohyb k ústům a zpět, opět nejprve jednou a následně druhou končetinou
- „polití“ - pacient dostal láhev a měl ji zdvihnout nad hlavu, hrdlem dolů
- hod míčem – pacientovi jsme hodili overball, který mohl chytit do obou horních končetin a následně jej odhazoval vždy jednou rukou, opět střídal odhoz pravou a levou končetinou
- klik – lehčí verze, pacient stál u okna, opíral se o parapet měl provést klik ze stoje a zpět
- klik – těžší verze, pacient ustoupil o krok dál a měl provést stejný pohyb, tentokrát pod větším úhlem oproti stoji

3.5 Zpracování a vyhodnocování elektromyografického záznamu

Ke zpracování výsledků byl nejprve použit program Myoresearch a Myovideo. Nejprve byly všechny záznamy rektifikovány a vyhlazeny (použité RMS 25). V rámci záznamu jsme vybrali aktivity a svaly, které budeme hodnotit, následně byly vybrané úseky určené k hodnocení označeny markery, a to vždy časový úsek, na který jsem se zaměřili ve všech třech opakováních, která proběhla. Abychom mohli pracovat s číselnými údaji, použili jsme v programu funkci Standart report, kde jsme jako první hodnotili klidovou

aktivitu, a to se stepem 500 ms, a následně jednotlivé úseky, se stepem 10 ms. Data byla převedena do tabulky v programu MS Excel. Zde se nejprve počítala průměrná klidová aktivita ze všech stepů, následně funkce směrodatná odchylka (SMODCH) a aktivační hodnota (průměr klidové hodnoty plus dvakrát směrodatná odchylka klidové hodnoty) a násobek svalové aktivity (naměřené hodnoty vydělené touto aktivační hodnotou). Tato data se dále zpracovávala statisticky.

3.6 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat proběhlo v programu STATISTIKA CZ, verze 9. Ze získaných dat byly vypočítány některé dále používané hodnoty, jako průměr a směrodatná odchylka.

Pro testování hypotéz $H_0 1 - H_0 6$ byl pro porovnání dvou malých skupin vybrán Wilcoxonův test Pro hypotézu $H_0 7$ pro porovnání naměřených rozsahů pohybů pak Whitney – Mannův test. Statistická významnost byla určena pro 5% hladinu, tedy $p < 0,05$.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce č.1

Vědecká otázka č. 1 zněla: „*Existuje nějaký rozdíl mezi zapojením svalů operované a neoperované strany během počáteční fáze abdukce do 45 stupňů? Liší se tento potenciální rozdíl ve svalové aktivitě operované strany u pacientů, kteří podstoupili operační terapii za použití dlahy Philos a u pacientů s implantovaným hřebem Targon?*“

Tato otázka byla řešena ve třech hypotézách (**H₀ 1**, **H₀ 2**, **H₀ 3**), kde jsme porovnávali svalovou aktivitu nejdříve zdravé a operované strany nejprve u skupiny pacientů s dlahou Philos, poté u skupiny s hřebem Targon a nakonec operované strany obou skupin probandů. Vybranými svaly, které jsme hodnotili, byly musculus supraspinatus, musculus deltoideus a musculus trapezius.

Tyto hypotézy na základě statistického testování:

Hypotézu **H₀ 1** ve znění: „*U skupiny pacientů s dlahou Philos není žádný rozdíl ve svalové aktivitě operované a zdravé strany během provedení abdukce do 45 stupňů, a to při porovnání:*

a) musculus deltoideus - střední (akromiální) část.“ nelze zamítnout, neboť vyhodnocené údaje nejsou statisticky významné (p=0,138). Přesto je možné sledovat výsledky, které poukazují na vyšší svalovou aktivitu zdravé strany oproti straně operované. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 59,08, průměrná sval. aktivita operované strany 19,97. Musculus deltoideus zdravé strany se tak aktivoval přibližně 2,9krát více.

b) musculus supraspinatus.“ nelze zamítnout, protože výsledky nelze označit jako statisticky významné (p=0,345). I zde je ovšem možné sledovat vyšší svalovou aktivitu na zdravé horní končetině oproti operované horní končetině. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 11,59, průměrná sval. aktivita operované strany 6,13. Na zdravé straně tak byla naměřena svalová aktivita přibližně 1,9krát vyšší než na operované straně.

c) *musculus trapezius* – sestupná vlákna.“ je možné zamítnout ($p=0,043$). Z porovnání obou stran vychází svalová aktivita zdravé horní končetiny nižší než na straně operované. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 4,05, průměrná sval. aktivita operované strany 5,02, což je 1,2krát více. Tyto výsledky lze označit za statisticky významné.

Výsledky pro vyhodnocení hypotézy H_0 1 vědecké otázky č.1 jsou uvedeny v tabulce popisné statistiky (Tabulka 1) a tabulce základních statistických veličin (Tabulka 2).

Tabulka 1. Popisná statistika svalové aktivity pro m. deltoideus, m. supraspinatus a m. trapezius u skupiny probandů s dlahou Philos během abdukce do 45 stupňů.

ABDUKCE		N	průměr	Smodch	maximum
DELT	PHIL - zdrav	5	59,08	88,94	217,38
	PHIL - oper	5	19,97	17,53	48,07
SUPRASP	PHIL - zdrav	5	11,59	10,45	25,63
	PHIL - oper	5	6,13	3,49	10,53
TRAPEZ	PHIL - zdrav	5	4,05	3,72	10,49
	PHIL - oper	5	5,02	3,81	11,64

Legenda k tabulce 1: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, SUPRASP – m. supraspinatus, TRAPEZ – m. trapezius – sestupná vlákna, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka, PHIL – zdrav – zdravá horní končetina u probandů s dlahou Philos, PHIL – oper – operovaná horní končetina u probandů s dlahou Philos

Tabulka 2. Základní statistické veličiny svalové aktivity m. deltoideus, m. supraspinatus a m. trapezius u skupiny probandů s dlahou Philos během abdukce do 45 stupňů, vyhodnocené podle Wilcoxonova párového testu.

ABDUKCE - PHIL		Z	p
DELT	zdrav/oper	-1.483 ^a	0,138
SUPRASP	zdrav/oper	-0.944 ^a	0,345
TRAPEZ	zdrav/oper	-2.023 ^b	0,043
a. Vycházející z pozitivních hodnot			
b. Vycházející z negativních hodnot			

Legenda k tabulce 2: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, SUPRASP – m. supraspinatus, TRAPEZ – m. trapezius – sestupná vlákna, PHIL – skupina probandů s dlahou Philos, zdrav – zdravá strana, oper – operovaná strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro možné zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme, pokud je $p<0,05$).

Hypotézu $H_0 2$ ve znění: „U skupiny pacientů s hřebem Targon není žádný rozdíl ve svalové aktivitě operované a zdravé strany během provedení abdukce do 45 stupňů, a to pokud porovnáme:

- a) *musculus deltoideus*.“ nelze zamítnout, neboť výsledky nejsou dostatečně statisticky významné ($p=0,18$). Přesto je možné zde sledovat rozdíl mezi svalovou aktivitou. Na zdravé straně došlo k většímu zapojení m. deltoideus během abdukce než na straně operované. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 7,03, průměrná sval. aktivita operované strany 0,85. Musculus deltoideus zdravé strany se v tomto případě aktivoval přibližně 8,3krát více.
- b) *musculus supraspinatus - střední (akromiální) část*.“ nelze zamítnout ($p=0,655$). Zapojení tohoto svalu bylo na zdravé straně lehce vyšší než na straně operované. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 3,42, což je 1,2krát více než průměrná sval. aktivita operované strany, která byla 2,78.
- c) *musculus trapezius – sestupná vlákna*.“ nelze zamítnout ($p=0,18$). Svalová aktivita obou stran je téměř totožná. Na zdravé straně byla jen lehce vyšší než na operované straně. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 3,49, průměrná sval. aktivita operované strany 3,27. Musculus trapezius zdravé strany se tak aktivoval pouze 1,1krát více.

Výsledky pro vyhodnocení hypotézy $H_0 2$ vědecké otázky č.1 jsou uvedeny v tabulce popisné statistiky (Tabulka 3) a tabulce základních statistických veličin (Tabulka 4).

Tabulka 3. Popisná statistika svalové aktivity pro m. deltoideus, m. supraspinatus a m. trapezius u skupiny probandů s hřebem Targon během abdukce do 45 stupňů.

ABDUKCE		N	průměr	smodch	maximum
DELT	TAR - zdrav	2	7,03	8,96	13,36
	TAR - oper	2	0,85	0,69	1,34
SUPRASP	TAR - zdrav	2	3,42	4,23	6,41
	TAR - oper	2	2,78	3,25	5,08
TRAPEZ	TAR - zdrav	2	3,49	4,30	6,54
	TAR - oper	2	3,27	4,03	6,12

Legenda k tabulce 3: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, SUPRASP – m. supraspinatus, TRAPEZ – m. trapezius – sestupná vlákna, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka, TAR – zdrav – zdravá horní končetina u probandů s hřebem Targon, TAR – oper – operovaná horní končetina u probandů s hřebem Targon.

Tabulka 4. Základní statistické veličiny svalové aktivity m. deltoideus, m. supraspinatus a m. trapezius u skupiny probandů s hřebem Targon během abdukce do 45 stupňů, vyhodnocené podle Wilcoxonova párového testu.

ABDUKCE – TAR		Z	p
DELT	zdrav/oper	-1.342 ^a	0,180
SUPRASP	zdrav/oper	-0.447 ^a	0,655
TRAPEZ	zdrav/oper	-1.342 ^a	0,180
a. Vycházející z pozitivních hodnot			
b. Vycházející z negativních hodnot			

Legenda k tabulce 4: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, SUPRASP – m. supraspinatus, TRAPEZ – m. trapezius – sestupná vlákna, TAR – skupina probandů s hřebem Targon, zdrav – zdravá strana, oper – operovaná strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro možné zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme, pokud je $p < 0,05$).

Hypotézu H_0 3 ve znění: „ Při srovnání operované strany obou skupin pacientů, s dlahou Philos a hřebem Targon, není žádný rozdíl ve svalové aktivitě během pohybu do abdukce do 45 stupňů u těchto svalů:

a) *musculus deltoideus* - střední (akromiální) část.“ nelze zamítnout ($p=0,18$).

Pokud porovnáme svalovou aktivitu, zapojoval se m. supraspinatus u skupiny probandů s dlahou Philos více než u skupiny s hřebem Targon. Průměrná svalová aktivita u skupiny s dlahou Philos byla 19,97, u skupiny s hřebem Targon 0,85. Hodnota naměřených výsledků je tak u první skupiny pacientů 23,5krát větší než u druhé.

b) *musculus supraspinatus*.“ taktéž nelze zamítnout ($p=0,18$). U skupiny s dlahou Philos byla dosáhla průměrná svalová aktivita hodnoty 6,13, což je 2,2krát více než u skupiny s hřebem Targon, kde byla naměřená hodnota 2,78.

c) *musculus trapezius – sestupná vlákna*.“ nelze zamítnout, neboť nebylo dosaženo hladiny statistické významnosti ($p=0,655$). U skupiny s dlahou Philos byla vypočítána průměrná svalová aktivita 5,02, u skupiny s hřebem Targon 3,27. Svalová aktivita u první skupiny tak byla 1,5krát vyšší než u druhé skupiny.

Výsledky pro vyhodnocení hypotézy $H_0 3$ vědecké otázky č.1 jsou uvedeny v tabulce popisné statistiky (Tabulka 5) a tabulce základních statistických veličin (Tabulka 6).

Tabulka 5. Popisná statistika svalové aktivity pro m. deltoideus, m. supraspinatus a m. trapezius při porovnání operované strany u skupiny probandů s hřebem Targon a skupiny probandů s dlahou Philos během abdukce do 45 stupňů.

ABDUKCE		N	průměr	smodch	maximum
DELT	PHIL – oper	5	19,97	17,53	48,07
	TAR – oper	2	0,85	0,69	1,34
SUPRASP	PHIL – oper	5	6,13	3,49	10,53
	TAR – oper	2	2,78	3,25	5,08
TRAPEZ	PHIL – oper	5	5,02	3,81	11,64
	TAR – oper	2	3,27	4,03	6,12

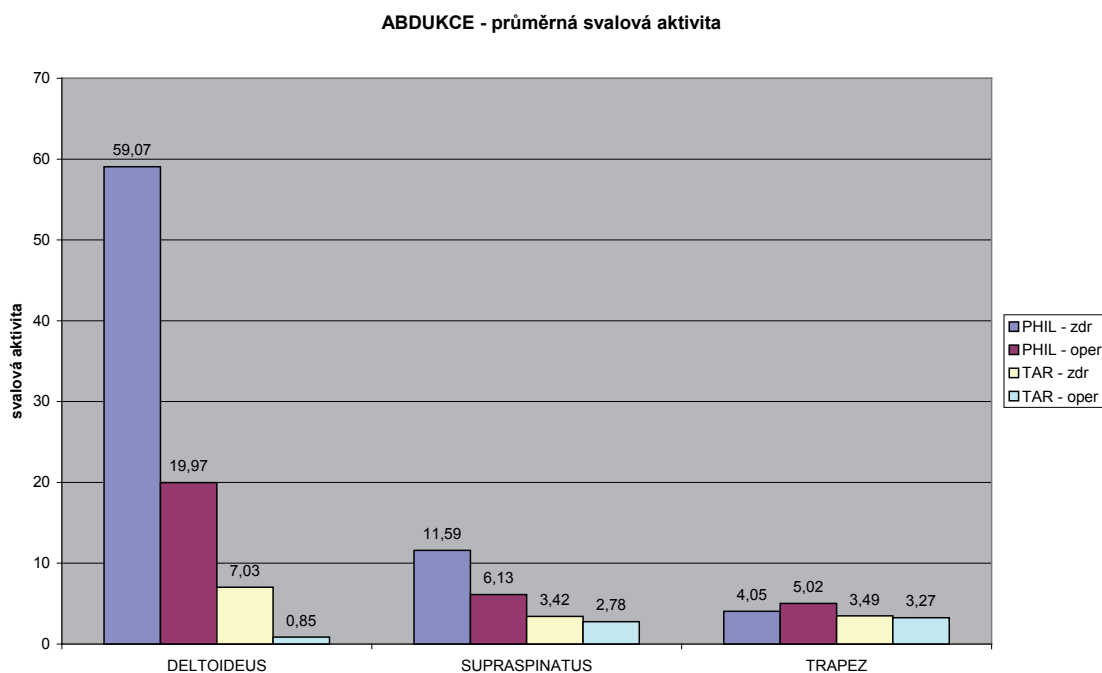
Legenda k tabulce 5: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, SUPRASP – m. supraspinatus, TRAPEZ – m. trapezius – sestupná vlákna, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka, PHIL – oper - operovaná horní končetina u probandů s dlahou Philos, TAR – oper – operovaná horní končetina u probandů s hřebem Targon.

Tabulka 6. Základní statistické veličiny svalové aktivity m. deltoideus, m. supraspinatus a m. trapezius při porovnání operované strany u skupiny probandů s hřebem Targon a skupiny probandů s dlahou Philos během abdukce do 45 stupňů, vyhodnocené podle Wilcoxonova párového testu.

ABDUKCE – TAR/PHIL		Z	p
DELT	TAR/PHIL	-1,342 ^a	0,180
SUPRASP	TAR/PHIL	-1,342 ^a	0,180
TRAPEZ	TAR/PHIL	-0,447 ^b	0,655
a. Vycházející z pozitivních hodnot			
b. Vycházející z negativních hodnot			

Legenda k tabulce 6: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, SUPRASP – m. supraspinatus, TRAPEZ – m. trapezius – sestupná vlákna, PHIL – oper - operovaná horní končetina u probandů s dlahou Philos, TAR – oper – operovaná horní končetina u probandů s hřebem Targon, oper – operovaná strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro možné zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme, pokud je $p < 0,05$).

Graf 1 - Průměrná svalová aktivita vybraných svalů u obou skupin probandů během abdukce do 45 stupňů.



Legenda ke grafu 1: PHIL – zdr – průměrná svalová aktivita zdravé končetiny u skupiny pacientů s dlahou Philos, PHIL – oper - průměrná svalová aktivita operované končetiny u skupiny pacientů s dlahou Philos, TAR – zdr - průměrná svalová aktivita zdravé končetiny u skupiny pacientů s hřebem Targon, TAR – oper - průměrná svalová aktivita operované končetiny u skupiny pacientů s hřebem Targon

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Vědecká otázka č.2 zněla: „*Jaké je zapojení svalů během pohybu v rámci opory v uzavřeném řetězci (funkční pohyb klik)? Je zde nějaký rozdíl mezi svalovou aktivitou zdravé a operované končetiny v rámci každé z hodnocených skupin? Existuje nějaký rozdíl, pokud porovnáme svalovou aktivitu operované strany u pacientů s dlahou Philos a hřebem Targon?*“

Tato otázka byla řešena ve třech hypotézách (**H₀ 4**, **H₀ 5**, **H₀ 6**), kde jsme porovnávali svalovou aktivitu zdravé a operované strany nejprve u skupiny probandů s dlahou Philos, poté u skupiny s hřebem Targon a nakonec operované strany obou skupin probandů. Vybrané svaly, na které jsme se zaměřili, jsou musculus deltoideus, musculus triceps brachii a musculus serratus anterior.

Tyto hypotézy na základě statistického zhodnocení:

Hypotézu **H₀ 4**, která zněla: „*U skupiny pacientů s dlahou Philos není během konečné fáze pohybu (brzdění těla při pohybu dolů do kliku) rozdíl mezi svalovou aktivitou, pokud porovnáme operovanou a zdravou stranu:*

a) *musculus deltoideus – střední část.*“ nelze zamítnout ($p=0,08$). Pokud porovnáme svalové aktivity, silněji se zapojoval m. deltoideus zdravé strany než operované. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 135,23, průměrná sval. aktivita operované strany 17,67. Musculus deltoideus se tak na zdravé straně aktivoval přibližně 7,6krát více.

b) *musculus triceps brachii.*“ nelze zamítnout ($p=0,345$). U tohoto svalu lze z výsledků pozorovat na zdravé straně nižší svalovou aktivitu, než jaká byla naměřena na straně operované. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 95,29, průměrná sval. aktivita operované strany 115,52. Musculus triceps brachii se tak na operované straně aktivoval 1,2krát více.

c) *musculus serratus anterior.*“ taktéž nelze zamítnout ($p=0,686$). U tohoto svalu se naměřené hodnoty téměř neliší. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 8,67,

průměrná sval. aktivita operované strany 8,56. Zapojení m. serratus anterior na zdravé straně tak bylo pouze 1,1krát vyšší.

Výsledky pro zhodnocení hypotézy H_04 vědecké otázky č.2 jsou uvedeny v tabulce popisné statistiky (Tabulka 7) a tabulce základních statistických veličin (Tabulka 8).

Tabulka 7. Popisná statistika svalové aktivity m. deltoideus, m. triceps brachii a m. serratus anterior u skupiny probandů s dlahou Philos během konečné fáze pohybu do kliku.

KLIK		N	průměr	smodch	maximum
DELT	PHIL - zdrav	5	135,23	253,83	589,09
	PHIL - oper	5	17,67	4,66	21,97
TRICEPS	PHIL - zdrav	5	95,29	45,74	171,15
	PHIL - oper	5	115,52	56,63	209,37
SERRAT	PHIL - zdrav	5	8,67	12,25	30,50
	PHIL - oper	5	8,56	7,65	21,89

Legenda k tabulce 7: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, TRICEPS – m. triceps brachii, SERRAT - m. serratus anterior, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka, PHIL – zdrav – zdravá horní končetina u probandů s dlahou Philos, PHIL – oper – operovaná horní končetina u probandů s dlahou Philos

Tabulka 8. Základní statistické veličiny svalové aktivity m. deltoideus, m. triceps brachii a m. serratus anterior u skupiny probandů s dlahou Philos během konečné fáze pohybu do kliku, vyhodnocené podle Wilcoxonova párového testu.

KLIK – PHIL		Z	P
DELT	zdrav/oper	-1.753 ^a	0,080
TRICEPS	zdrav/oper	-0.944 ^b	0,345
SERRAT	zdrav/oper	-0.405 ^b	0,686
a. Vycházející z pozitivních hodnot			
b. Vycházející z negativních hodnot			

Legenda k tabulce 8: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, TRICEPS – m. triceps brachii, SERRAT - m. serratus anterior, PHIL – skupina probandů s dlahou Philos, zdrav – zdravá strana, oper – operovaná strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro možné zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme, pokud je $p < 0,05$).

Hypotézu H_05 , ve znění: „*Během konečné fáze pohybu (brzdění těla při pohybu dolů do kliku) není u skupiny pacientů s hřebem Targon rozdíl mezi svalovou aktivitou zdravé a operované horní končetiny při porovnání těchto svalů:*

b) *musculus deltoideus – střední část.*“ nelze zamítnout ($p=0,317$). *M. deltoideus* zdravé strany se aktivoval více než tento sval na straně operované. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 0,36, průměrná sval. aktivita operované strany 0,29. Na zdravé straně byla sval.aktivita 1,2krát větší než na operované.

c) *musculus triceps brachii.*“ nelze zamítnout ($p=0,317$). Na zdravé straně se tento sval aktivoval méně než na straně operované. Průměrná sval. aktivita zdravé strany byla 3,37, průměrná sval. aktivita operované strany 7,65. *Musculus triceps brachii* se na operované straně v porovnání se zdravou stranou aktivoval 2,3krát více.

d) *musculus serratus anterior.*“ taktéž nelze zamítnout, neboť výsledky neprokázaly dostatečnou hladinu statistické významnosti ($p=0,317$). Na zdravé straně se *m. serratus anterior* zapojoval o něco méně než na straně operované. Průměrná svalová aktivita zdravé strany byla 0,35, průměrná svalová aktivita operované strany 0,54. Na operované straně tak byla naměřena 1,5krát větší aktivita.

Výsledky pro zhodnocení hypotézy **H₀5** vědecké otázky č.2 jsou uvedeny v tabulce popisné statistiky (Tabulka 9) a tabulce základních statistických veličin (Tabulka 10).

Tabulka 9. Popisná statistika svalové aktivity *m. deltoideus*, *m. triceps brachii* a *m. serratus anterior* u skupiny probandů s hřebem Targon během konečné fáze pohybu do kliku.

KLIK		N	průměr	smodch	maximum
DELT	TAR- zdrav	2	0,36	0,51	0,72
	TAR - oper	2	0,29	0,41	0,57
TRICEPS	TAR- zdrav	2	3,37	4,77	6,75
	TAR - oper	2	7,65	10,83	15,31
SERRAT	TAR- zdrav	2	0,31	0,44	0,62
	TAR - oper	2	0,54	0,76	1,08

Legenda k tabulce 9: DELT – *m. deltoideus* – střední vlákna, TRICEPS – *m. triceps brachii*, SERRAT - *m. serratus anterior*, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka, TAR – zdrav – zdravá horní končetina u probandů s hřebem Targon, TAR – oper – operovaná horní končetina u probandů s hřebem Targon.

Tabulka 10. Základní statistické veličiny svalové aktivity m. deltoideus, m. triceps brachii a m. serratus anterior u skupiny probandů s hřebem Targon během konečné fáze pohybu do kliku, vyhodnocené podle Wilcoxonova párového testu.

KLIK – TAR		Z	p
DELT	zdrav/oper	-1.000 ^a	0,317
TRICEPS	zdrav/oper	-1.000 ^b	0,317
SERRAT	zdrav/oper	-1.000 ^b	0,317
a. Vycházející z pozitivních hodnot			
b. Vycházející z negativních hodnot			

Legenda k tabulce 8: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, TRICEPS – m. triceps brachii, SERRAT - m. serratus anterior, TAR – skupina probandů s hřebem Targon, zdrav – zdravá strana, oper – operovaná strana, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro možné zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme, pokud je $p < 0,05$).

Hypotézu **H₀6** ve znění: „*Během konečné fáze pohybu (brzdění těla při pohybu dolů do kliku) není rozdíl mezi svalovou aktivitou při porovnání operované strany u skupiny pacientů s dlahou Philos a skupiny s hřebem Targon, a to pro tyto svaly:*

a) *musculus deltoideus – střední část.*“ nelze zamítnout ($p=0,347$). Pokud porovnáme hodnoty svalové aktivity u jednotlivých skupin probandů, pak nalezneme u skupiny probandů s dlahou Philos větší zapojení musculus deltoideus než u skupiny probandů s hřebem Targon. Průměrná svalová aktivita byla u první skupiny (Philos) 4,66, u druhé skupiny (Targon) 0,41. U skupiny s dlahou Philos tak byla tato hodnota 11,4krát větší.

b) *musculus triceps brachii.*“ nelze zamítnout ($p=0,25$). U tohoto svalu byla zaznamenána vyšší svalová aktivita u skupiny probandů s dlahou Philos. Průměrná svalová aktivita byla u první skupiny (Philos) 56,63, u druhé skupiny (Targon) 10,83. Pokud porovnáme tato čísla, vychází zapojení musculus triceps brachii u skupiny probandů s dlahou Philos 5,2krát vyšší.

c) *musculus serratus anterior.*“ nelze zamítnout ($p=0,465$). Vyšší hodnoty byly naměřeny u skupiny probandů s dlahou Philos. Průměrná svalová aktivita byla u první skupiny (Philos) 7,65, u druhé skupiny (Targon) 0,76. U skupiny probandů s dlahou Philos tak byla hodnota svalové aktivity 10krát vyšší.

Výsledky pro zhodnocení hypotézy H_06 vědecké otázky č.2 jsou uvedeny v tabulce popisné statistiky (Tabulka 11) a tabulce základních statistických veličin (Tabulka 12).

Tabulka 11. Popisná statistika svalové aktivity m. deltoideus, m. triceps brachii a m. serratus anterior na operované straně u skupiny probandů s dlahou Philos a s hřebem Targon během konečné fáze pohybu do kliku.

KLIK		N	smodch	průměr	maximum
DELT	PHIL – oper	5	17,67	4,66	21,97
	TAR – oper	2	0,29	0,41	0,57
TRICEPS	PHIL – oper	5	115,52	56,63	209,37
	TAR – oper	2	7,65	10,83	15,31
SERRAT	PHIL – oper	5	8,56	7,65	21,89
	TAR – oper	2	0,54	0,76	1,08

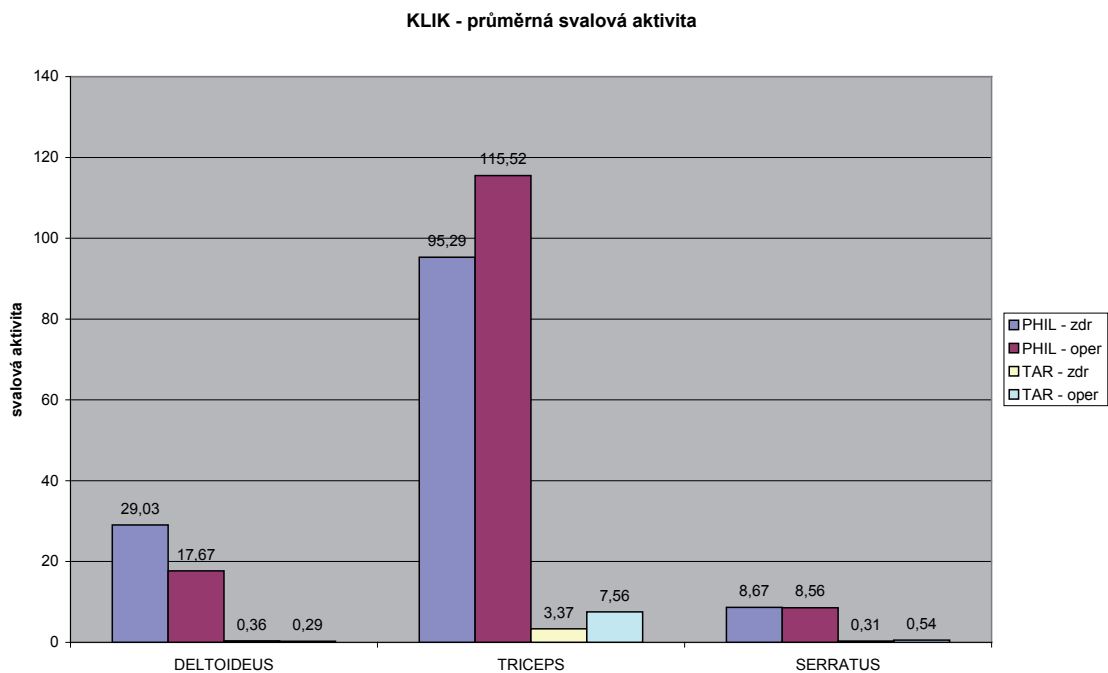
Legenda k tabulce 11: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, TRICEPS – m. triceps brachii, SERRAT - m. serratus anterior, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka, PHIL – oper – operovaná horní končetina u probandů s dlahou Philos, TAR – oper – operovaná horní končetina u probandů s hřebem Targon.

Tabulka 12. Základní statistické veličiny svalové aktivity m. deltoideus, m. triceps brachii a m. serratus anterior na operované straně u skupiny probandů dlahou Philos a s hřebem Targon během konečné fáze pohybu do kliku, vyhodnocené podle Wilcoxonova párového testu.

KLIK – TAR/PHIL		Z	p
DELT	TAR/PHIL	- 0,94 ^a	0,347
TRICEPS	TAR/PHIL	- 1,15 ^a	0,250
SERRAT	TAR/PHIL	- 0,73 ^a	0,465
a. Vycházející z pozitivních hodnot			
b. Vycházející z negativních hodnot			

Legenda k tabulce 12: DELT – m. deltoideus – střední vlákna, TRICEPS – m. triceps brachii, SERRAT - m. serratus anterior, PHIL – skupina probandů s dlahou Philos, TAR – skupina probandů s hřebem Targon, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro možné zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme, pokud je $p < 0,05$).

Graf 2 - Průměrná svalová aktivita vybraných svalů u obou skupin probandů během konečné fáze pohybu do kliku.



Legenda ke grafu 2: PHIL – zdr – průměrná svalová aktivita zdravé končetiny u skupiny pacientů s dlahou Philos, PHIL – oper - průměrná svalová aktivita operované končetiny u skupiny pacientů s dlahou Philos, TAR – zdr - průměrná svalová aktivita zdravé končetiny u skupiny pacientů s hřebem Targon, TAR – oper - průměrná svalová aktivita operované končetiny u skupiny pacientů s hřebem Targon.

4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Vědecká otázka č.3 zněla: „Je možné nalézt nějaký rozdíl v rozsazích pohybu mezi zdravou a operovanou horní končetinou u jednotlivých skupin probandů? Existuje rozdíl mezi rozsahy pohybů operované horní končetiny v závislosti na použité operační technice (dlaha Philos a hřeb Targon)?“

Tuto vědeckou otázku jsme řešili v jediné hypotéze (**H₀ 7**), ve které jsme porovnávali rozdíly mezi rozsahy pohybu ramenního pletence, nejprve mezi zdravou a operovanou končetinou u obou skupin probandů a poté operované končetiny v porovnání skupiny probandů s dlahou Philos a hřebem Targon.

Na základě statistického zhodnocení dat:

Hypotézu **H₀ 7** ve znění: „Při porovnání jednotlivých rozsahů pohybů není rozdíl mezi:

a) rozsahem pohybů zdravé a operované horní končetiny v rámci skupiny pacientů s dlahou Philos.“

- můžeme zamítnout u dvou ze zkoumaných pohybů, a to aktivního pohybu do flexe ($p=0,016$) a aktivního pohybu do abdukce ($p=0,0121$). Zde můžeme rozdíl mezi zdravou a operovanou končetinou považovat za statisticky významný. Při aktivní flexi horních končetin byla průměrná hodnota rozsahu pohybu na zdravé straně 174 stupňů, na operované straně 116. Pro pohyb do abdukce bylo na zdravé straně naměřeno průměrně 176 stupňů, na operované pouze 78 stupňů.

- pro ostatní pohyby nelze zamítnout, neboť tato data nelze označit za statisticky významné. Rozdílné hodnoty lze pozorovat ještě u pohybu do pasivní flexe, pasivní abdukce a aktivního pohybu do zevní rotace, kde byly naměřené hodnoty rozdílné o více jak 20 stupňů.

b) rozsahem pohybů zdravé a operované končetiny v rámci skupiny pacientů s hřebem Targon.“

- nelze zamítnout u žádného z měřených pohybů, neboť nebylo dosaženo dostatečné statistické významnosti rozdílu. Pokud budeme sledovat pohyby, u kterých je rozdíl mezi zdravou a operovanou stranou alespoň dvacet stupňů, pak tento rozdíl je možné sledovat pouze u aktivního pohybu do flexe a aktivního

pohybu do abdukce. U prvního z těchto pohybů (aktivní flexe) bylo na zdravé horní končetině naměřeno plných 180 stupňů, na operované 160). U druhého z těchto pohybů (aktivní abdukce) pak byl rozsah pohybu na zdravé straně 175 stupňů a na operované straně 150 stupňů.

c) rozsahem pohybů operovaných stran při porovnání skupiny s dlahou Philos a hřebem Targon.“

- můžeme zamítnout u dvou pohybů, kde bylo dosaženo hladiny statistické významnosti, a to u aktivního pohybu do flexe ($p=0,021$) a aktivního pohybu do abdukce ($p=0,048$). U prvního z těchto dvou pohybů (aktivní pohyb do flexe) byl průměrný rozsah aktivního pohybu u skupiny s hřebem Targon vyšší a dosahoval hodnoty 160 stupňů, u skupiny s dlahou Philos pak pouze 116 stupňů. U druhého z těchto pohybů (aktivní pohyb do abdukce) byla naměřená průměrná hodnota vyšší u skupiny probandů s hřebem Targon, kde dosahovala 150 stupňů. Oproti tomu u skupiny probandů s dlahou Philos byla průměrná naměřená hodnota pouze 78 stupňů.

- pro ostatní pohyby nemůže zamítnout, neboť data nedosáhla statistické významnosti. Pokud se opět zaměříme na pohyby, u kterých se průměrná hodnota při porovnání skupin lišila alespoň o dvacet stupňů, je nutné zmínit pasivní pohyb do abdukce a aktivní pohyb do zevní rotace. U prvního z těchto pohybů (pasivní abdukce) byla průměrná hodnota u skupiny s hřebem Targon 170 stupňů, zatímco u skupiny s dlahou Philos pouze 132 stupňů. U druhého pohybu (aktivní zevní rotace) pak byla průměrná hodnota u skupiny probandů s hřebem Targon 52,5 stupňů, u skupiny s dlahou Philos pouze 32 stupňů.

Výsledky pro zhodnocení hypotézy H_0 7 vědecké otázky č.3 jsou uvedeny v tabulkách popisné statistiky a základních statistických veličin, a to pro jednotlivé podbody této hypotézy (Tabulka 13,14,15).

Tabulka 13. Základní statistické veličiny a popisná statistická data pro porovnání rozsahů pohybů u skupiny probandů s dlahou Philos, vyhodnocené podle Whitney-Mannova utestu.

PHIL	Z	p	prům. zdr	prům. oper	rozdíl
a flexe	2,40	0,016	174	116	58
p flexe	-0,42	0,675	178	154	24
a extenze	0,94	0,347	40	34	6
p extenze	0,94	0,347	40	34	6
a abdukce	2,51	0,012	176	78	98
p abdukce	1,46	0,144	180	132	48
a vnitřní rot.	1,46	0,144	74	55	19
p vnitřní rot.	1,36	0,174	74	56	18
a zevní rot.	1,46	0,144	53	32	21
p zevní rot.	1,46	0,144	54	37	17

Legenda k tabulce 13: PHIL – skupina probandů s dlahou Philos, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro možné zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme, pokud je $p < 0,05$), prům. zdr – průměrná hodnota rozsahu pohybu zdravé horní končetiny, prům. oper – průměrná hodnota rozsahu pohybu operované horní končetiny, rot. – rotace, a – aktivně prováděný pohyb, p – pasivně prováděný pohyb s dopomocí terapeuta.

Tabulka 14. Základní statistické veličiny a popisná statistická data pro porovnání rozsahů pohybů u skupiny probandů s hřebem Tagon, vyhodnocené podle Whitney-Mannova utestu.

TAR	Z	p	prům. zdr	prům. oper	rozdíl
a flexe	0,31	0,378	180	160	20,0
p flexe	0,31	0,378	180	170	10,0
a extenze	0,1	0,460	40	35	5,0
p extenze	0,1	0,460	40	35	5,0
a abdukce	0,21	0,417	175	150	25,0
p abdukce	0,31	0,378	180	170	10,0
a vnitřní rot.	0,31	0,378	60	45	15,0
p vnitřní rot.	0,31	0,378	60	50	10,0
a zevní rot.	0,31	0,378	60	52,5	7,5
p zevní rot.	0,31	0,378	60	52,5	7,5

Legenda k tabulce 14: TAR – skupina probandů s hřebem Targon, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro možné zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme, pokud je $p < 0,05$), prům. zdr – průměrná hodnota rozsahu pohybu zdravé horní končetiny, prům. oper – průměrná hodnota rozsahu pohybu operované horní končetiny, rot. – rotace, a – aktivně prováděný pohyb, p – pasivně prováděný pohyb s dopomocí terapeuta.

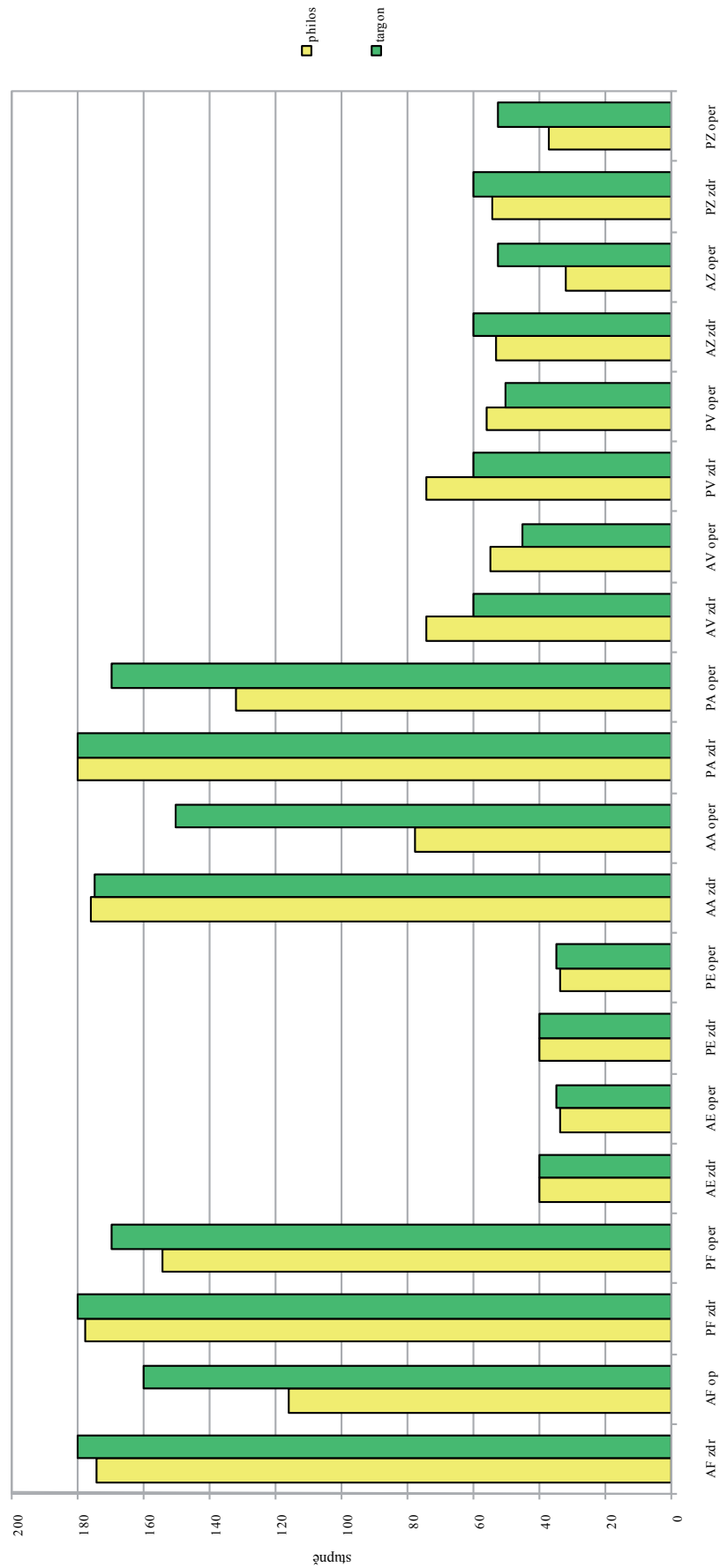
Tabulka 15. Základní statistické veličiny a popisná statistická data pro porovnání rozsahů pohybů operované horní končetiny u obou skupin probandů, s dlahou Philos a hřebem Targon. Vyhodnocené podle Whitney-Mannova testu.

PHIL/TAR	Z	p	prům. PHIL	prům. TAR	rozdíl
a flexe	-2,30	0,021	116	160	-44,0
p flexe	0,42	0,675	154	170	-16,0
a extenze	0,21	0,834	34	35	-1,0
p extenze	0,21	0,834	34	35	-1,0
a abdukce	-1,98	0,048	78	150	-72,0
p abdukce	0,42	0,675	132	170	-38,0
a vnitřní rot.	1,04	0,298	55	45	10,0
p vnitřní rot.	0,94	0,347	56	50	6,0
a zevní rot.	-1,46	0,144	32	52,5	-20,5
p zevní rot.	-1,46	0,144	37	52,5	-15,5

Legenda k tabulce 15: PHIL/TAR – porovnání skupin probandů s dlahou Philos a hřebem Targon, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro možné zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme, pokud je $p < 0,05$), prům. PHIL – průměrná hodnota rozsahu pohybu operované horní končetiny u skupiny probandů s dlahou Philos, prům. TAR – průměrná hodnota rozsahu pohybu operované horní končetiny u skupiny probandů s hřebem Targon, rot. – rotace, a – aktivně prováděný pohyb, p – pasivně prováděný pohyb s dopomocí terapeut

Graf 3 – Průměrné hodnoty aktivního i pasivního rozsahu pohybu u obou skupin probandů.

Průměrné hodnoty rozsahu pohybu



Legenda ke grafu 3: zdr – rozsah pohybu na zdravé horní končetině, oper – rozsah pohybu na operované horní končetině, AF – aktivní pohyb do flexe, AE – aktivní pohyb do extenze, PE – pasivní pohyb do extenze, AA – aktivní pohyb do abdukce, PA – pasivní pohyb do abdukce, AV – aktivní pohyb do vnitřní rotace, PV – pasivní pohyb do vnitřní rotace, AZ – aktivní pohyb do zevní rotace, PZ – pasivní pohyb do zevní rotace.

5. DISKUZE

Cílem této kapitoly je diskutovat o metodologii této práce, dosažených výsledcích a pokud možno zhodnotit získaná data s ostatními studii, které se tímto tématem zabývají.

Smyslem této práce bylo porovnat dva operační přístupy, které se v současné době nejčastěji používají jako řešení komplikovaných zlomenin proximálního humeru. Nehodnotili jsme ale Constant score pro ramenní pletenec, tak jako většina prací na toto téma, ale aktivitu jednotlivých svalů během aktivity a rozsahy pohybů v tomto skloubení. Chtěli jsme zjistit, zda existuje nějaké omezení vyplývající jako následek prodělané operace, a to v závislosti na zvoleném terapeutickém postupu. Pokud se zaměříme na tuto problematiku, lze nalézt studie, které se zabývají jedním či druhým operačním přístupem a hodnotí jej veskrze kladně (Mittlmeier, 2003, Koukakis, 2006, Višňa, 2007, Gradl, 2007, Acklin, 2009 a další). Dosažené výsledky jsou ale zhodnoceny ve většině prací pouze pomocí Constant score, které v sobě zahrnuje svalovou sílu, rozsah pohybu i dynamometrické hodnocení, nicméně už toho příliš neříká o funkčním zapojení operované končetiny. Toto score je navíc výsledkem mnoha různých položek, takže je možné získat údaj, který neodpovídá reálnému vzniklému impairmentu.

Na druhou stranu je samozřejmě škoda, že nebylo možné v rámci této práce naměřit a vyhodnocovat zmíněné Constant score, neboť bychom mohli mnohem lépe porovnávat tuto studii s výsledky ostatních studií, které jej používají, na rozdíl od námi zvoleného vyšetření pomocí polyelektromyografie. K vypracování Constant score jsme ale neměli k dispozici dynamometr standart spring balance, který se v rámci tohoto testu využívá.

Fraktury proximálního humeru sice patří mezi poměrně časté zlomeniny, přesto k operační terapii nedochází tak často (Costan, Ashwood, 2008). Proto bylo těžké získat minimálně variabilní soubor pacientů, kteří by měli podobné parametry, ať už by se jednalo o věk, pohlaví, či dobu uplynulou od operace. Některé další proběhlé studie nezahrnují příliš velké soubory pacientů (Mittlmeier, 2003, Koukakis, 2006), a pokud ano, pak díky velkému časovému rozmezí, ve kterém se studie uskutečnila (Višňa, 2007). Proto nejsou skupiny v této práci co se týče podobnosti příliš homogenní.

Dalším faktorem, který může ovlivňovat naměřená data, je potom věk jednotlivých probandů. V některých studiích se vyskytuje údaj o využití té které operační metody v závislosti na věku (Thyagarajan, 2009, Koukakis, 2006), kde doporučují hřeb Targon u mladších pacientů a dlahu Philos spíše u starších, v osteopenickém terénu. Jiné práce však nenacházejí závislost mezi věkem a zvolenou operační technikou (Mathews, Lobenhoffer, 2007). Tato práce by však odpovídala prvnímu názoru, neboť u skupiny s dlahou Philos byl průměrný věk 63 let, zatímco u skupiny s hřebem Targon pouze 40 let.

Taktéž časový interval od operace se liší, u skupiny s hřebem Targon je mnohem kratší než u skupiny s dlahou Philos. Ve většině výše zmíněných prací byla doba sledování přesně rok od operace. V této práci byla však uplynulá doba u skupiny s dlahou Philos vyšší, zatímco u skupiny s hřebem Targon nižší. Tento rozdíl může mít vliv na hojení tkání po operaci a následnou rehabilitaci funkčních dovedností ramenního pletence, potažmo celé horní končetiny. Navíc jedna skupina zahrnovala pět osob, druhá pouze dvě. Tím se může zvýšit variabilita naměřených výsledků a současně může dojít ke zkreslení výsledných údajů. Tento faktor ale nebylo možné nijak ovlivnit, snad kromě dodržování přesného postupu měření jednotlivých probandů pro zajištění konstantních podmínek a poté pokud možno co nejobektivnější zpracování naměřených dat.

V této práci se nevyskytuje kontrolní skupina zdravých pacientů, ale porovnávali jsme pouze zdravou a operovanou horní končetinu. Důvod byl ten, že díky variabilitě jednotlivých probandů by bylo náročné vybrat pacienty s podobnou tělesnou konstitucí, jakou měly jednotlivé osoby. Přišlo nám proto vhodnější porovnat operovanou stranu se zdravou. Dalo se předpokládat, že vzhledem k náhlému traumatickému vzniku fraktury byl ramenní pletenec operované strany před úrazem a operací v podobném stavu jako ramenní pletenec zdravé strany.

Další možný faktor, který mohl ovlivnit výsledky, bylo právě pohlaví probandů, protože ve skupině s hřebem Targon se nacházely dvě ženy, zatímco ve skupině s dlahou Philos kromě tří žen i dva muži. U jednoho z probandů byla naměřená svalová aktivita výrazně vyšší v porovnání s ostatními probandy, což mohlo ovlivnit výsledky. Svůj vliv

mohla mít i lateralita jednotlivých pacientů a její vliv na následné zatěžování operované horní končetiny po operaci. Zkoumání laterality ale nebylo předmětem této práce.

Dalším faktorem, který je třeba zmínit, je velikost jizvy. U operační terapie s hřebem Targon se používá menší operační přístup, dochází k menšímu poškození měkkých tkání a ne tak velké jizvě. Oproti tomu u operačního přístupu s dlahou Philos se používá deltoideopectorální, deltoideální či mikrodeltoideální přístup, který může více poškodit měkké struktury a vzniká větší jizva. Ta pak svou retrakcí může dále působit jednak sama o sobě inhibičně, zvláště na musculus deltoideus, odkud se utlumení tohoto svalu šíří dál, a jednak jako pasivní odpor při vykonávání některých pohybů, zvláště do zevní rotace a abdukce (Lewit, 2003).

Dalším vlivem je pak únava, která mohla vzhledem k opakování každého zkoumaného pohybu třikrát a vzhledem k množství jednotlivých úkonů ovlivnit výsledné hodnoty. U všech probandů ale probíhalo elektromyografické vyšetření jednotlivých úkolů ve stejném pořadí, což byla jediná možnost jak eliminovat rušivý vliv únavy. Jinak je možné, že u každého začala jindy. Posledním vlivem, který mohl ovlivnit výsledky, pak byla rychlost provedení jednotlivých úkolů, kterou šlo těžko uhlídat, aby byla u všech probandů stejná.

Pozitivními vlivy, které naopak mohly ovlivnit výsledky v kladném smyslu, bylo stejné pracoviště, kde byli všichni probandi operováni a následně rehabilitováni. Operační terapie víceúlomkových zlomenin proběhla na Traumatologickém oddělení fakultní nemocnice Olomouc. Ucelená rehabilitační terapie pak po několik týdnů probíhala v rámci Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Olomouc. Tím by mělo být zajištěno alespoň částečně homogenity jednotlivých probandů z pohledu operačního přístupu a následných faktorů rehabilitace, jako je doba imobilizace a aplikovaný rehabilitační přístup.

5.1 Zvolené aktivity a hodnocené svaly

Ze všech prováděných aktivit jsme vybrali dvě, a to pohyb do abdukce a pohyb v uzavřeném řetězci do kliku.

První z těchto pohybů byl vybrán k posouzení, zda vlivem operace nedochází k výpadku svalové aktivity musculus supraspinatus. Tento sval se dle některých autorů (Véle, 2006) podílí v první fázi pohybu do abdukce, jakoby tento pohyb „startuje“. Dle Kapandjiho (2007) se na abdukci už od počátku spolupodílí jak musculus supraspinatus, tak i musculus deltoideus, a proto jsme se zaměřili i na něj, abychom posoudili oba dva hlavní abdukční svaly. Navíc musculus deltoideus je sval, který by potenciálně mohl být poškozen operačním přístupem, ať už samotným poškozením měkkých struktur v oblasti operace, či poškozením nervových struktur. Tento sval je inervován z nervus axillaris, který může být právě během operačního zásahu poškozen (Bartoniček, Heřt, 2004). Třetím vybraným svalem byl musculus trapezius, a to proto, že tento sval při poruše stereotypu abdukce přebírá funkci ostatních abduktorů ramenního pletence a vede k souhybu. Chtěli jsem proto porovnat u obou skupin zapojení tohoto svalu, abychom tím potvrdili či vyvrátili domněnku o používání m. trapezius v rámci potenciálně vzniklého chybného stereotypu pohybu do abdukce. Dále jsme ještě chtěli hodnotit musculus infraspinatus, protože při výpadku funkce tohoto svalu nedochází během abdukce ke stažení hlavice humeru směrem dolů. Následkem toho pak hlavice naráží na akromioklavikulární oblouk. Na základě této mechanické zarážky dochází jednak k poškozování struktur dané oblasti, dále impingement syndromu a vytvoření náhradního stereotypu provádění pohybu. Naměřená data však nebyla validní a proto jsem je nakonec nepoužili.

Druhým vybraným pohybem byl pohyb do kliku, kde jsme chtěli porovnat aktivitu svalů během pohybu v uzavřeném řetězci, v excentrické fázi brzdění těla proti gravitaci při pohybu směrem dolů. Během excentrické činnosti svalu se aktivuje více motorických jednotek (Máček, Vávra, 1988) a proto by mohl být rozdíl v zapojení jednotlivých svalů markantnější. Navíc v uzavřeném řetězci se přesouvá bod opory distálně a proximálně dochází k pohybu (Whiting, Zernicke, 2008), čímž se opět zvyšuje nárok na kontrolu řízení svalových souher. Vybranými svaly byly musculus deltoideus, kvůli jeho stabilizační funkci a také ze stejných důvodů, které jsou uvedeny v předchozím odstavci. Dalším

svalem byl musculus triceps brachii, což je sval, který mívá tendenci k útlumu, pokud dochází k poruše svalových souher ramenního pletence a zároveň je to hlavní sval, který brzdí pohyb dolů do kliku. Třetím vybraným svalem byl musculus serratus anterior, který by měl jako dolní stabilizátor lopatky pomáhat ostatním svalům stabilizovat ramenní pletenec v rámci pohybu v uzavřeném řetězci. I tento sval mívá tendenci k funkčnímu útlumu (Lewit, 2003, Véle, 2006).

5.2 Limity měření

Prvním limitem, který je třeba zmínit, je omezení pohybu v ramenní pletenci, zvláště během aktivního pohybu do abdukce či flexe. Jednak bylo díky tomu nutné pozorovanou abdukci omezit na prvních 45 stupňů. O moc výše už někteří probandi nebyli schopni končetinu zvednout. Tím docházelo na konci pohybu ke zvýšení svalové aktivity. Ta ovšem byla způsobená pouze pohybem proti odporu, s nemožností pokračovat v započatém pohybu, nikoli samotným pohybem, který pokračoval pouze na zdravé končetině. Tuto část záznamu jsem se snažili eliminovat, aby nezasahovala do námi zkoumaných záznamů, protože by mohla být zavádějící. Naším cílem bylo porovnat svalovou aktivitu pouze během probíhajícího pohybu a ne ve chvíli, kdy končetina již zůstává v jedné pozici a ke zvýšení svalové aktivity tak dochází pouze na základě práce svalu proti odporu a gravitaci.

Dalším faktorem, proč jsme nemohli použít záznam z některých úkolů, bylo použití náhradních stereotypů, které bývá velice variabilní (Latash, 1998) a pro různé probandy velice rozdílné. Těchto mechanismů využívali hlavně probandi, u kterých bylo možné sledovat větší omezení v aktivním rozsahu pohybu a u kterých tak docházelo k vytvoření různých cest, jak tuto překážku obejít.

5.3 Porovnání svalové aktivity jednotlivých zkoumaných svalů během pohybu do abdukce, u obou skupin probandů, na zdravé i operované horní končetině

5.3.1 Musculus deltoideus

Zapojení musculus deltoideus bylo u obou skupin vyšší na zdravé straně, u skupiny s dlahou Philos 2,9krát, u skupiny s hřebem Targon dokonce 8,3krát. Tato data sice nebylo

možné označit za statisticky významná, přesto vedou k závěru, že aktivita tohoto svalu zůstává po operaci stále slabší než na zdravé straně. U skupiny s hřebem Targon je tento rozdíl znatelnější. Při porovnání operovaných stran vychází silnější svalová aktivita u skupiny Philos, a to 23,8krát. Můžeme se domnívat, že tak velký rozdíl byl ovlivněn výše zmíněným faktorem, kdy v první skupiny zahrnovala dva vzhledově statnější muže, zatímco druhá skupina pouze dvě ženy, spíše astenické konstituce.

5.3.2 Musculus supraspinatus

Druhý z abdukčních svalů se zapojoval také na zdravé horní končetině více než na končetině po operaci. U skupiny s dlahou Philos to bylo 1,9krát více, u skupiny probandů s hřebem Targon byl tento rozdíl 2,78 ve prospěch zdravé horní končetiny. Pokud opět porovnáme svalovou aktivitu operované horní končetiny obou skupin, u skupiny s dlahou Philos získáme 2,78krát vyšší hodnotu než u skupiny probandů s hřebem Targon.

5.3.3 Musculus trapezius

Svalová aktivita tohoto svalu měla odpovědět na výše zmíněnou domněnku, kdy na straně operované by mohlo dojít k vyšší aktivitě, kvůli použití náhradního stereotypu elevace ramene místo zhoršeného pohybu do abdukce. K vyššímu zapojení m. trapezius zdravé strany opravdu došlo, tento rozdíl ale nebyl nijak markantní, u skupiny s dlahou Philos byla svalová aktivita 1,2krát větší, u skupiny s hřebem Targon 1,1krát vyšší. V porovnání zapojení m. trapezius operovaných stran u obou skupin probandů vychází vyšší průměrná svalová aktivita u skupiny probandů s dlahou Philos, a to 1,5krát.

5.4 Porovnání svalové aktivity jednotlivých zkoumaných svalů během pohybu do kliku, u obou skupin probandů, na zdravé i operované horní končetině

5.4.1 Musculus deltoideus

Během pohybu do kliku nacházíme opět sníženou svalovou aktivitu na operované straně, tentokrát výraznější. U skupiny s dlahou Philos byla průměrná svalová aktivita 7,6krát vyšší ve prospěch zdravé horní končetiny. U skupiny s hřebem Targon nebyl tento rozdíl tak znatelný, zdravá strana se zapojovala pouze 1,2krát více než operovaná horní

končetina. Při porovnání obou skupin probandů se m. deltoideus zapojoval 11,4krát více u skupiny s dlahou Philos.

5.4.2 Musculus triceps brachii

U skupiny s dlahou Philos nebyl rozdíl mezi zapojením toho svalu nijak výrazný, na zdravé straně byla průměrná svalová aktivita pouze 1,2krát vyšší než na operované straně. U skupiny s hřebem Targon byl tento rozdíl větší, zdravá horní končetina se aktivovala 2,3krát více než operovaná. Při porovnání operovaných stran u obou skupin pacientů pak vychází svalová aktivita operovaných stran u skupiny s dlahou Philos 5,2krát vyšší.

5.4.3 Musculus serratus anterior

U skupiny s dlahou Philos nebyl téměř žádný rozdíl mezi průměrnou svalovou aktivitou zdravé a operované horní končetiny. Na zdravé straně se sval zapojoval pouze 0,1krát více. U skupiny s hřebem Targon byla průměrná svalová aktivita na zdravé straně dokonce lehce nižší než na operované končetině, a to 0,4krát. V porovnání obou skupin se pak u skupiny s dlahou Philos zapojoval m. serratus anterior 10krát více než u druhé skupiny probandů.

5.5 Porovnání rozsahů pohybů

Pokud porovnáme rozsahy pohybu u jednotlivých probandů, zjistíme v první skupině osob s dlahou Philos široké spektrum rozdílných hodnot. U druhé skupiny tak výrazné rozdíly nenacházíme, ani v jednom ze zkoumaných rozsahů pohybů. Pokud ale porovnáme průměrné hodnoty, vychází v tomto ohledu skupina s hřebem Targon mnohem lépe. Je zajímavé, že při porovnání aktivního a pasivního rozsahu pohybu u skupiny s dlahou Philos lze pozorovat poměrně velké rozdíly, což by mohlo poukazovat na to, že omezený rozsah pohybu není způsoben strukturálními změnami. Přesto se nám v této práci nepodařilo potvrdit významné oslabení svalové síly operované končetiny v porovnání se zdravou a naopak tento rozdíl byl markantnější u skupiny s hřebem Targon, kde ale nenalzáme takový rozdíl mezi aktivním a pasivním rozsahem.

5.6 Celkové zhodnocení

Celkově nacházíme větší rozdíly ve svalové aktivitě operované končetiny oproti zdravé u skupiny s hřebem Targon. Vezmeme-li ale v úvahu i rozsahy pohybů, které u těchto probandů dosahují vyšších hodnot, pak sice máme u této skupiny větší rozdíl mezi průměrnými svalovými aktivitami zdravé a operované končetiny, ale s přihlédnutím k dosaženým hodnotám rozsahu pohybu je nutné tuto skupinu hodnotit jako funkčně schopnější. Otázkou zůstává, proč tomu tak je. Hypoteticky jsme vyloučili svalové či nervové poškození, minimálně těch svalů, které jsem zkoumali a stejně tak i jejich funkční inaktivitu. Přesto jsou udávané aktivní rozsahy pohybu výrazně nižší než u skupiny s dalhou Philos než s hřebem Targon. Nikoli však pasivní rozsahy, u kterých není rozdíl tak znatelný. Vzhledem k tomu, že svalové zapříčinění tohoto rozdílu je víceméně možné vyloučit, zde musí být jiný důvod. Další z možných variant, proč tomu tak je, by mohl být vzniklý impingement syndrom, který je uváděn i v jiných studiích (Koukakis, 2006, Višňa, 2007). Tento syndrom může vzniknout jako jedna z možných komplikací vzniklých po operaci. Prvním důvodem může být samotný kovový materiál, kdy nedochází k přesnému umístění dlahy a okraj tohoto kovu působí jako „zarážka“ bránící provádění jakéhokoli pohybu nad horizontálu. Druhým pak výše zmíněná inaktivita m. infraspinatus, která se ale v námi naměřených výsledcích neukázala. Z tohoto úhlu pohledu je škoda, že jsme se v této práci nezabývali i pohybovou aktivitou nad horizontálou, kterou jsme primárně vyloučili v rámci zachování co největší homogenity prováděného pohybu s vyloučením náhradních mechanismů při poruše správného stereotypu pohybu. Toto téma by možná bylo vhodně nadále sledovat, spolu s rozšířením obou skupin probandů pro dosažení lepších a statisticky významnějších dat.

ZÁVĚR

V této práci jsme se zaměřili na porovnání dvou operačních přístupů, které se používají k řešení komplikovaných víceúlomkových zlomenin. Prvním z nich byla dlahá Philos, které se přikládá zvenku na kost, druhou pak nitrodřeňový hřeb Targon. Cílem této práce bylo podat souhrnné informace o ramenním pletenci, frakturách proximálního humeru a operačním řešení těchto zlomenin. Dále pak jsme na dvou skupinách pacientů měřili svalovou aktivitu při provádění pohybových úkolů a snažili se zjistit, která z těchto dvou metod je v rámci funkčního zapojení horní končetiny po prodělané operaci vhodnější. Výsledky této práce však nepřinesly jednoznačné zhodnocení. Ohledně svalové aktivity při porovnání zdravé a operované horní končetiny vycházela lépe skupina pacientů s dlahou Philos, u které byl menší rozdíl mezi oslabenou operovanou a zdravou končetinou. Na druhou stranu ohledně dosažených rozsahů pohybů, a to hlavně aktivních, vycházela lépe druhá skupina s hřebem Targon. U skupiny s dlahou Philos se nacházel větší rozdíl mezi aktivním a pasivním pohybem, a to hlavně pro pohyb nad horizontálu. Vzhledem k tomu, že nebyl prokázán nijak významný rozdíl mezi zapojením vybraných svalů operované a zdravé končetiny, by mohlo být možným vysvětlením těchto nekorelujících výsledků vznik impingement syndromu, který brání provedení pohybu. Mezi autory studií na téma operačního řešení víceúlomkových fraktur proximálního humeru se uvádí impingement syndrom jako jedna z možných komplikací, která může po tomto operačním zákroku nastat. V celkovém zhodnocení, s přihlédnutím právě k funkčním rozsahům pohybu, proto vychází operační zákrok s implantací hřebu Targon jako výhodnější pro dosažení co nejoptimálnějšího funkčního zapojení po prodělané traumatické fraktuře.

POUŽITÉ ZDROJE

- Acklin, M. et al.: Minimal Invasive PHILOS-Plate Osteosynthesis in Proximal Humeral Fractures, *European Journal of Trauma and Emergency Surgery Original*, 2009, 35/1
Dostupné na internetové adrese:
<http://www.springerlink.com/content/821wnq1514880695>
- Aesculap orthopaedics Targon PH Targon H : Intramedullary Nail System for the Proximal Humerus and the Humeral Shaft, *manuál firmy Braun*, 2009
Dostupné na internetové adrese:
http://www.aesculap-extra.net/public/frame_doc_index.html?med_id=100052449
- Bartoníček, J. , Heřt, J. : *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*, 1.vydání, Praha: Maxdorf, 2004
ISBN: 80-7345-017-8
- Cailliet, R.: *Shoulder pain*, 3. vydání, USA: F.A. Davis Company, 1991
ISBN: 0-8036-1614-7
- Copeland, S. A.: Fractures of the proximal humerus, *Current Orthopaedics*, 1995;9:241-8
Dostupné na internetové adrese:
<http://www.orthosupersite.com/view.aspx?rid=25640>
- Costan, L., Ashwood N.: Injuries to the proximal humerus, *Trauma* 2008; 10: 175–182
Dostupné na internetové adrese:
<http://tra.sagepub.com/content/10/3/175.full.pdf+html>
- David, G., et al.: EMG and strenght correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint, *Clinical Biomechanics*, 2000,15
Dostupné na internetové adrese:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10627325>
- De Luca, C. J.: The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of applied biomechanics*, 1997, 13, 135-163
Dostupné na internetové adrese:
http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Biomechanics.pdf

- Dylevský, I. : *Speciální kineziologie*, 1. vydání, Praha: Grada, 2009
ISBN: 80-7345-017-8
- Fazal, M.A., Hadad, F.S.: Philos plate fixation for displaced proximal humeral fractures, *Journal of Orthopaedic Surgery*, 2009,17/1
Dostupné na internetové adrese:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19398786>
- Gradl, G. et al.: Angular and sliding stable antegrade nailing (Targon PH) for the treatment of proximal humeral fractures, *Archives of Orthopaedic&Trauma Surgery*, 2007, 127
Dostupné na internetové adrese:
<http://web.ebscohost.com/ehost/detail?vid=2&hid=10&sid=f747b296-d6ca-446e-b5b7-3e8900e84f45%40sessionmgr4&bdata=JnNpdGU9ZWhvc3QtG12%3d#db=s3h&AN=27081294>
- Hamill, J., Knutzen, K. M.: *Biomechanical basis of human movement*, 3. vydání, USA: Lippincott Williams&Wilkins, 2009
ISBN : 978-0-7817-9128-1
- Hertel, R. et al.: Predictors of humeral head ischemia after intracapsular fracture of the proximal humerus, *Journal of shoulder and elbow surgery*, 2004, 13
Dostupné na internetové adrese:
[http://www.jshoulderelbow.org/article/S1058-2746\(04\)00079-5/](http://www.jshoulderelbow.org/article/S1058-2746(04)00079-5/)
- Hertling, D., Kessler, R.M.: *Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods*, 4. vydání, USA: Lippincott Williams&Wilkins, 2006
ISBN: 978-0-7817-3626-9
- Janda, V., Pavlů, D.: *Goniometrie*, 1. vydání, Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993
ISBN : 80-7013-160-8
- Janda, V.: *Svalové funkční testy*, 1. vydání, Praha: Grada, 2004
ISBN:80-247-0722-5
- Kapandji, A.I.: *The physiology of the joints, volume 1 - The upper limb*, 6. vydání, London: Churchill livingstone elsevier, 2007
ISBN-13: 978-0-4431-0350-6

- Kasman, G.S. et al.: *Clinical application in surface electromyography*, 1. vydání, Maryland: An Aspen Publication, 1998
ISBN:0-8342-0752-4
- Kazakos K. et al.: Internal fixation of proximal humerus fractures using the Polarus intramedullary nail, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2007, 89
Dostupné na internetové adrese:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17619889>
- Korner J. et al.: Crossed screw osteosynthesis of proximal humerus fractures, *Zeitschrift fur orthopedie und Unfallchirurgie*, 2001, 104
Dostupné na internetové adrese:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11572128>
- Koukakis, A. et al.: Fixation of Proximal Humerus Fractures Using the PHILOS Plate: Early Experience, *Clinical Orthopaedic and Related Research*, 2006, 442
Dostupné na internetové adrese:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16394749>
- Latash, L.M.: *Neurophysiological Basis of Movement*, 1. vydání, USA: Human Kinetics, 1998
ISBN: 0-88011-756-7
- Lewit, K.: *Manipulační léčba*, 5. vydání, Praha: Sdělovací technika, 2003
ISBN: 80-86645-04-5
- Máček, M., Vávra, J.: *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*, 2. vydání, Praha: Avicenum, 1998
ISBN: není uvedeno
- Mathews, J., Lobenhoffer, P.: The Targon PH nail as an internal fixator for unstable fractures of the proximal humerus, *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 2007, 19
Dostupné na internetové adrese:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17728984>
- McRae, R., Esser, M.: *Practical fracture treatment*, 4. vydání, London: Churchill livingstone elsevier, 2002
ISBN: 0-443-07037-7
- Mittlmeier, W.F. et al.: Stabilization of proximal humeral fractures within an

angular and sliding stable antegrade loping nail (Targon PH), *The Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, 2003, 85

Dostupné na internetové adrese:

http://www.ejbs.org/cgi/content/extract/85/suppl_4/136

- Nestrojil, P.: Použití úhlově stabilních implantátů u zlomenin proximálního humeru, *Medical tribune*, 2008, 35

Dostupné na internetové adrese:

<http://www.tribune.cz/clanek/13120>

- Oatis, C. A.: *Kinesiology: The biomechanic and pathomechanics of human movement*, 2. vydání, USA: Wolters Kluwer, 2009

ISBN: 978-0-7817-7422-2

- PHILOS + PHILOS Long. *The anatomic fixation system for the proximal humerus with angular stability, Surgical technique, manuál firmy Synthes*, Switzerland: Stratec Medical, 2005

Dostupné na internetové adrese:

<http://www.shoulderdoc.co.uk/documents/Philos.pdf>

- Pokorný, V.: *Traumatologie*, 1. vydání, Praha: Triton, 2002

ISBN: 80-7254-277-X

- Rodová et al.: Současné možnosti využití povrchové elektromyografie, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, 4

ISSN: 1211-2658

- Schfpinger G., Szyszkowitz R., Selbert F. J.: Current concepts in the treatment of proximal humeral fractures, *Current Orthopaedics*, 1997, 11

Dostupné na internetové adrese:

[www.medicinepublishing.com/periodicals/ycuor/article/S0268-0890\(97\)90035-9/pdf](http://www.medicinepublishing.com/periodicals/ycuor/article/S0268-0890(97)90035-9/pdf)

- Thyagarajan, D.S. et al.: Functional outcome following proximal humeral interlocking system plating for displaced proximal humeral fractures, *International Journal of Shoulder Surgery*, 2009, 3

Dostupné na internetové adrese:

<http://www.internationalshoulderjournal.org/article.asp?issn=0973-6042;year=2009;volume=3;issue=3;spage=57;epage=62;aulast=Thyagarajan>

- Vélé, F.: *Kineziologie – Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*, 2. vydání, Praha: Triton, 2006
ISBN: 80-7254-837-9
- Višňa P. et al.: Ošetření zlomenin proximálního humeru pomocí úhlově stabilního antegrádního zajištěného nitrodřeňového hřebu – prospektivní studie, *Rozhledy v Chirurgii*, 2007, 4
Dostupné na internetové adrese:
<http://www.prolekare.cz/rozhledy-v-chirurgii-clanek?id=2294>
- Whiting, W.C., Zernicke, R.F.: *Biomechanics of musculoskeletal injury*, 2. vydání, USA: Human Kinetics, 2008
ISBN-13: 978-0-7360-5442-3
- Žvák, I. et al.: *Traumatologie ve schématech a RTG obrazech*, 1. vydání, Praha: Grada, 2006
ISBN : 80-247-1347-0

PŘÍLOHY

Příloha 1. – dotazník pro kineziologický rozbor pacienta

Vyšetřovací protokol pro diplomovou práci

datum:

Jméno pacienta:.....ročník.....

typ osteosyntézy: Targon / Philos

datum operace:

1) měření kloubních rozsahů ramenního kloubu (metoda SFTR)

levá		Rozsah pohyblivosti kloubní	pravá	
aktivní	pasivní	Ramenní kloub	aktivní	pasivní
		FLEXE 0 - 180		
		EXTENZE 0 - 50		
		ABDUKCE 0 - 180		
		HORIZONTÁLNÍ ABDUKCE 0 - 125		
		VNITŘNÍ ROTACE 0 - 95		
		ZEVNÍ ROTACE 0 - 80		

Poznámky:

2) svalový funkční test (dle Jandy)

levá	Svalový funkční test	pravá
	m. trapezius (<i>?sestupná vlákna – horní část</i>)	
	m. deltoideus (<i>střední – abdukční část</i>)	
	m. triceps brachii	
	m. biceps brachii	
	m. supraspinatus	
	m. infraspinatus	
	m. serratus anterior	
	m. latissimus dorsi	

Poznámky:

Příloha 1. – dotazník pro kineziologický rozbor pacienta – druhá strana

3) funkční vyšetření aktivních pohybů ramenního kloubu

zevní rotace

pacient /-ka dosáhne na:

ústa	čelo	temeno hlavy	zátylek	trn C 7
------	------	--------------	---------	---------

vnitřní rotace

pacient /-ka dosáhne na:

sakrum	zadní kristy	trn L 5	trn Th 10
--------	--------------	---------	-----------

addukce

pacient /-ka dosáhne na zdravé končetině na:

klíček	akromion	zadní plochu ramene	vnitřní hranu lopatky
--------	----------	---------------------	-----------------------

4) bolest

- trvalý charakter bolesti
ANO / NE
- bolest interminentní, únavová po zátěži
ANO / NE
- bolest v noci
ANO / NE
- bolest občasná, nezávislá na vnějších okolnostech
ANO / NE

Příloha 2. – tabulka s vyhodnocenými daty z kineziologického dotazníku

Soupis probandů - ROM												
Philos	datum operace	strana	AF - zdr	AF - oper	PF - zdr	PF - oper	AE - zdr	AE - oper	PE - zdr	PE - oper	PZ - zdr	PZ - oper
1. kub	26.5.2009	L	180	80	180	180	40	30	40	40	40	30
2. hamb	13.6.2008	L	180	130	180	180	40	20	40	40	40	20
3. šim	21.9.2009	P	170	160	180	180	40	40	40	40	40	40
4. kap	29.4.2009	P	180	110	180	120	40	40	40	40	40	40
5. spu	30.10.2010	P	160	100	170	110	40	40	40	40	40	40
Targon												
6. hab	13.2.2010	P	180	150	180	170	40	40	40	40	40	40
7. zatl	7.1.2010	L	180	170	190	170	40	30	40	40	40	30

Philos	AA - zdr	AA - oper	PA - zdr	PA - oper	AV - zdr	AV - oper	PV - zdr	PV - oper	AZ - zdr	AZ - oper	PZ - zdr	PZ - oper
1. kub	180	45	180	110	50	40	50	40	60	40	60	45
2. hamb	180	90	180	180	90	60	90	60	60	60	60	60
3. šim	170	75	180	180	60	60	60	60	30	10	30	20
4. kap	170	85	180	90	90	45	90	50	55	20	60	25
5. spu	180	95	180	100	80	70	80	70	60	30	60	35
Targon												
6. hab	170	130	180	170	60	40	60	50	60	55	60	55
7. zatl	180	170	180	170	60	50	60	50	60	50	60	50

Legenda: zdr – rozsah pohybu na zdravé horní končetině, oper – rozsah pohybu na operované horní končetině, AF – aktivní pohyb do flexe, PF – pasivní pohyb do flexe, AE – aktivní pohyb do extenze, PE – pasivní pohyb do extenze, AA – aktivní pohyb do abdukce, PA – pasivní pohyb do abdukce, AV – aktivní pohyb do vnitřní rotace, PV – pasivní pohyb do vnitřní rotace, AZ – aktivní pohyb do zevní rotace, PZ – pasivní pohyb do zevní rotace.

Příloha 3. – dlaha Philos a hřeb Targon



Obrázky 1. a 2. – dlaha Philos



Obrázek 3. – hřeb Targon