

Univerzita Karlova v Praze 1. lékařská fakulta

Postgraduální doktorský program v biomedicině
Studijní obor: Experimentální chirurgie



MUDr. Rastislav Hromádka

Třídimensionální anatomie proximálního humeru a úponů rotátorové manžety
Klinicko-anatomická studie pro optimalizaci implantace alopplastiky ramena

Three-dimensional anatomy of the proximal humerus and rotator cuff attachments
Study of clinical anatomy for optimization of shoulder arthroplasty implantation

Disertační práce

Školitel:
Doc. MUDr. David Pokorný, CSc.

Praha, 2011

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

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

V Praze, 10.1.2011

MUDr. Rastislav Hromádka

Podpis

Identifikační záznam:

HROMÁDKA, Rastislav. *Třídimensionální anatomie proximálního humeru a úponů rotátorové manžety. Klinicko-anatomická studie pro optimalizaci implantace alopplastiky ramena. [Three-dimensional anatomy of the proximal humerus and rotator cuff attachments. Study of clinical anatomy for optimization of shoulder arthroplasty implantation].* Praha, 2011. Počet stran 92, počet příloh 3. Disertační práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ortopedická klinika 1. LF UK a FN Motol. Vedoucí práce Pokorný, David.

Abstrakt:

Disertační práce popisuje anatomické studie, které probíhaly v letech 2002 až 2009 na Ortopedické klinice 1. lékařské fakulty a FN Motol a Anatomickém ústavu 1. lékařské fakulty UK v Praze. Studie byly zaměřeny na oblast horního konce pažní kosti za účelem změření prostorových vztahů anatomických struktur, a to zejména úponových míst svalů rotátorové manžety k optimalizaci implantace alopastiky ramenního kloubu.

Klinicko-anatomická studie, jejíž výsledky byly publikovány v roce 2010, byla zaměřena na měření úhlových vztahů jednotlivých struktur proximálního humeru. V oblasti proximálního humeru bylo vyznačeno 29 bodů na kortikální kosti, které definovaly pozici mediálního okraje tuberculum majus, laterálního okraje tuberculum minus, sulcus intertubercularis, crista tuberculi majoris a k definici osy proximální metafýzy pažní kosti a collum anatomicum.

Metoda, která definovala základní prostorové osy (osa hlavice a osa proximální diafýzy) proximálního humeru pomocí optimalizovaného počtu referenčních bodů na collum anatomicum a na proximální metafýze pažní kosti, měřila úhly zájmu v transverzálních rovinách. Měřeny byly úhly, které svírá osa hlavice s uvedenými úponovými místy a sulcus intertubercularis.

Výsledky studie byly použity na statistické zhodnocení přesnosti rekonstrukce retrotorze hlavice pažní kosti podle kostěných struktur proximálního humeru. Navrženy byly průměrné hodnoty retrotorze vhodné pro její rekonstrukci v průběhu implantace náhrady ramena podle zmíněných svalových úponových míst.

Abstract:

The thesis describes the anatomical study, which has been taken place at Orthopedic Clinic of the 1st Faculty of Medicine, Motol University Hospital and at Institute of Anatomy 1st Faculty of Medicine, Charles University in Prague from 2002 till 2009. The study was focused on the area of the upper part of the humerus in order to measure spatial relationships among anatomical structures, especially attachments of rotator cuff muscles to optimize implantation arthroplasty of shoulder joint.

Clinico-anatomical study, which results were published in 2010, was also based at measuring angular relations of structures proximal humerus. The proximal humerus was marked by 29 points on the cortical bone, which defined the position of the medial margin of the greater tubercle, the lateral margin of the lesser tubercle, bicipital groove, the crest of greater tubercle and to define position of the proximal humeral metaphyseal axis and anatomical neck.

Measurements were carried out in the transversal planes and the measurement method was developed on the reconstruction and the spatial definition of basic axes (axis of humeral head and axis of proximal humeral shaft) with the optimized number of reference points of anatomical neck and cortical bone of proximal humeral shaft. Angles between the axis of the head and defined landmarks of muscles attachments and bicipital groove were then measured.

Results of the study were used to assess the suitability of bony landmarks of the proximal humerus as far as their accuracy in reconstruction of the retroversion during operation of shoulder arthroplasty. We also proposed average angles suitable for reconstruction the retroversion.

Klíčová slova:

Endoprotéza ramenního kloubu, retroverze hlavice pažní kosti, retrotorze hlavice pažní kosti, tuberculum majus, tuberculum minus, sulcus intertubercularis, crista tuberculi majoris

Key words:

Arthroplasty of shoulder, retroversion of humeral head, retroversion of humeral head, greater tubercle, lesser tubercle, bicipital groove, crest of greater tubercle

Poděkování

V první řadě bych rád poděkoval svému školiteli, doc. MUDr. Davidu Pokornému, CSc. a prof. MUDr. Antonínu Sosnovi, DrSc., kteří mi umožnili seznámení se se zajímavou částí ortopedie. Částí, která se zabývá náhradou ramenního kloubu. Děkuji jim za cenné rady a připomínky při vzniku vědeckých studií, které jsou nedílnou součástí této disertační práce.

Dále bych rád poděkoval všem lékařům Ortopedické kliniky 1. LF UK a FN Motol, s nimiž jsem měl a mám tu čest spolupracovat, za vytvoření přátelské atmosféry a pomoc v mých ortopedických začátcích.

Neméně bych rád poděkoval prof. MUDr. Miloši Grimovi, CSc., přednostovi Anatomického ústavu 1. LF UK, za cenné postřehy při vzniku mých vědeckých prací a umožnění přístupu k rozsáhlým sbírkám anatomických preparátů, bez kterých by tato práce nikdy nemohla vzniknout.

V neposlední řadě bych rád poděkoval své rodině za podporu během mého dlouhého studia.

Obsah

Shrnutí současných poznatků:

1. Úvod	8
2. Stručná historie endoprotetiky ramenního kloubu a typy moderních implantátů	9
2.1. Počátky endoprotetiky ramena	9
2.2. Moderní endoprotézy ramena	9
2.3. Současné systémy náhrad ramena	12
2.4. Systém náhrady ramena ProSpon	17
3. Indikace a kontraindikace hemiartroplastiky ramenního kloubu	20
3.1. Indikace	20
3.2. Kontraindikace	22
4. Anatomie ramenního kloubu	26
4.1. Vazivový aparát ramena	26
4.2. Svaly pletence ramena	26
4.3. Vývoj horního konce pažní kosti	30
5. Geometrie horního konce pažní kosti	31
5.1. Úvod	31
5.2. Studie popisující tvar proximálního humeru	31
5.3. Studie sledující parametry nastavení protézy	36
6. Operační přístup a implantace endoprotézy ramena	39
6.1. Operační přístup	39
6.2. Hemiartroplastika ramena při degenerativním onemocnění	41
6.3. Hemiartroplastika ramena implantovaná v případě zlomeniny	45

Experimentální část:

7. Studie anatomie proximálního humeru a úponů rotátorové manžety a její uplatnění při aloplastice ramenního kloubu	50
7.1. Úvod	50
7.2. Materiál a metoda	51
7.3. Výsledky	59
7.4. Závěr první studie	61
8. Nastavení retroverze náhrady ramenního kloubu s využitím úponových míst svalů proximálního humeru	63
8.1. Úvod	63
8.2. Materiál a metoda	64
8.3. Výsledky	71
9. Diskuse	73
10. Klinický výstup práce	82
11. Závěr	83
12. Reference	84

1. Úvod

Endoprotetika ramenního kloubu je nedílnou součástí současné ortopedie. Myšlenka endoprotézy ramena vznikla již v 19. století a první moderní implantáty vznikly v padesátých letech minulého století, ovšem k výraznému rozvoji této části endoprotetiky došlo až v posledních čtyřiceti letech. Tento výrazný posun byl hlavně podmíněn snahou o zlepšení neuspokojivých pooperačních výsledků základních protéz používaných v 70. letech minulého století.

V posledních dvaceti letech došlo k prudkému nárůstu počtu operovaných pacientů a to zejména v důsledku používání modernějších materiálů a rozpracováním detailů operační techniky. Tento rozvoj se odráží i v množství odborných článků a literatury obecně. Zatímco v 80. letech 20. století nalezneme za rok několik desítek prací vsutku cílených na aloplastiku ramena, v posledních letech jsou to již stovky citací v nejrůznějších časopisech.

V naší literatuře je problematika náhrady ramena probírána zřetelně méně. Prakticky všechny publikované práce pocházejí z Ortopedické kliniky 1. LF UK a FN Motol, kde tým lékařů, vedený autorem všech českých implantátů a vůdčí osobností celé české školy- profesorem Sosnou, se na tuto oblast ortopedické chirurgie specializuje přes dvacet let.

Endoprotetika ramenního kloubu je na Ortopedické klinice 1. LF UK a FN Motol jedním z hlavních operačních programů. Právě na naší klinice byla v devadesátých letech vyvinuta protéza ramena firmy ProSpon, která je dosud jednou z nejpoužívanějších endoprotéz ramena v České republice.

Tato práce poskytuje informace o výzkumu, který probíhal v letech 2002 až 2008 na Ortopedické klinice 1. LF UK a v Anatomickém ústavu 1. LF UK. Cílem tohoto výzkumu byla optimalizace třetí generace vlastního systému náhrady ramena a zpracování anatomických podkladů pro zpřesnění techniky implantace protézy při traumatických destrukcích ramenního kloubu a to zejména tří a čtyř fragmentových zlomenin horního konce pažní kosti.

Lze jednoznačně konstatovat, že aloplastika ramena přinesla mnoha našim pacientům výraznou úlevu a zřetelné zlepšení funkce kloubu a zcela jistě patří mezi standardní a prověřené výkony moderní ortopedie.

2. Stručná historie endoprotetiky ramenního kloubu a typy moderních implantátů

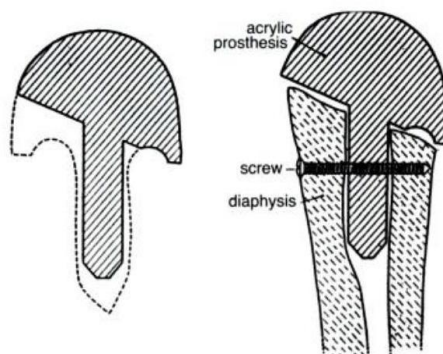
2.1. Počátky endoprotetiky ramena

Za prvního chirurga, který implantoval endoprotézu, a to endoprotézu kolenního kloubu, lze pokládat T. Glucka, který v roce 1890 implantoval v Německu do lidského těla závěsnou náhradu ze slonoviny. Endoprotéza ramenního kloubu se poprvé objevila v chirurgii v 19. století ve Francii, kdy byla do těla pacienta v roce 1893 implantována náhrada z ocele a gumy na základě dřívějších poznatků (Lugli 1978, Péan 1884). V tomto případě byla protéza použita u 37-letého pacienta s tuberkulózní destrukcí ramena. Po dvou letech ale musela být pro relaps infekce odstraněna. Další ojedinělé pokusy o implantaci lze zaznamenat v první polovině 20. století.

Implantace endoprotéz v tomto období byly svázány s chirurgií, která seskupovala všechny chirurgické obory. Ortopedie jako jeden z oborů se z velké chirurgie vyčlenila až ve 20. letech minulého století. Zpočátku konservativní obor, který se specializoval na léčení úrazů a deformit pohybového aparátu, se postupně ve 30. letech změnil v invazivní obor. Vznik a rozvoj moderní endoprotetiky, jako speciální části ortopedie, datujeme do 50. let 20. století a byl podmíněn hlavně příchodem nových materiálů a léků.

2.2. Moderní endoprotézy ramena

První akrylátové protézy ramena byly vytvořeny na konci 40. let podle endoprotézy kyčelního kloubu Judetem (Judet 1950) a publikovány Boronen a Sevinem (Boron a Sevin 1951)(obr.1). Tyto se avšak v důsledku obtížného kotvení implantátu a nedostatkům použitého akrylátového materiálu příliš neujaly. První funkční moderní protéza byla představena v prosinci 1950 Frederickem Kruegerem (Krueger 1951). Tato celokovová vitállová protéza (CoCrMo slitina) jako první respektovala anatomické poměry proximálního humeru a její kotvení bylo založeno na prorůstání otvorů dřívku kostí (obr.2).



Obr.1 Endoprotéza ramenního kloubu, Boron a Sevin 1951



Obr.2 Endoprotéza ramenního kloubu vytvořena F. Kruegerem v roce 1951

Moderní endoprotézy ramena, které vznikaly společně s endoprotézami jiných končetinových kloubů, byly vzhledem k počtu postižených pacientů poněkud v pozadí zájmu. Osobností, která je spojená s rozvojem protéz ramena, je zejména Charles S. Neer, který vytvořil první úspěšné protézy a rozvinul operační přístupy a techniku.

V roce 1953 představil cervikokapitální endoprotézu ramenního kloubu Neer I, která je již tvarem podobná dnešním implantátům (obr.3). Inspiroval se opět svými zkušenostmi s cervikokapitálními protézami kyčelního kloubu. Tento první typ protézy Neer používal zejména u zlomenin proximálního humeru a to hlavně s dislokací fragmentu hlavičky. Implantát byl zhotovován z jednoho odlitku a vyráběl se pouze ve dvou velikostech. Operátor tedy při jeho implantaci musel prokázat velmi dobrou zručnost a odhad. Slibné první výsledky Neer prezentuje o deset let později v roce 1963 (Neer 1963) a vzápětí představuje novou a modernější protézu Neer II, která je již opatřena také komponentou pro náhradu kloubní plochy glenoidu (obr.3).

Vzniká tak na rozdíl od původního typu protézy první totální náhrada ramenního kloubu. Tato protéza se již kotvila do kostěného lůžka metylmetakrylátovým kostním cementem a glenoidální komponenta byla vyráběna již z polyetylénu. Komponenty protézy se vyráběly v několika velikostech a byly určeny pro léčbu degenerativní destruktivní ramenního kloubu. Výsledky publikoval v práci v roce 1974 (Neer 1974) a dalších letech postupně prezentoval techniku implantace, rehabilitace a indikační kritéria pro aloplastiku ramena.

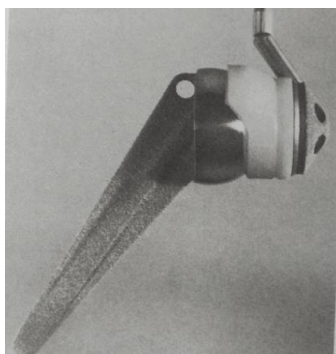


Obr.3 Endoprotéza ramenního kloubu Neer I, na obrázku vlevo a Neer II vpravo

V 70. letech dochází k mohutnému rozvoji endoprotetiky ramena a objevuje se několik typů náhrad jak v Evropě tak i USA, které však pouze zdokonalují původní Neerův koncept. Tento rozvoj byl podmíněn hlavně možnostmi kotvení implantátů kostním cementem a vznikaly tak někdy i velmi bizarní protézy ramena. Neerem byla vytvořena i další generace protéz (Neer III), která v podstatě odpovídá dnešnímu reverzně-inverznímu typu náhrady (viz níže).

Masivní rozvoj endoprotetiky ramena, rozšíření indikačních skupin a nových typů protéz přineslo i první zklamání. Lettin v roce 1982 a další autoři (Beddow 1982, Cofield 1977, Post 1987) hodnotili svoje výsledky v 70. letech a zkonstatovali, že četnost aseptického uvolnění dosahuje podle typu protézy 30% až 50%. Proto endoprotetika ramenního kloubu byla na začátku 80. let na ústupu a hledaly se jiné možnosti při destrukcích ramenního kloubu (Benjamin 1982, Engelbrecht 1987, Tillman 1987, Gariepy 1977, Bateman 1978).

Typy endoprotéz i náhrady ramenního kloubu lze obecně rozdělit do tří skupin podle tzv. stíštění implantátu. První skupina nestíštěných (non-constrained) náhrad, do které patří i Neerovy implantáty (Neer I a II), se vyznačuje volností mezi komponentami, tzn. stabilita a prostorový vztah implantovaných komponent se udržuje pomocí měkkých tkání pacienta. Druhá skupina je tvořena tzv. semi-constrained implantáty, u kterých je stabilita zajištěna nejenom tkáněmi, ale také částečným vnořením hlavice implantátu do jamky (obr.4). Třetí a poslední skupina je tvořena tzv. plně stíštěnými implantáty (constrained), kdy hlavice je plně obsažena, kryta jamkou a primární stabilita je zajišťována konstrukcí implantátu.



Obr.4 Semi-constrained protéza ramenního kloubu English McNab

Obtíže, které vznikly v 80. letech v endoprotetice ramenního kloubu, byly částečně způsobeny oblibou a uplatněním constrained implantátů a v konečném důsledku také použitím materiálů a kotvením kostním cementem. Při nárůstu stlačení mezi komponentami dochází k nárůstu četnosti komplikací náhrady (Reeves 1972, Wirth 1996, Noble 1995, Post 1987). Tento nárůst plyne hlavně z přenášení sil z komponent protézy do oblasti kotvení implantátu tj. implantát-kost nebo implantát-cement-kost. Plně stlačené implantáty vzhledem ke své primární stabilitě jsou uzpůsobeny na malý rozsah pohybu. Ramenní kloub, kde rozsah pohybu je extrémní, je u těchto výrazně namáhán v krajních pozicích (Katz 2007).

Další rozvoj implantátů lze pozorovat na konci 80. let, kdy s příchodem dalších technických možností a materiálů vznikají nové implantační techniky. Design protézy je výhradně nestištěný s výjimkou na míru vyráběných protézy v speciálních indikacích např. nádorových protézy. V devadesátých letech vnikají nestištěné modulární protézy ramenního kloubu. Konstrukce těchto systémů náhrad ramenního kloubu je již složitější a obsahuje několik navzájem kombinovatelných komponent. Typy náhrad a systémů náhrad ramenního kloubu popsal a roztřídil do tří generací ve své práci Boileau (1999).

První generace protézy je tvořena celokovovými protézami (např. Neer I) s minimální modularitou. Druhá generace je tvořena nestištěnými protézami, které umožňují modularitu hlavice a dřívku, kdy na různé velikosti dřívku lze umístit různé průměry a výšky hlavice. Třetí generace je navíc opatřena modulárními krčky, kdy je možné nastavovat různé pozice hlavice vůči dřívku.

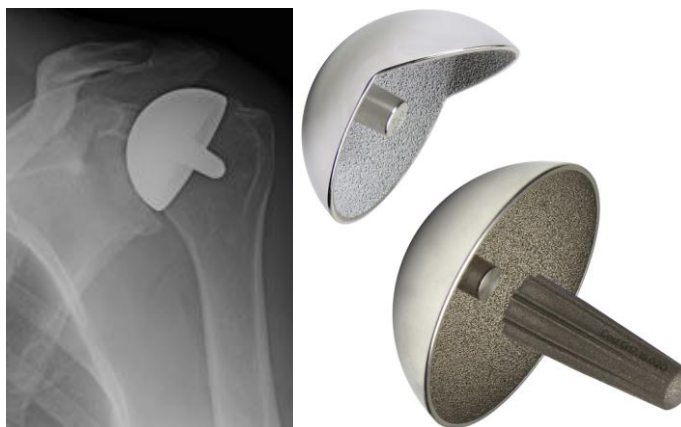
2.3. Současné systémy náhrad ramena

V současné době máme k dispozici širokou škálu implantátů ramenního kloubu, které lze použít při řešení všech indikovaných postižení ramenního kloubu. Protézy kromě speciálních individuálních protézy jsou nestištěné.

2.3.1. Hemiartroplastika

Nejčastěji implantovaný typ náhrady je hemiartroplastika ramenního kloubu, která nahrazuje pouze část kloubu a to artikulační povrch hlavice pažní kosti. Používá se hlavně v případech destrukce povrchu hlavice pažní kosti s minimálním postižením svalů rotátorové manžety a glenoidu. V případě postižení obou kloubních ploch je nutné zvážit i náhradu povrchu glenoidu. Nejedná se tak o hemiartroplastiku, ale o totální náhradu ramenního kloubu.

V případě, že degenerace hlavice postihuje pouze chrupavku a subchondrální kost hlavice, je jednou z možností v poslední době používaná povrchová náhrada hlavice (resurfacing). Jedná se o kovový implantát, který se implantuje na spongiosní kost epifyzy hlavice po jejím opracování (obr.5). Při použití tohoto typu náhrady je důležitá kvalita spongiosní kosti hlavice, která je nutná pro správné ukotvení implantátu.



Obr.5 Povrchová náhrada hlavice ramenního kloubu, vlevo rentgenový snímek a vpravo náhrada SMR-R firmy Lima

V případě, kdy destrukce postihla i spongiosní kost hlavice a ukotvení povrchové hemiartroplastiky by bylo obtížné, používají se klasické systémy cervikokapitálních náhrad. V tomto případě je protéza kotvená v humerálním kanálu pomocí dřívku. Třetí generace těchto typů protéz obsahuje komponentu dřívku, hlavice a krčku (viz. níže, systém náhrady ramena ProSpon). V případech kdy destrukce pažní kosti postihla nejenom oblast hlavice, ale také proximální diafýzu pažní kosti, je možné implantovat variabilní, dlouhé cementované i necementované dřívky protézy (Obr.6).

Hemiartroplastika se hlavně uplatňuje při destrukci povrchu hlavice u primární artrózy ramenního kloubu, poúrazových stavů, artritid u systémových onemocnění, ale také při primárních a sekundárních tumorech proximálního humeru.



Obr.6 Rentgenový snímek hemiartroplastiky ramena Sosna, firma ProSpon.

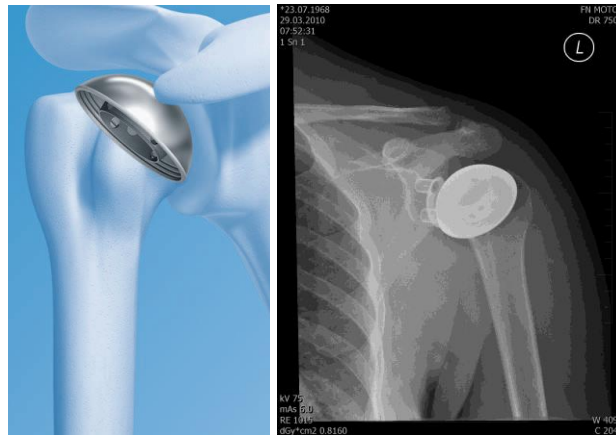
2.3.2. Totální náhrada ramenního kloubu

Totální náhrada ramenního kloubu nahrazuje kromě povrchu hlavice pažní kosti také povrch jamky kloubu (*cavitas glenoidalis scapulae*). Klasické nestišťené anatomické uspořádání komponent (obr.7) se používá hlavně v případech, kdy zůstávají neporušené svaly rotátorové manžety, které mají esenciální význam pro výslednou funkci ramena po operaci. V případě postižení svalů rotátorové manžety lze v současné době použít reverzní totální náhradu ramenního kloubu (viz níže, obr.10).

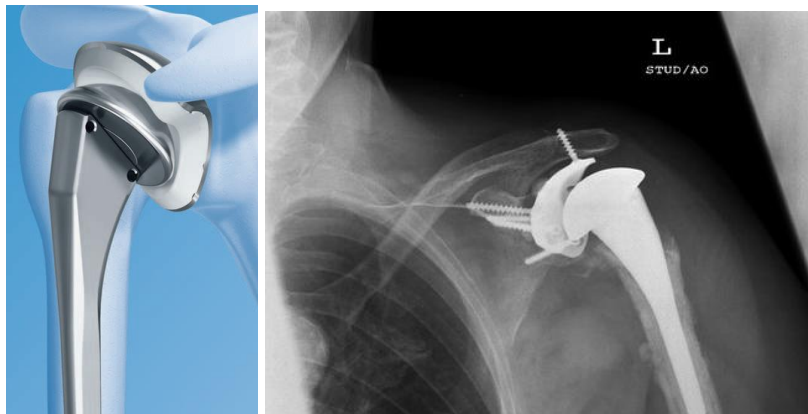
Typy náhrad s klasickým uspořádáním lze dále rozdělit podle míry postižení kostní tkáně, která je důležitá pro ukotvení implantátu. Pokud jsou postižené degenerací pouze chrupavky hlavice a glenoidu, je možné implantovat povrchovou náhradu (resurfacing) hlavice spolu s náhradou glenoidu (obr. 8). Pokud je destrukcí postižená kostní tkáň hlavice, je nutné ukotvit komponentu hlavice dříkem do oblasti diafýzy pažní kosti. Pokud je postižená také rotátorová manžeta i glenoid u tzv. *cuff tear arthropathy*, je jednou z možností speciální glenoidální komponenta, která je fixovaná nejenom do oblasti glenoidu, ale také do nadpažku (obr.9). Tento typ implantátu je na pomezí anatomických a neanatomických nestišťených implantátů.



Obr.7 Totální náhrada ramenního kloubu (klasické uspořádání), humerální dřík s hlavicí artikuluje s glenoidální, polyethylénovou komponentou, firma Synthes, Epoca



Obr.8 Totální náhrada ramenního kloubu, kombinace náhrady glenoidu a povrchové náhrady hlavičky, firma Synthes, Epoca



Obr.9 Totální náhrada ramenního kloubu, náhrada glenoidu při postižení rotátorové manžety, firma Synthes, Reco Glenoid Epoca

V posledních letech se vznikem novým materiálů a podrobnějších znalostí o biomechanice ramenního kloubu dochází opět k návratu nestišťených neanatomických protéz ramenního kloubu. Jedná se o tzv. reverzní protézy, kdy v oblasti glenoidu je umístěná hlavička tzv. glenosféra a jamka v oblasti metafýzy pažní kosti (obr.10).

Tyto protézy jsou používány hlavně u pacientů s postiženou rotátorovou manžetou a nebo při revizních operacích po neúspěšné hemiarthroplastice ramenního kloubu. Obliba neanatomických protéz v poslední době stoupá. Při použití tohoto systému není výsledná funkce ramena vázaná na svaly rotátorové manžety, ale hlavně na svaly pletence ramena: m. deltoideus, m. pectoralis major a m. latissimus dorsi.



Obr.10 Totální reverzní náhrada ramenního kloubu, Delta III, firma DePuy

V současné době většina špičkových firem vyrábí plně modulární systémy náhrady ramenního kloubu. Operatér se tedy může až v průběhu operace rozhodnout, jaký typ protézy použije. Například po proniknutí do ramenního kloubu může použít pouze povrchovou náhradu hlavice pažní kosti nebo tuto povrchovou náhradu ukotví na krátkém humerálním dříku protézy. Pokud je destrukce pažní kosti nevhodná pro ukotvení krátkého dříku, může použít delší, revizní dřík protézy. Pokud v průběhu operace zjistí destrukci glenoidu, je možné použít na stejnou komponentu hlavice také náhradu glenoidu. A nakonec, kdy při zakloubení a testu stability kloubu není spokojen s výsledkem, může operatér změnit anatomický implantát na reverzní bez nutnosti změny již ukotveného dříku v pažní kosti (obr.11).



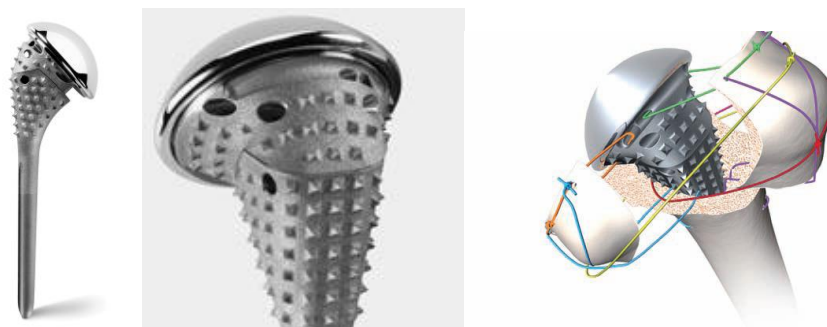
Obr.11 Modulární systém ramenní náhrady, SMR-R a SMR (firma Lima), zleva doprava, resurfacing, hemiatroplastika, reverzní implantát a hemiatroplastika s dlouhým dříkem.

2.3.3. Kotvící systémy náhrad ramena při zlomeninách proximálního humeru

V případě zlomenin proximálního humeru, kdy je nutno vzhledem k rozsahu postižení implantovat endoprotézu ramenního kloubu, většina firem nabízí univerzální anebo speciální

traumatické dřívky protéz. Tyto dřívky jsou opatřeny otvory a speciálně upraveným povrchem pro primární kotvení a sekundární integraci fragmentů hrbolů pažní kosti s úpony rotátorové manžety.

K primárnímu kotvení hrbolů jsou nejčastěji v současné době používány syntetická vlákna (Zimmer), kovová lanka (Synthes) spolu s povrchovou úpravou proximální části endoprotézy (např. ostny, obr.12). Kromě vláken lze pro ukotvení použít i šrouby s kotvicími přídatnými komponentami (dřív ProSpon, viz. níže). Povrch těchto traumatických dřívků slouží hlavně k sekundární fixaci hrbolů. Mnohdy jsou opatřeny porézními nástříky, kdy kostěná tkáň druhotně prorůstá povrchem protézy a tím integruje implantát.



Obr.12 Modulární systém ramenní náhrady, Shoulder Fracture System (firma Zimmer), dřív je opatřen otvory pro zavádění vláken, ostny pro primární a nástříkem pro sekundární fixaci hrbolů pažní kosti.

2.4. Systém náhrady ramena ProSpon

Implantát ramenního kloubu ProSpon vznikl spoluprací Ortopedické kliniky 1. LF UK a FN Motol s kladenskou firmou ProSpon. Autorem protézy je prof. MUDr. Antonín Sosna, DrSc. (1996). Na začátku systém implantátu odpovídal 2. generaci náhrady ramenního kloubu. V roce 2005 opatřen modulárním krčkem, který výrazně zvýšil modularitu a možnost umístění hlavice v prostoru při implantaci. Systém se skládá z komponenty dřívku, krčku, hlavice a komponent sloužících pro ukotvení hrbolů pažní kosti. V současné době probíhá vývoj nové, modernější verze podle posledních trendů.

2.4.1. Dřív, hlavice a krčky

Krček je vyráběn ve třech základních variantách a systém odpovídá 3. generaci protézy ramena standardní krček, krček s posunem a krček s vyosením (obr.14).



Obr.13, 14 Výstružník, dřík a krčky 3. generace protézy ProSpon; zleva doprava vyosený krček, krček s posunem a neutrální krček

Nastavení prostorové pozice hlavice pomocí krčků se využívá hlavně u implantace aloplastiky v terénu, kdy svaly a ostatní měkké tkáně (vazy a kloubní pouzdro) v okolí ramena jsou patologicky změněné. Správné nastavení pozice hlavice vůči jamce a tím vyvážení měkkých tkání a ovlivnění stability implantátu je nejdůležitější pro pooperační výsledek při operaci endoprotézy ramenního kloubu.

2.4.2. Komponenty pro ukotvení hrbolů pažní kosti

Dřík protézy je v horní části opatřen dvěma otvory. Jeden z otvorů (kanál) prochází dříkem kolmo na frontální rovinu, tj. předozadně, a druhý z otvorů prochází kolmo na rovinu sagitální, tj. latero-mediálním směrem (obr.15).



Obr.15 Originální komponenta dříku s neutrálním krčkem a hlavicí, detail horního konce dříku s latero-mediálním a ventro-dorsálním otvorem. Vpravo umístění fixační dlahy na laterální straně dříku.

Pokud se jedná o implantaci protézy v případě zlomeniny horního konce pažní kosti, kdy zlomeninu tvoří fragment velkého a malého hrbolu, je nutné tyto hrboly přichytit k dříku protézy. Pro tuto rekonstrukci jsou v případě náhrady ProSpon dodávány fixační dlahy

(drápkové dlahy, obr.16), které jsou ve třech tvarových modifikacích pro různé anatomické situace. Jednak je to přímá dlažka a dvě zahnuté varianty, které jsou zakřiveny v horní části dorsálním směrem pro levou a pravou horní končetinu. Tyto dlažky jsou na horním a dolním pólu opatřeny dvěma ostrými hroty, a proto se pro ně vžil název drápkové dlažky.

Dlahy slouží k přichycení pouze velkého hrbolu a to tím způsobem, že hroty horního pólu jsou zaseknuty do horní části velkého hrbolu a dolní hroty do diafýzy pod úroveň chirurgického krčku. Dlahy je přitahována poté šroubem z laterální strany, který prochází dříkem již zmíněným latero-mediálním otvorem. Malý hrbol je přichycen k dříku samostatným šroubem z ventro-dorsálního kanálu.



Obr.16 Fixační (drápkové) dlažky pro levou pažní kost, neutrální a pro pravou pažní kost. Vpravo šrouby určené pro fixaci dlažky k dříku protézy.

V současné době probíhá modernizace designu protézy a kotvicích komponent pro refixaci hrbolů s ohledem na nové trendy a poznatky v rekonstrukci po zlomeninách pažní kosti a při destrukcích ramenního kloubu. V úpravě tvaru komponent jsou důležité také výsledky anatomických studií v oblasti proximálního humeru a měkkých tkání ramenního kloubu.

3. Indikace a kontraindikace hemiarthroplastiky ramenního kloubu

3.1. Indikace

Při indikaci náhrady ramenního je nutno velmi pečlivě zvážit celkový stav pacienta, jeho objektivní biologické stáří, schopnost spolupráce v následné rehabilitaci a v neposlední řadě také prospěch ve smyslu zlepšení kvality jeho života. Jestliže u alopplastiky kyčelního kloubu přistupujeme k výkonu z vitální indikace, neboť imobilizace pacienta by nepochybně vedla k zásadnímu zhoršení jeho životní perspektivy, v případě alopplastiky ramene jsme s indikací zřetelně opatrnější a u pacientů nespolupracujících a biologicky starých přistupujeme raději ke konzervativní a následně k symptomatické léčbě.

Důležité je také následně zvážit vhodnost implantace hemiarthroplastiky ramena, která by neměla být implantována u lidí s defektem svalů rotátorové manžety a při destrukci glenoidu. Pacienti k hemiarthroplastice jsou indikováni z těchto příčin:

3.1.1. Osteoartróza ramenního kloubu

Ramenní kloub není postižen stejně často degenerativním onemocněním jako nosné klouby dolní končetiny. V části případů se jedná o artrózu primární bez zjevné příčiny, v jiných je v anamnéze traumatické poškození ramena a výrazný odstup od zranění. K operaci jsou indikováni hlavně pacienti s nezvládnutelnými bolestmi při běžných denních úkonech a nálezem omartrózy III. a IV. stupně na RTG snímcích (obr.17).



Obr.17 RTG snímek omartrózy III. stupně na levém snímku a obdobný nález, ale s postižením glenoidu na snímku vpravo, která je relativní kontraindikací k hemiarthroplastice

3.1.2. Destrukce kloubu z důvodu systémových onemocnění pojiva

Nejčastěji jsou pacienti z této skupiny postiženi revmatoidní artritidou. V těchto případech je často postižená rotátorová manžeta a glenoid (obr.18). Pacienti jsou operováni po

vyčerpání všech konservativních metod léčby, nebo při výrazné progresi bolesti a při výrazné progresi rentgenového nálezu. Pokud v předoperačním plánování na CT nebo NMR snímcích posoudíme svaly rotátorové manžety a glenoid jako nevhodné pro implantaci hemiartroplastiky, je vhodné podle současného pohledu implantovat reverzní náhradu.



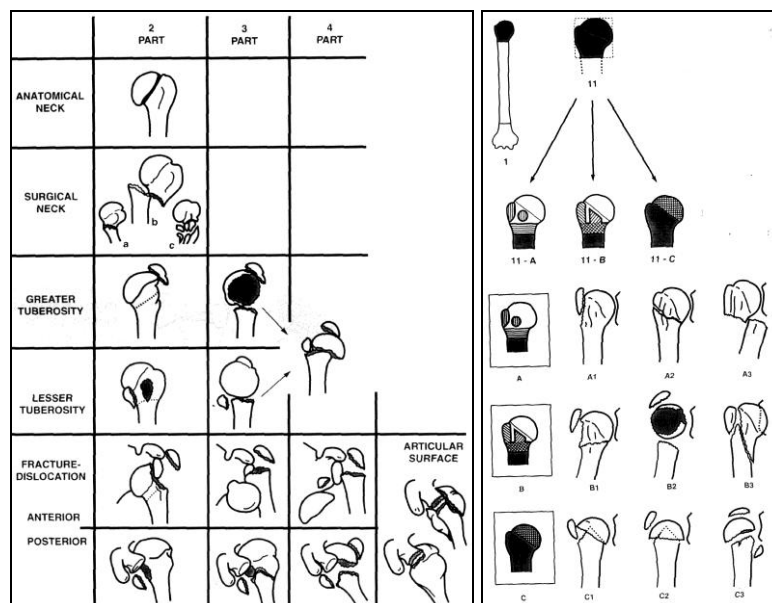
Obr.18 RTG snímek destrukce ramenního kloubu u pacienta s revmatoidní artritidou

3.1.3. Akutní tříštivé a luxační zlomeniny proximálního humeru

Indikací k náhradě ramenního kloubu jsou v tomto případě hlavně zlomeniny proximálního humeru. Zlomeniny proximálního humeru se nejčastěji rozdělují dle klasifikace AO a dle Neerovy klasifikace (Neer 1970). Klasifikace AO přehledně popisuje zlomeniny dle obecného schématu, ale neposkytuje klinickou návaznost ve způsobu léčby, proto častěji používáme Neerovu klasifikaci (obr.19).

Klasifikace popisuje čtyři fragmenty proximálního humeru: fragment caput humeri, tuberculum majus, tuberculum minus a diafýzy pažní kosti. Fragmenty jsou podle klasifikace dislokovány pokud jsou na RTG snímcích posunuty o 10mm nebo o 45° z původního místa.

- I. Zlomeniny anatomického krčku bez dislokace.
- II. Zlomeniny anatomického krčku s dislokací.
- III. Zlomeniny chirurgického krčku, které pak mají ještě tři podskupiny: a) s angulací a impakcí, b) s úplnou separací a dislokací, c) zlomeniny chirurgického krčku s tříštivou zónou.
- IV. Odlomení velkého hrbolu s dislokací. Fragment je vzhledem k tahu svalu, konzervativně nereponovatelný.
- V. Odlomení malého hrbolu s dislokací. Při větší dislokaci je opět retence fragmentu konzervativně nemožná.
- VI. Luxační zlomeniny a zlomeniny hlavičky. Typ, kde dochází vykloubení fragmentu hlavičky glenoidu a nebo k fragmentaci hlavičky.

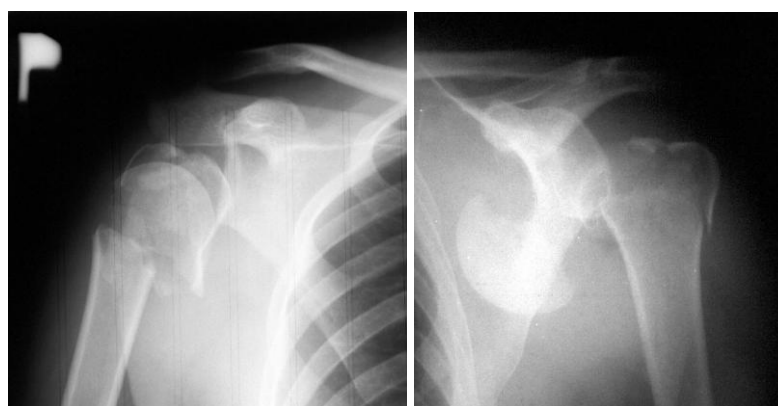


Obr.19 Schéma Neerovy klasifikace na obrázku vlevo (II. až VI.typ) a klasifikace dle AO vpravo

Uvedené jednotlivé typy poranění se pak kombinují podle počtu fragmentů a jejich dislokace do dvou-, tří-, čtyř-fragmentových zlomenin. Kupříkladu, pokud lomná linie prochází v oblasti chirurgického krčku jedná se o typickou dvou-fragmentovou zlomeninou s fragmentem diafýzy a metafyzárně-epifyzárním fragmentem.

Náhradou ramenního kloubu jsou léčeny hlavně luxační dislokační fraktury (V. a VI. typ) s čtyřmi fragmenty tj. fragment diafýzy, fragment velkého a malého hrbolu a fragment hlavice (obr.20). Problematika řešení zlomenin proximálního humeru je značně komplikovaná, jedná se o nejvíce probírané téma v oblasti ramena posledních let.

Uznávaná kritéria pro implantaci hemiartroplastiky jsou (Compito 1994): dislokované čtyř-fragmentové zlomeniny a zlomeniny luxační; zlomeniny hlavice, které postihují více než 20% kloubního povrchu; a některé tří-fragmentové zlomeniny, zejména u starších osob.



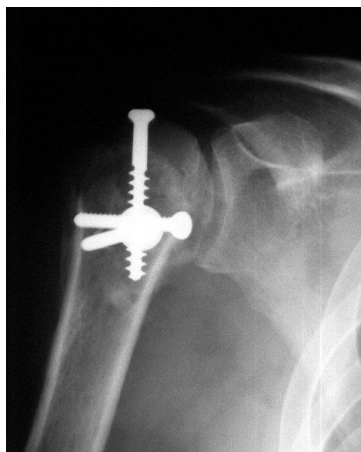
Obr.20 Tříštvrté postižení proximálního humeru, čtyř-fragmentové zlomeniny vlevo a vpravo s luxací fragmentu hlavice

Hlavním kritériem v současnosti pro použití náhrady není typ zlomeniny, ale vitalita fragmentu hlavice (Bastian 2009, Brunner 2009, Gardner 2007, Neer 2002). Pro vitalitu hlavice je zřejmě nejdůležitější její posun proti mediální části metafýzy pažní kosti, kde po kortikální kosti do její kaudální části vstupují cévy. V případě, že operátor v průběhu operace (nejčastěji návrtý fragmentu hlavice) zhodnotí, že cévní zásobení je vyhovující, může i u čtyř-fragmentové zlomeniny použít osteosyntézu dlahou. V současné době již máme k dispozici osteosyntetické implantáty, které poskytují možnost výrazně stabilnější fixace úlomků než tomu bylo v době vzniku zmíněných klasifikací. Jedná se o LCP dlahy (Locking Compression Plate, Synthes, ProSpon), NCB dlahy (Non-Contact Bridging, Zimmer).

3.1.4. Stavby těžké posttraumatické destrukce proximálního humeru

Další skupinou pacientů určených pro implantaci náhrady ramena jsou pacienti po prodělaných úrazech, zejména po zlomenině horního konce pažní kosti. Jedná se jednak o paklouby a nebo deformity při neúspěšné konzervativní terapii, kdy pacient má výrazné omezení hybnosti a bolestivost.

Do této skupiny patří i neuspokojivé stavy po osteosyntéze zlomenin proximálního humeru (obr.21). Výsledky náhrad ramenního kloubu v této skupině jsou méně uspokojivé než při primárních náhradách ramenního kloubu a to zejména pro pórůrazové postižení svalů rotátorové manžety ev. pro deformitu jejich úponů.



Obr.21 Posttraumatická destrukce a deformita ramenního kloubu s nekrózou hlavice

3.1.5. Aseptická nekróza hlavice humeru

Aloplastika ramena je jedinou kauzální metodou léčby při poškození hlavice osteonekrózou. Nekróza nejčastěji vzniká v pórůrazovém období po těžkých úrazech (contuze,

distorze nebo luxace ramena). V této skupině na rozdíl od posttraumatické destrukce jsou většinou v dobrém stavu svaly rotátorové manžety (obr.22).

Nekróza může být následkem také onkologické léčby (chemoterapie, radioterapie) anebo prosté alkoholické nekrózy. Často postihuje narkomany s intravenosní aplikací, kdy je nutné vyloučit předoperačně nekrosu po proběhlé septické artritidě.



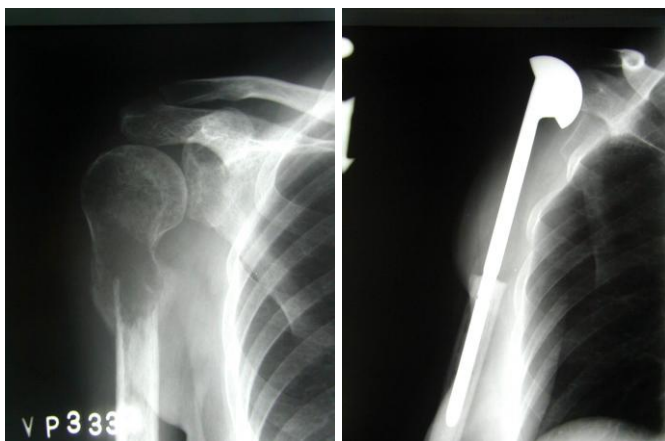
Obr.22 Aseptická nekróza hlavice destrukce a deformita ramenního kloubu s nekrózou hlavice

3.1.6. Jiná degenerativní postižení ramena

Jedná se o stavy při systémových chorobách- hemochromatóza, amyloidóza.

3.1.7. Tumorózní afekce v oblasti ramena

Nejčastěji se jedná o sekundární nádory. Do oblasti proximálního humeru metastazují hlavně nádory prsu, ledvin (obr.23), nádory plic a prostaty. Z primárních nádorů jsou nejčastěji důvodem náhrady low-grade chondrosarkom, obrovskobuněčný nádor a případně svaly po zlomeninách v terénu rozsáhlých juvenilních cyst.



Obr.23 Patologická zlomenina proximálního humeru při diseminaci Grawitzova tumoru

3.1.8. „Krajní“ indikace aloplastiky ramena

Speciální skupina, do které zařazujeme jednak různá výjimečná postižení při systémových onemocněních skeletu (vrozených vadách), stavy po neúspěšných rekonstrukčních výkonech (resekční artroplastice kloubu, exstirpaci hlavice) nebo infekcích kloubu.

3.2. Kontraindikace hemiartroplastiky ramenního kloubu

3.2.1. Akutní infekce v oblasti ramenního kloubu

Absolutní kontraindikací je pochopitelně infekce aktivní, u chronických nespecifických infekcí v anamnéze není situace jednoznačná, stejně tak jako u infekcí specifických.

3.2.2. Defekt a paralýza deltového svalu a svalů rotátorové manžety

Pokusy o implantaci hemiartroplastiky v těchto případech většinou končí naprostým neúspěchem v důsledku nestability kloubu. V případě postižení svalů rotátorové manžety máme možnost implantovat reversní náhradu ramenního kloubu.

3.2.3. Výrazný kostní defekt horního konce pažní kosti nebo glenoidu

Problém působí například defekt kloubní jamky, který postihuje podstatně povrch a geometrii kloubu. Může být důsledkem traumatu, degeneračním či revmatickým procesem, velmi často se vyskytuje u artropatií. Někdy je stav řešitelný implantací reverzní náhrady nebo kostního štěpu.

3.2.4. Psychicky labilní a nespolupracující pacient

Jak je rozebráno i na jiných místech této práce, je indikace aloplastiky ramena relativní. Nespolupracujícímu pacientovi může peri- a pooperační psychická a fyzická zátěž celkový stav i zhoršit. Výsledná funkce ramenního kloubu výrazně závisí na správné pooperační rehabilitaci. Případné excesy ve fyzioterapii mohou vést k uvolnění ev. vykloubení náhrady a následné nutnosti reoperace.

4. Anatomie ramenního kloubu

Ramenní kloub je součástí pletence horní končetiny. Tento pletenec je unikátní částí lidského těla, která dovoluje extrémní rozsah pohybu paže. Hlavním kloubem pletence je vlastní ramenní kloub, *articulatio glenohumeralis* nebo *articulatio humeri* (Clemente 1984).

Právě tento volný kulovitý kloub umožňujeme extrémní rozsah (Ebaugh 2005, Bechtol 1980, Goldstein 2004, Halder 2000, Lugo 2008, Ruckstuhl 2009, Steenbrink 2009, Veeger 2000). Artikulují v něm hemisféra *caput humeri* a *cavitas glenoidalis* lopatky (Clemente 1984, Kelkar 2001, De Wilde 2003, Thompson 1996). Kloub je výjimečný tím, že v něm artikulují poměrně velká hlavice a malá jamka. Toto uspořádání kloubu je výhodné v rozsahu pohybu, ale na druhou stranu klade větší nároky na správnou funkci stabilisátorů kloubu. Stabilita kloubu je zajišťována systémem vazů a svalů, který se nazývá rotátorová manžeta (Doukas 2001, Hess 2000, Sonnabend 2009, Burkart 2002, Gates 2010).

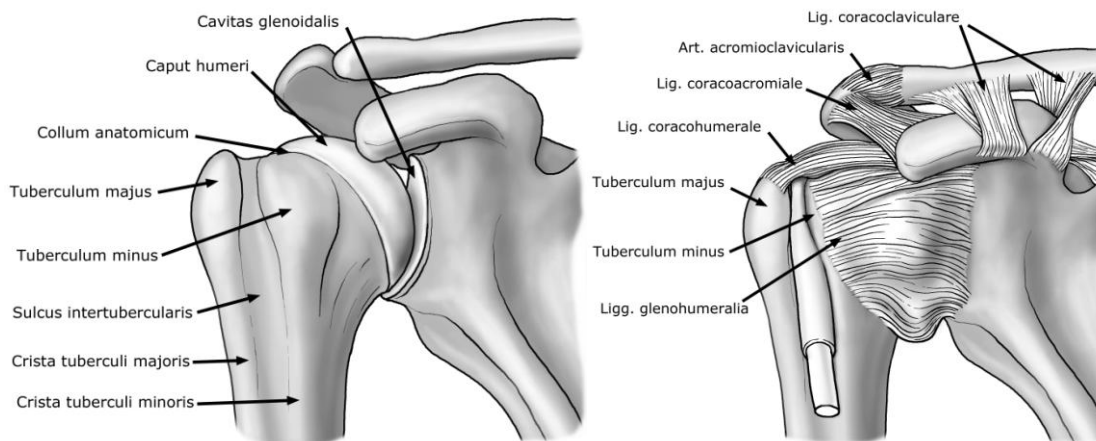
4.1. Vazivový aparát ramena

Prostor *art. glenohumeralis* je ohraničen a vymezen pouzdrém kloubu, *capsula articularis*. Kolagenní vazivo kapsuly začíná podél okraje *cavitas glenoidalis* v těsné blízkosti *labrum glenoidale* a upíná se na *collum anatomicum humeri*. Tento vazivový obal kloubu je zesílen v místech největšího napětí vazy, které se nacházejí ve stejné strukturální vrstvě. Vazy zesilující kloubní pouzdro se nacházejí na ventrální a kraniální části. Dorsálně je pouzdro zesíleno úponovými šlachami svalů rotátorové manžety, a proto je v tomto místě výrazně tenké a slabé. Obdobně je tomu na kaudální straně kloubu, kde pouzdro je výrazně tenké a nařasené, protože musí umožňovat výraznou abdukcii v kloubu (Burkart 2002, Bechtol 1980).

Na přední straně kloubu lze definovat *ligamenta glenohumeralia*, která se anatomicky dělí na *ligamentum glenohumerale superius*, *medius* a *inferior* (Clark 1992, Aluisio 2003). Kraniálně je kloubní pouzdro zesílené *ligamentum coracohumerale*, které začíná na kraniálním okraji *glenoidu* v místě *processus coracoideus* a upíná se na kraniální část *collum anatomicum humeri* mediálně od šlachy *musculus supraspinatus* (obr. 24).

Vazy ramenního kloubu jsou na rozdíl od jiných končetinových kloubů „volné“. Při odstranění svalů a dalších stabilisátorů je možné laterálním tahem rozšířit štěrbinu až o 20-25mm (Clemente 1984). Jejich funkce se při pohybech projevuje až v krajních polohách kloubu, např. při maximální vnější rotaci se napínají *ligamenta glenohumeralia* (Burkart 2002, Veeger 2000).

V případě operace kloubní náhrady ramenního kloubu jsou nefunkční zbytky vazů odstraňovány. Jejich degenerativní změny při omartróze nebo posttraumatické destrukci jsou faktorem, který limituje pooperační rozsah pohybu. Pooperačně je ramenní kloub stabilizován v krajních polohách nově vytvořeným vazivem v oblasti náhrady.



Obr.24 Kostra a vazivový aparát pravého ramena při pohledu zepředu

4.2. Svaly pletence ramena

Dynamická stabilita kloubu je zajištěna hlavně svaly rotátorové manžety. Mezi tyto svaly patří: musculus supraspinatus, musculus infraspinatus, musculus teres minor a musculus subscapularis (Clark 1992, Clemente 1984, Itoi 1995, Le Gars 1997, Sonnabend 2009). Správnou koordinací svalů je zaručené optimální postavení kloubních ploch vůči sobě při pohybu.

Musculus supraspinatus začíná ve fossa supraspinata scapulae (Roh 2000, Thomazeau 1996, Volk 2001). Probíhá podél horního okraje hřebenu lopatky směrem k ramennímu kloubu a poté nad horním okrajem glenoidu. Upíná se na kraniální část tuberculum majus humeri. Toto úponové místo je laterálně od collum anatomicum humeri a laterálně také od úponového místa ligamentum glenohumerale (Clark 1990, Gates 2010, Minagawa 1998, Mochizuki 2009).

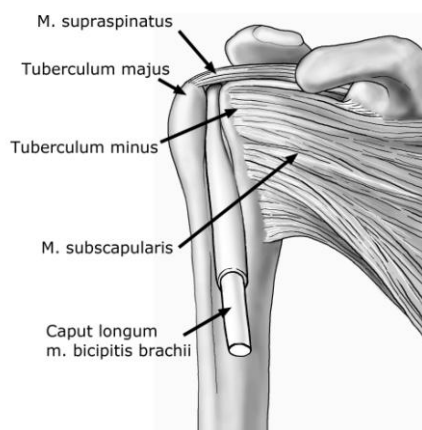
Musculus infraspinatus začíná ve fossa infraspinata scapulae, na zadní ploše lopatky pod hřebenem lopatky. Probíhá latero-kraniálně a mívá štěrbinu ramenního kloubu na zadní straně. Jeho plochá úponová šlacha se upíná na dorso-kraniální část kostního masivu tuberculum majus humeri (Minagawa 1998, Mochizuki 2009).

Musculus teres minor je sval začínající převážně od laterálního okraje lopatky, margo lateralis scapulae a také přilehlé ventrální a dorsální části lopatky. Probíhá podél tohoto

okraje lopatky a přikládá se na zadní a částečně na spodní část ramenního kloubu. Jeho úponová šlacha splývá se šlachou m. infraspinatus a upíná se na tuberculum majus.

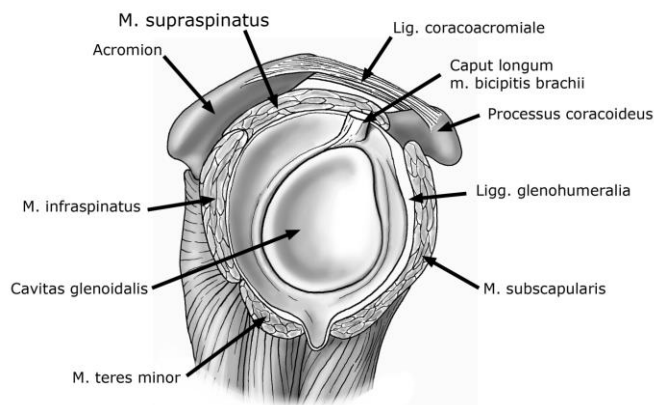
Tyto tři svaly tvoří zadní část svalů rotátorové manžety. Jejich úponové šlachy se spojují při úponu na tuberculum majus a při anatomické pitvě je můžeme jen stěží od sebe oddělit. Právě tuberculum majus jako kostní masiv metafýzy horního konce pažní kosti je formován při vývoji kostry tahem těchto svalů.

Přední část svalů rotátorové manžety tvoří **musculus subscapularis**. Tento sval začíná na přední ploše lopatky ve fossa subscapularis. Ve svém průběhu protíná štěrbinu ramenního kloubu ventro-kaudálně a upíná se na tuberculum minus humeri. Tvar a velikost tohoto hrbolku je vytvářen ve vývoji kostry právě tahem tohoto svalu.



Obr.25 Svalový aparát pravého ramena při pohledu zepředu

Musculus subscapularis je kraniálně oddělen od musculus supraspinatus svalovou štěrbinou nazývanou klinicky "**rotátorový interval**" (Jost 2000, Kolts 2001, Werner 2000). Tento je důležitým vodítkem při operaci a skrze něj operatér proniká do ramenního kloubu (obr.26).



Obr.26 Sagitální průřez pravým ramenním kloubem

Struktura, která proniká kloubním pouzdrům v místě rotátorového intervalu, je **šlacha dlouhé hlavy musculus biceps brachii** (Bicos 2008, Werner 2000). Tato šlacha probíhá po přední straně proximální diafýzy pažní kosti a poté se vkládá do sulcus intertubercularis mezi tuberculum majus a minus humeri.

Šlacha se už za svého průběhu mezi hrbolky stáčí kranio-dorsálně a proniká mezi lig. coracohumerale a lig. glenohumerale superius od dutiny ramenního kloubu. Upíná se na tuberculum supraglenoidale na horním okraji masivu glenoidu spolu s horní částí labrum glenoidale.

Šlacha je významným stabilizátorem ramenního kloubu, jak při zevní, tak vnitřní rotaci kloubu. Podílí se také na koordinaci mezi ramenním a loketním kloubem a její nejdůležitější funkce je deprese horního konce pažní kosti při abdukci a elevaci paže. Hlavice pažní kosti má při těchto pohybech tendenci k proximalizaci a vzniká tak tlak na acromion s omezením rozsahu pohybu v abdukci. Žlábek sulcus intertubercularis, ve kterém šlacha probíhá, je dominantní strukturou proximálního humeru. Je často používaná jako referenční bod při implantaci náhrady ramena (viz. diskuse).

Pletenec ramena je tvořen také svaly, které nemají přímý vztah k vlastnímu ramennímu kloubu. Pod úrovní chirurgického krčku se upínají kosterní svaly, které spíše než pro dynamickou stabilizaci ramena jsou důležité pro hybnost paže.

Musculus deltoideus je nejdominantnější sval ramena, který kryje ramenní kloub a svaly rotátorové manžety z ventrální, laterální i dorsální strany. Jeho začátek je na laterálním okraji klíční kosti, nadpažku a laterální části hřebenu lopatky. Tři samostatné části svalu, které je možno velmi snadno identifikovat pro rozdílnou stavbu svalové tkáně, sestupují kaudálně po laterální straně. Úpon se nachází na rozhraní horní a dolní poloviny pažní kosti a tím ohraničuje konec pomyslné horní diafýzy humeru. Jeho funkce spočívá hlavně v abdukci a elevaci paže. Ventrální část svalu spolu s klavikulární částí m. pectoralis major provádí flexi ramena a dorsální část spolu s m. latissimus dorsi extenzi ramena (Ilaslan 2007, Clemente 1984).

Musculus pectoralis major je mohutný sval, který se nachází na přední a horní části hrudníku. Jeho začátek je na mediální části klíční kosti, hrudní kosti a přilehlém I. až VII. žebro a fascii musculus obliquus abdominis externus. Jeho plochý úpon na crista tuberculi majoris je významným orientačním místem při implantaci (viz. diskuze) na proximální diafýze pažní kosti. Sval spolu s přilehlou mediální částí m. deltoideus vytváří štěrbinu, v které probíhá vena cephalica a skrze kterou vede k proximálnímu humeru deltoideopectoralní

přístup (viz kapitola přístupy). Jeho funkce spočívá v addukci a vnitřní rotaci paže. Klavikulární část svalu provádí flexi ramenního kloubu a vnitřní rotaci paže. Sternokostální část je důležitá hlavně pro extenzi již flektované paže.

Musculus latissimus dorsi je mohutný zádový sval, který se upíná spolu s musculus teres minor na crista tuberculi minoris. Tato kostní drsnatina vniká jako distální pokračování mediální části malého hrbolku. Jeho funkce je hlavně vnitřní rotace, extenze a addukce ramenního kloubu (Goldberg 2009).

4.3. Vývoj horního konce pažní kosti

Humerus po narození při osifikaci prochází tvarovými změnami hlavně v důsledku tahu svalů upínajících se na horní konec pažní kosti. Hlavice a část těla kosti je většinou osifikovaná již při narození. Samostatné osifikační centrum velkého hrbolu kostnatí ve třetím roce. Centrum malého hrbolu se objevuje v pátém roku života a začíná splývat s ostatními součástmi proximálního humeru v šesti letech. Ve školním věku již je zřetelně vytvořena růstová chrupavka horního konce pažní kosti, která probíhá příčně přes oba hrboly.

Důležité je, že při vývoji dochází tahem svalů k postupné dorsální rotaci celé horní části pažní kosti (Fuchs 1991, Krahl 1948, Krahl 1947, Meitner 1961, Symeonides 1995). Dokončení rotace pažní kosti je spjato s dokončením růstu, ale i poté dochází k vývoji úponových míst, hrbolů metafýzy. **Tato úponová místa mění při zvýšení a naopak při snížení dlouhodobého zatížení svoji velikost, ne však pozici.**

Vývoj horního konce pažní kosti je velmi důležitý pro naše studie proximálního humeru ve vztahu k implantaci náhrady, protože poukazuje na výraznou variabilitu této části lidského těla, což komplikuje její umístění v průběhu operace. Pokud protéza není vhodně implantována s ohledem na původní anatomické vztahy, dochází tak k pooperačnímu omezení pohybu anebo naopak výrazné volnosti kloubu či případné luxaci kloubu (Harryman 1995, Jobe 1995, Pearl 2005).

5. Geometrie horního konce pažní kosti

5.1. Úvod

Geometrie a matematický model ramenního kloubu je rozsáhlé téma. V současné době (polovina roku 2010) nejsou plně objasněny všechny aspekty vedoucí k fyziologickému a nebolestivému pohybu po náhradě ramena. Při plánování této studie jsem se zaměřil pouze na část tohoto problému a rozhodl se zabývat pouze geometrií proximálního humeru ve vztahu k hemiartroplastice ramenního kloubu, a to zejména parametry, které jsou důležité pro správnou implantaci tohoto typu náhrady.

Studie, které se zabývají měřením v oblasti proximálního humeru, lze rozdělit na dvě skupiny. První popisují geometrii proximálního humeru jako celek, a tím i úpravu designu používaných protéz. Druhé měří parametry proximálního humeru, a tím i nastavení pozice již existujících systému náhrad ramena při implantaci náhrady.

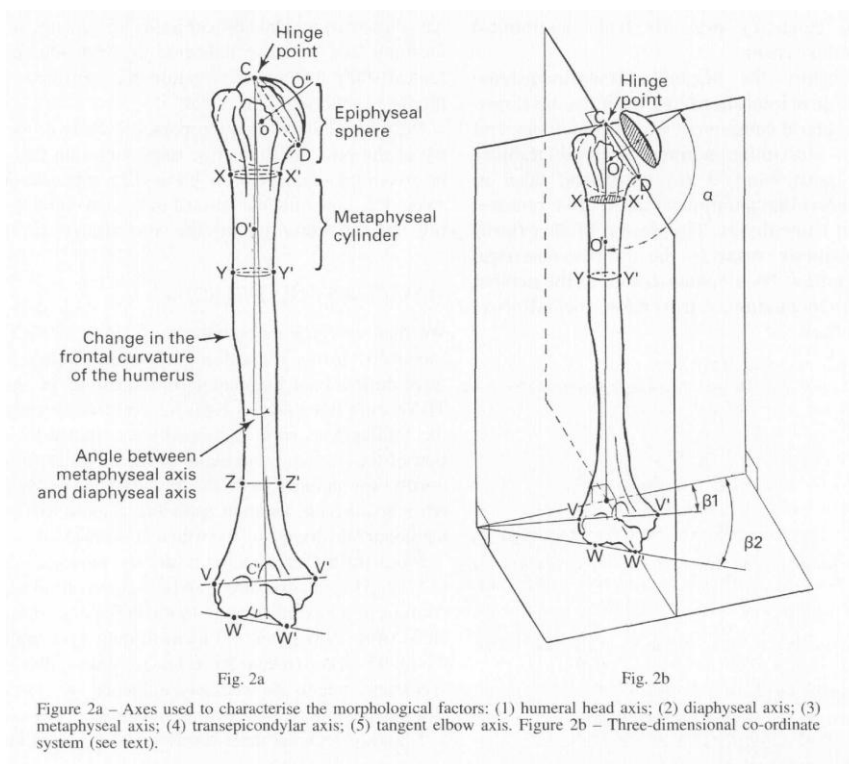
5.2. Studie popisující tvar proximálního humeru

V devadesátých letech 20. století začala vznikat myšlenka konstrukce náhrady 3. generace tj. protézy, která by měla nejenom modularitu velikosti hlavice, ale také i možnosti nastavení pozice hlavice modulárním krčkem protézy. Postupně vznikaly práce, které se zabývaly úpravou již používaných protéz a jejich inovací na 3. generaci. Základní práce se zabývaly dvou-dimensionálním vztahem hlavice a glenoidu (Doyle 1998, Kummer 1998, Pearl 1999, Tillet 1993). Až s nástupem zobrazovacích technik vznikly první tří-dimensionální (3D) práce (Boileau Walch 1997, Robertson 2000, Kontakis 2008, Angibaud 2007).

Jednou ze základních 3D prací je rozbor proximálního humeru francouzských autorů Boileau a Walche z roce 1997 (Boileau Walch 1997). Autoři poprvé popsali vztahy hlavice a proximální diafýzy a navrhli závěry pro klinickou praxi. Jejich model poskytuje údaje pro všechny protézy 3. generace a poskytuje návod na rekonstrukci jak v transverzální, tak frontální rovině ramena. Pro svoji práci použili 120 pažních kostí, které byly upnuty a měřeny speciálním přístrojem pro detekci tvaru polymorfního objektu. Tento přístroj postupně v transverzálních rovinách kopíroval povrch pažní kosti a algoritmus měřil z jejich rekonstrukce prostorové vztahy anatomických povrchových struktur. Zajímalo je hlavně vztah hlavice a diafyzární části horního konce pažní kosti. Jejich práce byla zaměřena pouze na konstrukci implantátu a nevěnovali pozornost úponovým místem svalů rotátorové manžety.

Autoři definovali pozici pažní kosti v prostoru pomocí osy diafýzy a transepikondylární osy. Antropologicky lze definovat **osu diafýzy** pažní kosti válcem (kortikální kostí) těla. Je však obtížné rozhodnout, kterou část diafýzy zvolit pro přesné stanovení této osy. Stanovení osy je tedy obtížné. Tato osa je podstatná pro stanovení základních koordinátů, ale pro implantaci protézy je jen málo důležitá.

Nejčastěji osu diafýzy můžeme stanovit pomocí přímých měřidel v případě suchých preparátů pažní kosti anebo podle RTG snímků. Osa humeru na rentgenovém snímku prochází body, které jsou vyznačeny uprostřed spojnice mediální a laterální kortikális v proximální a distální části diafýzy (obr.27). Na obrázku je znázornění virtuální osy diafýzy, která byla použita ve zmíněné studii.



Obr.27 Pohled na pravou pažní kost zepředu vlevo a se základními prostorovými osami vpravo; transepikondylární osa (V-V'), osa tečnice kloubních plochy (W-W'), metafyzární válec s středem (O') ohraničený transverzálními rovinami (Y-Y', X-X'), sféra epifýzy s středem (O), anatomický krček (C-D), osa hlavice (O-O''), inklinace osy hlavice (α), retroverze hlavice (β_1), (Boileau a Walch 1997).

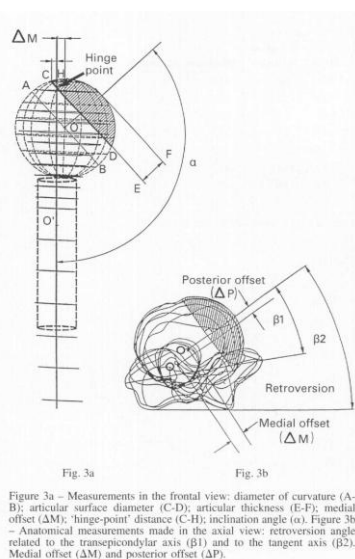
Transepikondylární osa pažní kosti je definována mediálním bodem mediálního epikondylu a laterálním bodem laterálního epikondylu (V-V'). V základní anatomické pozici pažní kosti leží tato osa ve frontální rovině a určuje tak její rotaci v prostoru.

Hlavice pažní kosti vzhledem k výraznému pohybu je téměř symetrická ve všech směrech. Spíše než kouli však připomíná část rotačního ovoidu. Jeho rozměr je kraniokaudálně větší než průměr předozadní. Boileau a Walch ve své práci použili kouli s průměrem A-B (epiphyseal sphere, obr. 27) a centrem O, která byla vsazena do oblasti hlavice pažní kosti tak, aby co nejvíc kopírovala její povrch.

Collum anatomicum pažní kosti je definován jako kružnice, která leží na epifyzární kouli. V práci byla definována okrajem subchondrální kosti, který může být detekován 3D přístrojem a byl označen body (C-D) na frontálním pohledu. Pokud proložíme rovinu anatomickým krčkem, získáme tak rovinu virtuální osteotomie při operaci. Menší část koule odpovídá hlavici pažní kosti, která slouží pro artikulaci a lze proto změřit **průměr hlavice (C-D) a výšku hlavice (E-F)**.

První z důležitých os proximálního humeru je **osa hlavice** pažní kosti (O'-O''), která je definovaná jako normála roviny anatomického krčku, která prochází středem koule (O) a vrchlíkem (O''). Pažní kost je výrazně polymorfní v celé délce. Ve vývoji dochází k postupné rotaci celé kosti se svalovými úpony jak v proximální, tak i v distální části. Proximální část se ve vývoji rotovala směrem dozadu a vzniká tak výrazně variabilní retroverze hlavice (Fuchs 1991, Krahl 1948, Krahl 1947, Meitner 1961, Symeonides 1995).

Úhel **retroverze hlavice** (β_1) je definován jako úhel v transverzální rovině mezi osou hlavice a transepikondylární osou. **Inklinace hlavice** (α) je definován jako úhel, který svírají osa metafýzy a osa hlavice ve frontální rovině (obr. 28).



Obr.28 Schéma proximálního humeru zjednodušeného na metafyzární válec a sféru epifýzy; metafyzární válec s středem (O'), sféra epifýzy se středem (O) a průměrem (A-B), anatomický krček (C-D), výška hlavice (E-F), průsečík osy metafýzy a hlavice (H, hinge point), inklinace

osy hlavice (α), retroverze hlavice (β_1), medial offset (M), posterior offset(P), (Boileau a Walch 1997).

Druhá z nejdůležitějších os je **osa metafýzy**. Ve studii byla definována jako osa válce (metaphyseal cylinder) se středem O' pod úrovní chirurgického krčku, která kopíruje povrch kortikální kosti proximální diafýzy a je ohraničená transverzálními rovinami (obr. 27, Y-Y', Z-Z'). Dřík protézy je implantován právě v této přímce, která je odlišná od přímky celé diafýzy a dřík ukotven v tomto válci svírá s osou celé pažní kosti prostorový úhel. Důležitý je také průsečík této osy a vrchlíku hlavice, který je nazýván bod závěsu (H, "hinge point").

Je zajímavé, že Boileau zvolil název "osa metafýzy", i když se vlastně jedná o osu, která je definována proximální diafýzou pod chirurgickým krčkem. Chtěl tak názvem oddělit dvě různé osy diafýzy, přičemž proximální vyjadřuje pozici dříku protézy při implantaci.

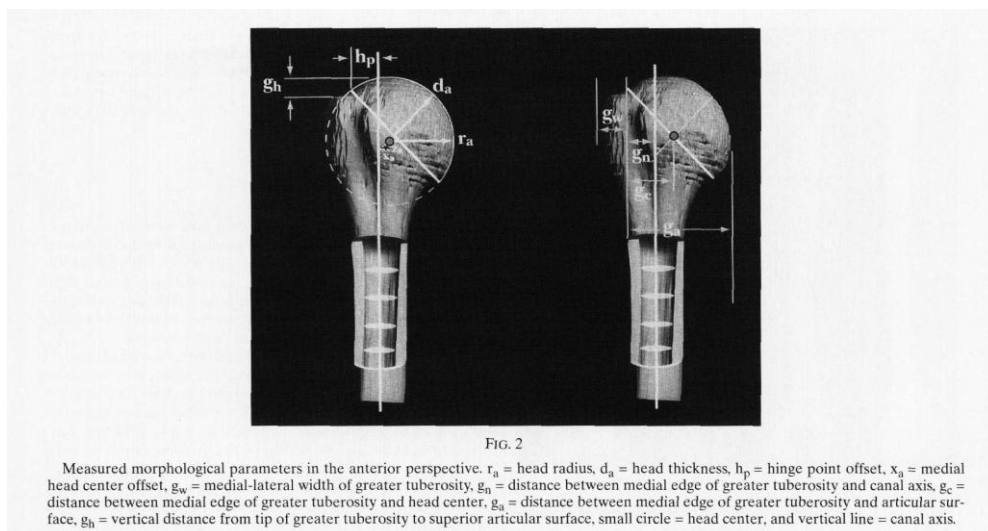
Autoři definovali prostorový vztah mezi osou dříku a osou hlavice a tím poskytli základní údaje pro modularitu krčku protéz. Zjistili, že sféra hlavice je vůči metafyzárnímu cylindru posunuta dorsálně a mediálně. V práci poté měřili vzdálenosti centra hlavice (O) a centra zmíněného válce (O'). Vzdálenost centra hlavice od centra válce ve frontální rovině definuje **mediální offset hlavice** (M) a vzdálenost center v sagitální rovině definuje **dorsální offset hlavice** (P, obr. 28)

Robertson a kol. v roce 2000 uveřejnil anatomickou studii, v které popisuje tvar proximálního humeru na základě CT snímání třiceti párů anatomických preparátů pažních kostí. Na rozdíl od předchozí práce používá k určení poloh struktur transverzální snímky počítačové tomografie.

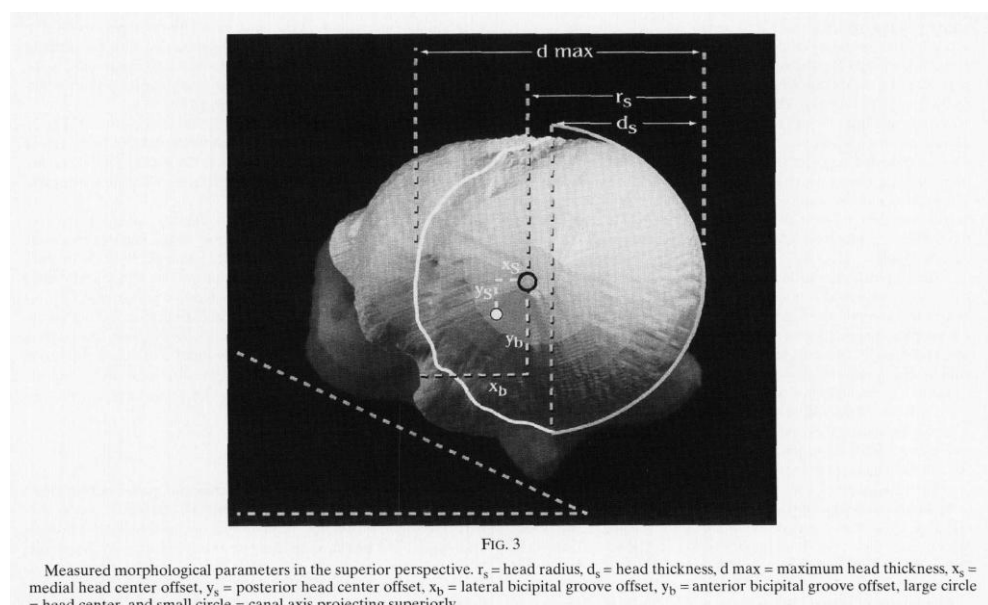
Kromě základních parametrů vhodných pro konstrukci protéz poskytuje také údaje, které umožňují její přesnější implantaci navržené protézy při operaci. Studie poskytuje data také pro prostorovou polohu velkého hrbolu, který je definován mediálním okrajem, popisuje poprvé intramedulární tvar proximální části diafýzy a porovnává stranově naměřené parametry.

Práce obecně navazuje na práci Boileaua, kdy na rozdíl od něj používají pro stanovení osy metafýzy intramedulární povrch kortikální kosti. V dutině definuje tři transversální průřezy a osu proximální metafýzy definuje těžnicemi těchto ploch (obr. 31). Tímto práce přispívá k detailnímu popisu tvaru pažní kosti vhodného pro necementový typ dříku protézy. Vzápětí ale konstatuje, že intramedulární povrch je důležitý pro konstrukci dříku, ale ne pro určení pozice osy dříku v průběhu implantace, proto pro definici osy dříku je možné použít také Boileauovo schéma s cylindrem.

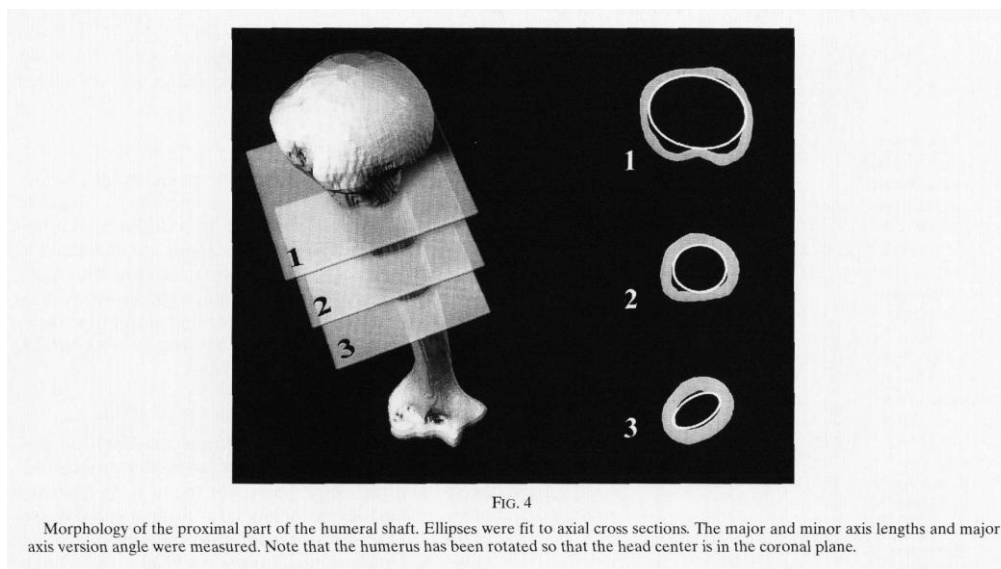
K popisu pozice tuberculum major používá autor absolutní vzdálenost od osy metafýzy ve frontálním pohledu (obr. 29). Dalším důležitým parametrem je pozice sulcus intertubercularis. Tento žlábek je definován nejen v rovině frontální, ale také v sagitální, a to pomocí vzdáleností od osy metafýzy (obr. 30).



Obr. 29 Pohled na proximální část pravé pažní kosti, vlevo s parametry hlavice a vpravo s pozicí referenční linie velkého hrbolu; poloměr hlavice (r_a), výška hlavice (d_a), hinge point offset (h_p), rozdíl výšky vrchlíku a velkého hrbolu (g_h), šíře velkého hrbolu (g_w), vzdálenost velkého hrbolu od metafyzární osy (g_n), vzdálenost velkého hrbolu od centra otáčení (g_c) a od mediální plochy hlavice (g_a) (Robertson 2000)



Obr. 30 Axiální pohled na vrchlík pravé pažní kosti, obrys vyznačuje collum anatomicum humeri; poloměr hlavice (r_s), výška hlavice (d_s), dorsální offset centra hlavice (y_s), mediální offset centra hlavice (x_s), laterální offset sulcus intertubercularis (x_b), ventrální offset sulcus intertubercularis (y_b); (Robertson 2000)



Obr. 31 průřezy proximální diafýzy s vyznačenými elipsami průřezů (Robertson 2000)

Další parametry, které byly měřeny odpovídají práci Boileau a Walche tj. průměr hlavice, výška hlavice, dorsální offset a mediální offset hlavice (obr.29,30). V závěru studie je stranové srovnání naměřených parametrů na 30 párech pažních kostí. V souboru nebyly zaznamenány žádné rozdíly mezi pravou a levou stranou preparátů mužů a žen kromě signifikantního rozdílu v inklinaci hlavice mezi pravou a levou pažní kostí.

5.3. Studie sledující parametry nastavení protézy

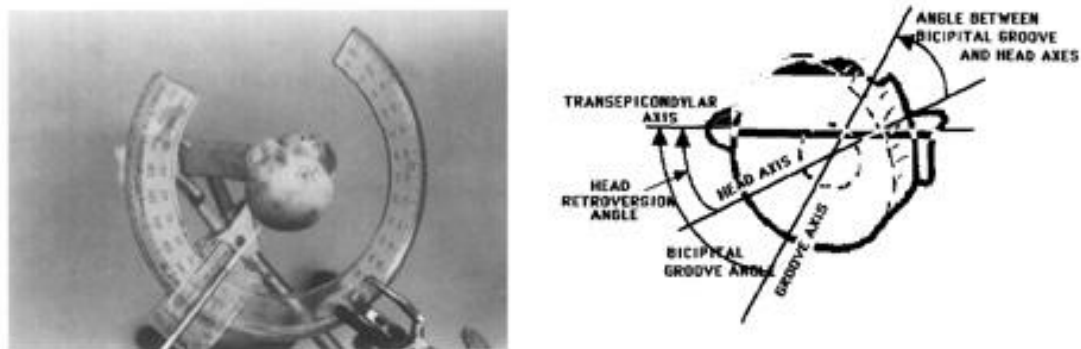
Základní schéma popisující geometrii proximálního humeru (Boileau a Walch 1997) definuje postavení pažní kosti v prostoru za pomoci dvou základních os. Osa diafýzy určuje směr pažní kosti v prostoru a transepikondylární osa určuje, v kterém místě této osy se nachází distální část pažní kosti a rotaci kosti v prostoru. Osa proximální diafýzy (metafyzární válec) určuje osu pro zavádění dříku protézy, která s osou diafýzy svírá prostorový úhel. Rotaci dříku v prostoru určuje úhel **retroverze hlavice**, tj. úhel mezi osou hlavice náhrady a transepikondylární osou.

V posledních patnácti letech vznikly také studie, které se snaží poskytnout přesnější návod a údaje na implantaci protézy ramena (Angibaud 2007, Balg 2006, Doyle 1998, Hempfing 2001, Hernigou 2002, Kontakis 2001, Kummer 1998, Pear 1999, Öztuna 2002). Pokud se operatér drží základního schématu, je nutné nastavit v průběhu operace např. retroverzi dříku pomocí transepikondylární linie distální části pažní kosti anebo osy předloktí.

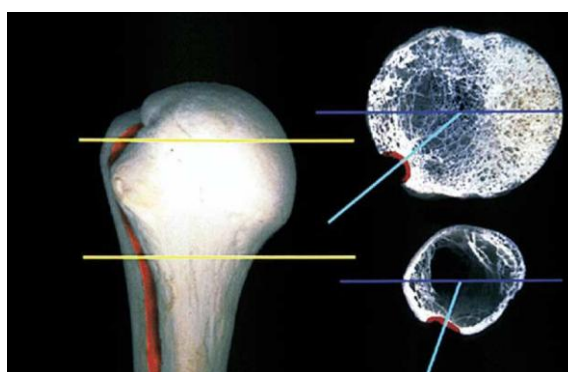
Tyto referenční osy se i v současnosti považují za "**zlatý standard**". Tento postup

může však vést k úhlovým odchylkám a neuspokojivému pooperačnímu výsledku. Studie zmíněných autorů popisují umístění základního schématu v rotaci za pomoci transepikondylární osy, referenčních os a bodů na proximálním humeru. Při nastavení natočení dříku za pomoci těchto referenčních bodů autoři používají termín **retrotorze a nikoliv retroverze**, která by měla být podle definice vázaná na transepikondylární osu.

Nejdůležitějším z proximálních referenčních bodů je sulcus intertubercularis. Žlábek je dominantní strukturou na přední straně horního konce pažní kosti jak v oblasti metafýzy, tak i pod úrovní chirurgického krčku. Kummer v roce 1998 popsal retrotorzi hlavice za pomoci referenčního bodu v úrovni metafýzy, který se nacházel v "nejhlubším" místě žlábků tj. místo, které je nejbližší k ose metafyzárního válce (obr. 32). Balg v roce 2006 použil obdobnou techniku na měření pozice žlábků na CT snímcích pažní kosti (obr. 33).



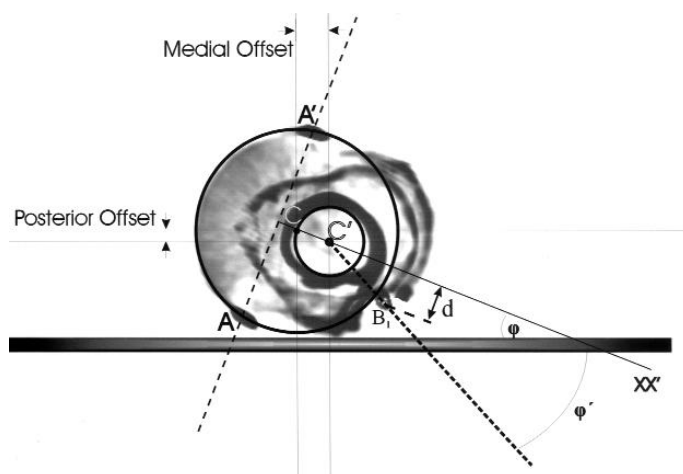
Obr.32 Znárodnění mechanické měřicího goniometru (vlevo) a schématu měření prostorového vztahu osy hlavice a sulcus intertubercularis (Kummer 1998)



Obr.33 Tří-dimensionální rekonstrukce a grafické znázornění měření prostorového vztahu sulcus intertubercularis na CT snímcích nad a pod úrovní chirurgického krčku. (Balg 2006)

Dalšími možnými referenčními body proximálního humeru jsou okraje hrbolů, konkrétně mediální okraj tuberculum majus na úrovni chirurgického krčku (obr. 34). Pod

úrovni chirurgického krčku lze použít také crista tuberculi majoris s úponem m. pectoralis major (obr. 35).



Obr.34 Schéma měření a grafické znázornění vztahu mediálního okraje tuberculum majus (B_1) a osy hlavice XX' vyjádřeného úhlem ϕ' a vzdáleností d na CT scanu (Kontakis 2001)



Obr.35 Schéma měření a grafické znázornění vztahu crista tuberculi majoris značená pinem na pravém obrázku) pomocí úhlu α a vzdálenosti d na CT řezu (Torrens 2008)

Používání proximálních referenčních bodů anebo distálních referenčních bodů ("zlatý standard") má své výhody a nevýhody. Autoři používají při měření úhlových vztahů a vzdálenosti osy hlavice od referenčních bodů jak osu diafýzy (Kummer 1998, Torrens 2008), tak i osu proximální diafýzy (Angibaud 2007), což přináší další otázky v míře přesnosti rekonstrukce při operačním zákroku (viz. diskuse).

6. Operační přístup a implantace endoprotézy ramena

6.1. Operační přístup

Poloha pacienta při implantaci náhrady ramenního kloubu je důležitou součástí operačního výkonu. Pacient leží na operačním stole na zádech, horní část trupu je zvednutá do šikmé polohy 45 stupňů a dolní končetiny jsou mírně pokrčeny v kyčelních a kolenních kloubech. Tato pozice se nazývá beach-chair pozice.

Důležité je také, aby operovaná končetina přesahovala přes zevní okraj stolu a bylo tak možné s ní snadno manipulovat (obr. 36). Jako operační přístup se nejčastěji v České republice používá deltoideopectorální přístup.

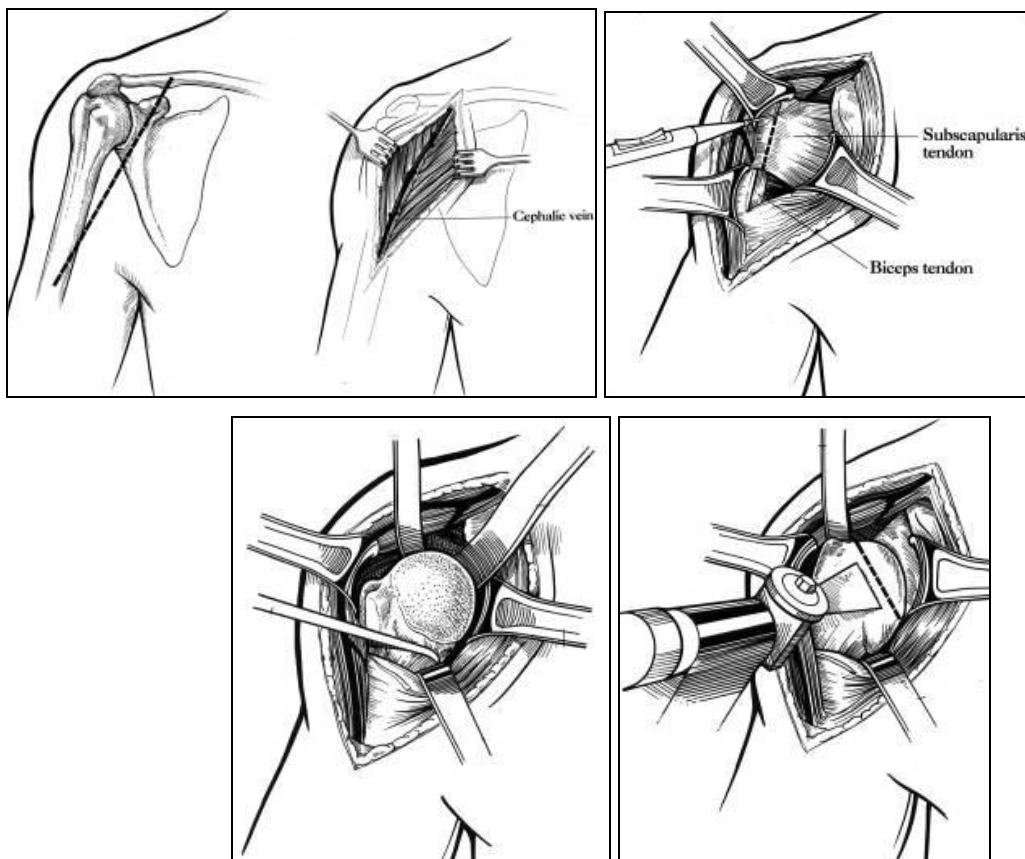


Obr.36 Poloha končetiny a pacienta na operačním stole po zarouškování

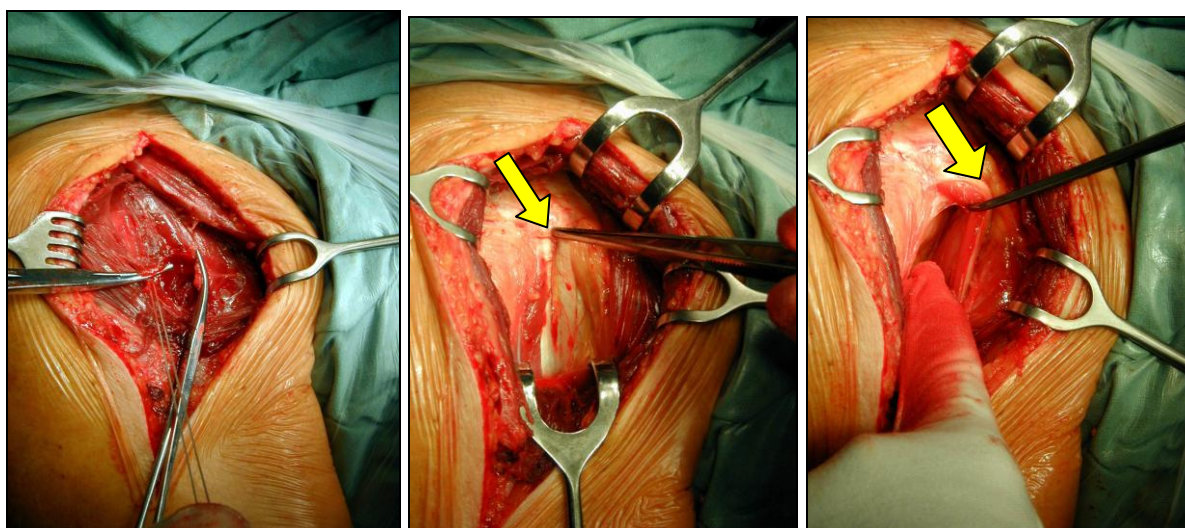
Při tomto přístupu je veden kožní řez na spojnici spojující hmatný procesus coracoideus a ventrální část tuberositas deltoidea. Tento přístup kopíruje mediální okraj musculus deltoideus. Kožní řez je veden od spojnice procesus coracoideus a tuberositas deltoidea. Doporučujeme však vést kožní přístup mírně laterálně od zmíněné spojnice, protože v průběhu operace a přístupu na jamku ramenního kloubu jsou ventrální snopce m. deltoideus výrazně namáhány a často dochází k jejich pohmoždění a následné vazivové degeneraci (obr. 37).

V podkoží je poté nutné identifikovat vena cephalica, která nám definuje mediální okraj m. deltoideus. Odtahujeme ji laterálně spolu s m. deltoideus a do hloubky pronikáme skrze štěrbinu m. deltoideus a m. pectoralis major. Toto místo je také nazývané trigonum deltoideopectorale (m. deltoideus, m. pectoralis major, clavicula). Po rozrušení fascia clavipectoralis, která překrývá pod m. deltoideus ramenní kloub, zakládáme elevatoriá za laterální okraj proximálního humeru a odtlačujeme tkáň laterálně. Na mediální části operační

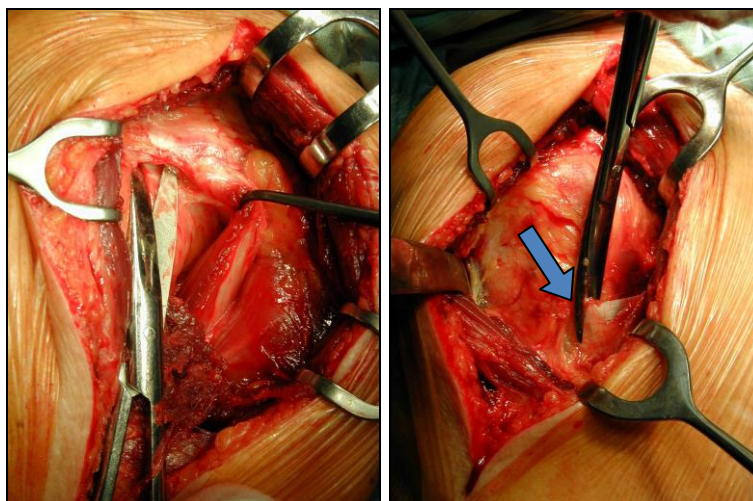
rány odtahujeme svaly tupým háčkem. Poté podélně protínáme fascia clavipectoralis (obr. 38, 39). Následný postup operace se liší podle indikace náhrady ramenního kloubu.



Obr.37 Naznačení kožního řezu při deltoideopectorálním přístupu; uvolnění šlachy m. subscapularis; luxace hlavičky a osteotomie v místě anatomického krčku



Obr.38 Přístup skrze m. deltoideus; pohled na přední stranu kloubu s průchodem šlachy dlouhé hlavy bicepsu (žlutá šipka); odtažení šlachy bicepsu laterálně

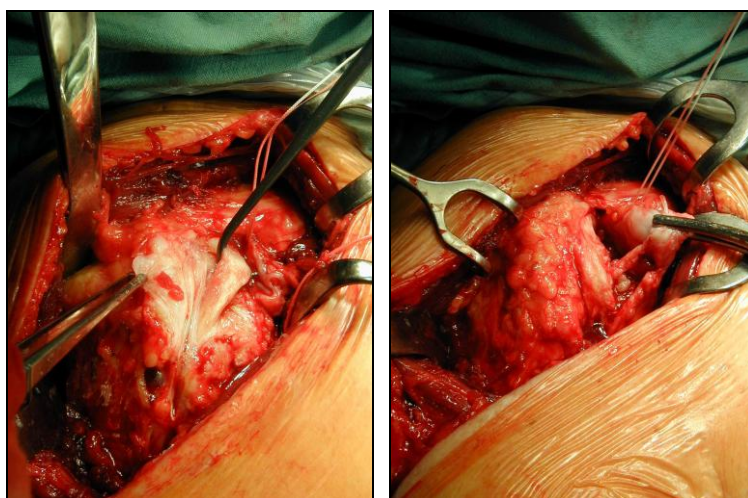


Obr.39 Uvolnění srůstů v okolí m. subscapularis; částečná desinzerce kraniální části m. pectoralis major; modrá šipka označuje důležitý referenční bod na crista tuberculi majoris

6.2. Hemiartroplastika ramena při degenerativním onemocnění

Prvním krokem po proniknutí přes clavipectoralní fascii je identifikace dlouhé šlachy bicepsu, která se nachází na přední straně metafýzy pažní kosti v kostním sulcus intertubercularis. Tato šlacha je mnohdy jediným vodítkem při destrukcích proximálního humeru, který nám ozřejmí tuberculum majus a tuberculum minus spolu se svalovými úpony.

Zakládáme závěsné stehy na jednotlivé šlachy svalů rotátorové manžety. Jeden až tři závěsy na šlachu m. subscapularis v místě úponu na tuberculum minus (ventrální část), dále pak na šlachu m. supraspinatus (kraniální část) a infraspinatus spolu s teres minor (dorsální část). V případě implantace pro revmatickou nebo degenerativní destrukci pokračujeme buď postupným odetnutím šlachy m. subscapularis anebo odetnutím malého hrbolu spolu s úponem šlachy (obr. 40).



Obr.40 Orientace podle šlachy dlouhé hlavy bicepsu; postupná resekce tkání a uvolnění úponu m. subscapularis na závěsu vpravo

Závěs m. subscapularis odklopíme tahem mediálně a otevíráme kloubní dutinu skrze ventrální část kloubu. Horní končetinu postupně převádíme do exorotace a uvolňujeme zbytek srůstů. Důležité je nepoškodit šlachy musculus supraspinatus a zachovat její úpon na velký hrbol. Pokud není možné dislokovat hlavici z glenoidu, následuje povolení pouzdra v tzv. rotátorovém intervalu. Pro luxaci je někdy k dosažení správné pozice pro osteotomii nezbytné uvolnit také kraniální část šlachy m. pectoralis major od úponu na crista tuberculi majoris v rozsahu cca 3-5 mm (obr. 39). Pokud i tak není možné sjednat přehledný přístup k hlavici, je nutné v některých případech odetnout processus coracoideus scapulae s úpony m. coracobrachialis, caput breve m. bicipitis brachii a m. pectoralis minor.

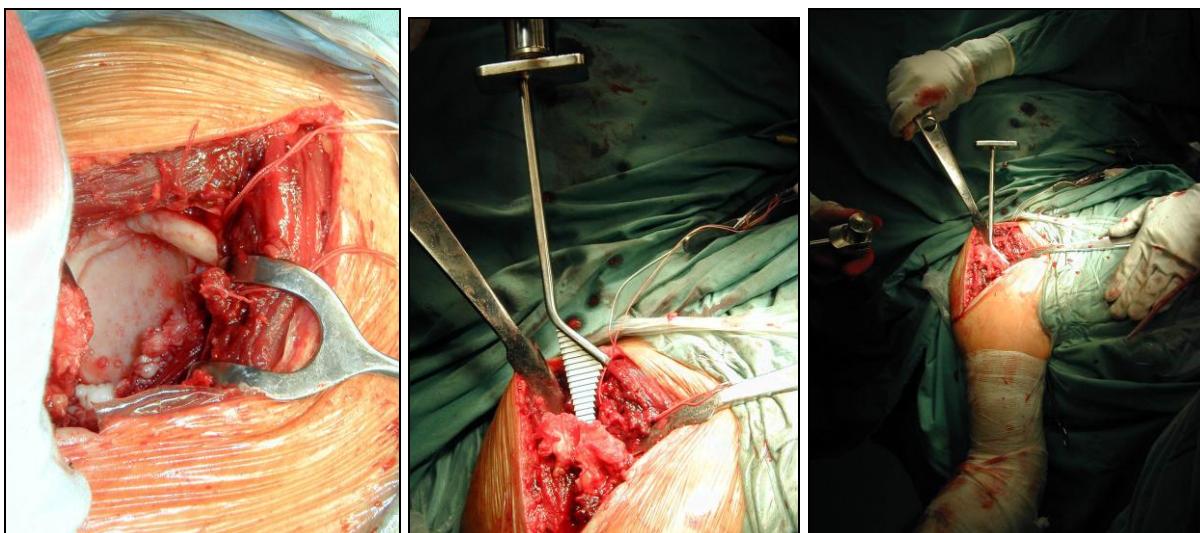


Obr.41 Provedení osteotomie podle zkušebního dřívku na obrázku vlevo; osteotomie vibrační pilou a odstranění ploché destruované hlavice

Důležité je mít v této fázi operace přístup k anatomickému krčku v celém jeho rozsahu tj. s jeho zřetelným kraniálním, kaudálním a ventrálním okrajem. Následuje osteotomie v anatomickém krčku, a tím resekce zbytků hlavice humeru (obr. 41) Osteotomie by se měla provádět podle okrajů částečně zachovalého anatomického krčku, a pokud to není možné, tak v retroverzi 25°-35°. Tato osteotomie je prováděna také podle extra a intramedulárních cíličů. Pokud nejsou dostupné, je možné osteotomii provádět pomocí zkušebního dřívku a odhadnout tak správnou inklinaci a retroverzi řezu. Správná inklinace (odklonění od transverzální roviny) by měla odpovídat použitému implantátu (sklon hlavice k dřívku je 140° u protézy ProSpon, obr. 41).

Dalším krokem je revize cavitas glenoidalis. Nutné je hlavně posoudit kvalitu kloubního povrchu, odhalit defekty okrajů jamky a nebo její patologicky změněnou orientaci

(obr. 42). V této fázi je nutné učinit rozhodnutí, zda bude provedena náhrada kloubní jamky. Pokud ano, pak je třeba pomocí speciálního instrumentaria implantovat náhradu vždy před implantací originální humerální komponenty. Náhrada glenoidu se provádí v současné době zřídka, protože pro tuto indikační skupinu by se měly v současnosti již používat reverzně-inverzní systémy.



Obr.42 Revize cavitas glenoidalis před implantací dříku; zavádění rašple dříku a standardní kontrola retrotorze rašple podle osy předloktí.

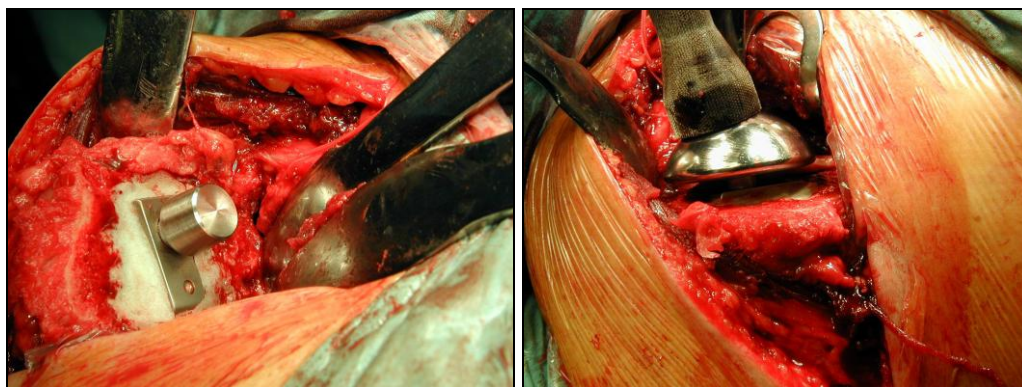
Následuje příprava dřeňové dutiny humeru, která se liší v detailech podle jednotlivých typů implantátů a jejich instrumentárií. V případě náhrady ramena ProSpon nejprve do dřeňové dutiny pažní kosti pro úpravu tvaru kanálu zavádíme výstružníky a poté rašple (obr.42). Sklon rašple udržujeme přibližně ve 25-35° dorzální rotaci vůči transepikondylární linii. Snažíme se udržovat směr dřeňového kanálu a vyvarovat se tak přílišné varosity anebo valgosity implantátu. Kanál opracujeme do maximální možné velikosti, tak aby tloušťka kortikális byla po obvodu stejná. Tento postup nám zaručí správné osové postavení dříku protézy v ose metafyzárního válce. Do připraveného humerálního kanálu zavedeme zkušební dřík, který umísíme do zmíněné retroverze a na dřík nasadíme zkušební hlavici s neutrálním krčkem.

Hlavice by měla odpovídat svým průměrem průměru původní hlavice, ev. plocha base zkušební hlavice by měla být shodná s plochou provedené osteotomie v místě anatomického krčku. Po zakloubení operatér provádí zkušební pohyby v ramenním kloubu a sleduje stabilitu kloubu. Hlavici by měla být v jamce ponechána jistá volnost, která odpovídá anatomické laxitě při odstranění dynamických stabilizátorů ramenního kloubu. Tomu je nutno přizpůsobit hlavně výšku hlavice při zachování průměru anebo případně i upravit její průměr.

Nadměrné napětí nebo naopak výrazná volnost kloubu vždy vede k neuspokojivému výsledku náhrady.

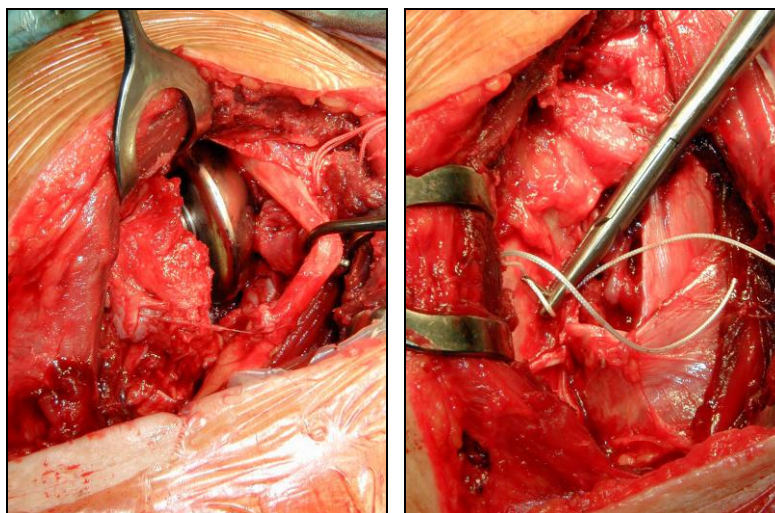
Protéza třetí generace navíc poskytuje možnost měnit polohu hlavice vůči dříku pomocí modularity krčku. Fyziologicky osa hlavice neprotíná osu proximální diafýzy, tedy dříku, ale prochází dorsálně od ní (viz. geometrie pažní kosti). Proto je vhodné použít krček s posunem a posunout osu hlavice dorsálně. K dispozici je také krček k vyosení a tím je možné upravit inklinaci hlavice.

Po odzkoušení je možno implantovat originální komponenty. Standardní technikou ukotvíme kostním cementem originální dřík (obr. 43). Nutné je opět dodržet stejnou polohu dříku ve smyslu retroverze a zavedení do hloubky kanálu jako u zkušebního dříku. Na implantovaný dřík je nasazen originální krček a hlavice požadované velikosti. Následuje repozice kloubu (obr. 43, 44). Originální komponenty by měly vykazovat stejnou míru volnosti jako komponenty zkušební. V případě obtíží je možné na zacementovaný dřík nasadit jiný typ zkušebního krčku a nastavit tak novou polohu hlavice.



Obr.43 Dřík protézy ukotven kostním cementem v dřeňové dutině pažní kosti; nasazení originální hlavice a obrázku vpravo

Následně je nutné zrekonstruovat uvolněný m. subscapularis. Pomocí stehů, které byly použity pro jeho odtažení mediálně ukotvíme šlachu nebo část hrbolu do původního místa pomocí intraoseálních stehů (obr. 44). Následuje pečlivé uzavření rotátorové manžety a intervalu rotátorů.



Obr.44 Repozice hlavice do cavitas glenoidalis; reinzerce šlachy m. subscapularis intraoseálně nevstřebatelnými stehy

Provádíme také suturu šlachy m. pectoralis major. Pokud při obtížném uvolňování struktur ramena v průběhu luxace byl odetnut processus coracoideus, následuje jeho reinzerce pomocí silonových stehů. Sutura fascia clavipectoralis neprovádíme a také neprovádíme suturu svalových snopců m. deltoideus, ale pouze jeho fascie. Přístup drénujeme dvěma Redonovými drény. První zakládáme do oblasti rotátorové manžety, druhý do podkoží a provádíme suturu kůže.

6.3. Hemiartroplastika ramena implantovaná v případě zlomeniny

Po podélném protěti fascia clavipectoralis evakuujeme hematom v oblasti zlomeniny proximálního humeru. M. coracobrachialis a krátkou hlavu bicepsu tupým hákem odtažujeme mediálně a snažíme se identifikovat fragmenty zlomeniny (obr. 45). Většinou povolujeme kraniální část úponu m. pectoralis major na crista tuberculi majoris. Získáme tak důležitý referenční bod pro rekonstrukci a uvolníme ramenní kloub ve smyslu exorotace.

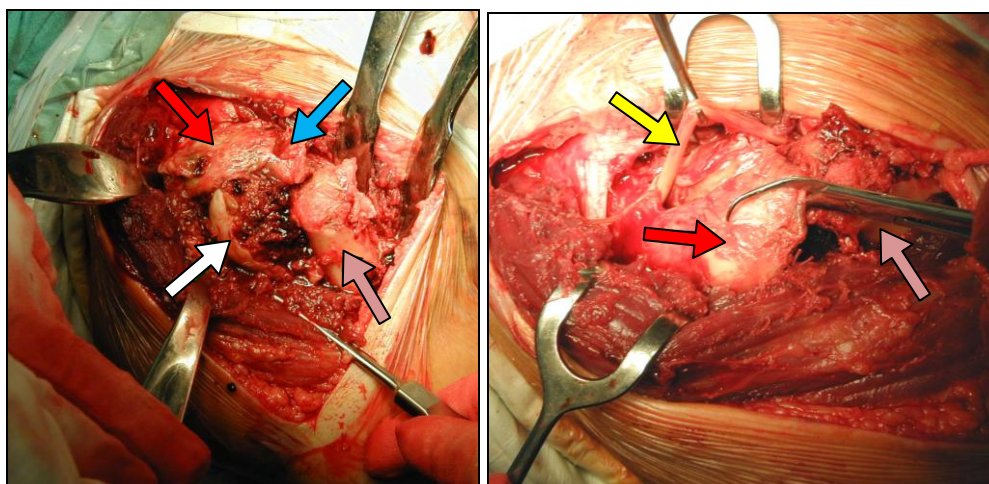
Neméně důležitá je identifikace dlouhé hlavy bicepsu, kterou snadno nalezneme probíhající pod tímto úponem. Po identifikaci šlachy sledujeme její průběh proximálně a tím tak získáme přehled o zlomenině. Fragment mediálně od šlachy odpovídá úponu m. subscapularis na malý hrbol. Fragmenty laterálně odpovídají velkému hrbolu s úpony zbylých svalů rotátorové manžety (obr. 45). Zakládáme silonové závěsné stehy na svaly rotátorové manžety a pomocí nich můžeme manipulovat s ulomenými hrboly. Tyto je vhodné již na začátku upravit do podoby, která je vhodná pro jejich následnou rekonstrukci. Luerovými kleštěmi zmenšujeme fragmenty hlavně kraniálně, kde součástí fragmentů jsou zbytky

chrupavky hlavice. Tyto musíme odstranit a zmenšit tak fragment kraniokaudálně. Dále je vhodné fragmenty "ztenčit", tj. odstranit spongiosu hrbolů v místě, kde bude jejich část nahrazená tělem dříku.

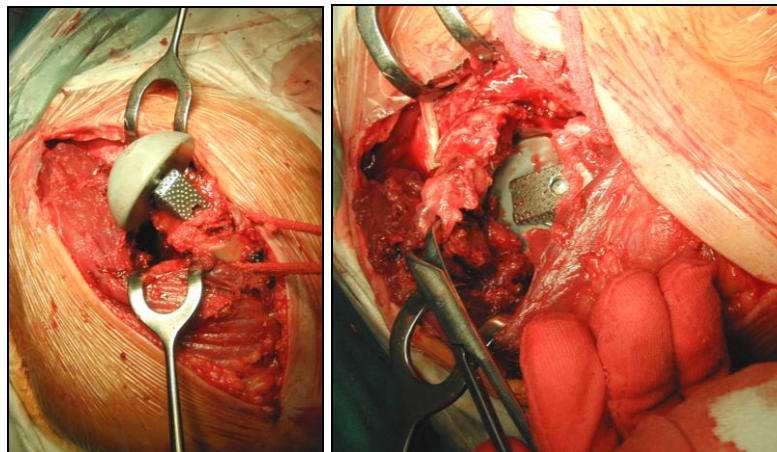
Při přípravě fragmentů a jejich uvolnění a manipulaci na závěsech většinou nalezneme fragment nebo fragmenty hlavice. V případě náhrady hlavici vyjmeme z operačního pole a změříme její průměr a výšku. Při luxačních zlomeninách hlavice může být hlavice značně dislokována a někdy je nutné ji pečlivě vyjmout z oblasti nervově-cévního svazku na ventromediální straně chirurgického krčku.

Tahem silonových závěsů odtahujeme hrboly mediálně a kranio-dorsálně k důsledné revisi kloubní jamky. Pokud je glenoid nepoškozen můžeme pokračovat v implantaci cervicokapitální náhrady. Pokud je glenoid degenerativně změněn, nebo vykazuje známky traumatu, je nutné provést úvahu nad implantací reverzně-inverzní náhrady nebo provést jeho osteosyntézu. Popis rekonstrukce glenoidu anebo implantace reverzní náhrady není cílem této práce.

Fragment diafýzy je následně připravován k implantaci dříku. Kanál upravujeme vzestupnou šálou výstružníků a rašplí. Důležité je opět správná retroverze dříku. Na našem pracovišti se používá hlavně transepikondylární linie a osa předloktí k nastavení 20-30° retroverze dříku. Dalším důležitým parametrem v případě traumatické náhrady je hloubka zavedení dříku, tj. jak vysoko prominuje dřík nad úroveň chirurgického krčku. K určení této vzdálenosti je většinou používáný kranio-kaudální rozměr velkého hrbolu. Je poměrně značně obtížné, zejména v případech, kdy fragmenty velkého a malého hrbolu zasahují až do diafýzy, odhadnout přesně hloubku usazení dříku endoprotézy, přičemž se musíme snažit o co největší přesnost zachování původní délky proximálního konce humeru. Největší chybou je implantace dříku protézy v pozici, která znemožňuje reinzerci kostěných fragmentů velkého a malého hrbolu ve správném tonu rotátorové manžety.

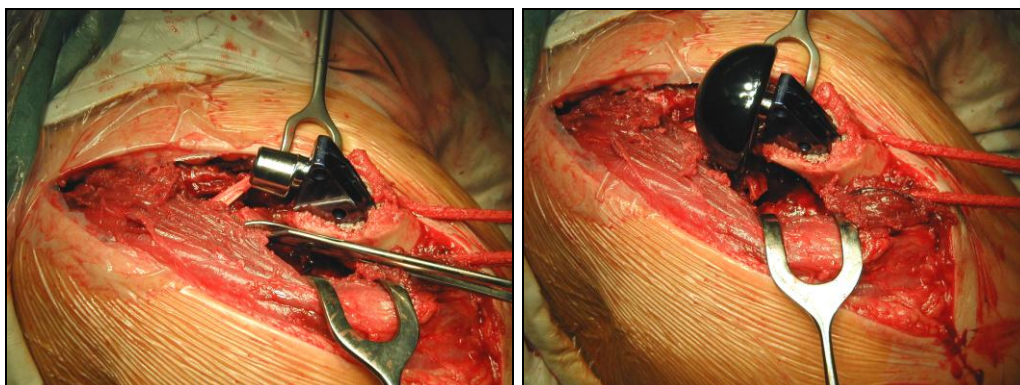


Obr.45 Peroperační snímky při provádění rekonstrukce; červená šipka- velký hrbol, hnědá šipka- diafýza, bílá šipka- hlavice, modrá šipka- malý hrbol, žlutá šipka- šlacha dlouhé hlavy bicepsu



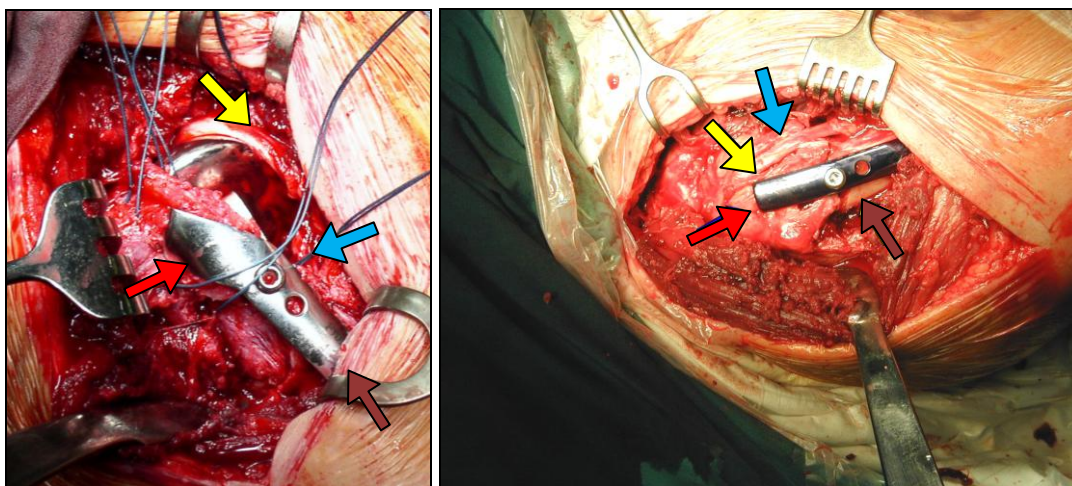
Obr.46 Na snímcích postupně zleva doprava; nasazení zkušební hlavice a zkušební zakloubení

Následně zavádíme zkušební dřík s neutrálním krčkem a hlavicí, která odpovídá průměrem a výškou hlavici původní (obr. 46). Situace po reposici je pro operátora značně obtížná. Jeho úkolem je zhodnotit, jestli protéza bude po rekonstrukci hrbolů stabilní bez toho, aby byly tyto hrboly fixovány do horní části dříku. Následuje implantace originálního dříku, který je fixován kostním cementem tak, aby otvory v endoprotéze nebyly cementem překryty a bylo je možné využít pro šrouby fixující velký a malý hrbol (obr.47). Na zacementovaný dřík nasadíme originální krček a originální hlavici a poté provádíme refixaci hrbolů.



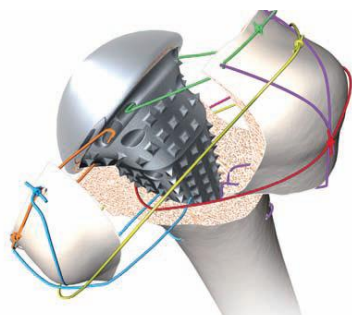
Obr.47 Na snímku vlevo zacementovaný dřík v kanálu humeru a na snímku vpravo již nasazena originální hlavice protézy. Proximální část dříku je odhalena v místě, kde budou refixovány hrboly

Technika rekonstrukce hrbolů závisí od jejich velikosti a kvality jejich kostní tkáně. Pokud je fragment velkého hrbolu dostatečně masivní, je výhodné jej i se svalovým úponem fixovat k dříku endoprotézy šroubem, který je zavedeno přímo skrz fragment do latero-mediálního otvoru dříku. Tento postup využijeme tehdy, pokud fragment po repozici do přibližně původní polohy překrývá dostatečně otvor v zavedeném dříku endoprotézy. Stejně tak postupujeme i u hrbolu malého.



Obr.48 Pohled na rekonstrukci a na zrekonstruovaný proximální humerus po refixaci fragmentů; červená šipka- velký hrbol, hnědá šipka- diafýza, modrá šipka- malý hrbol, žlutá šipka- šlacha dlouhé hlavy bicepsu

Pokud, ale fragment velkého hrbolu po přiložení do oblasti dříku nepřekrývá otvor v protéze, použijeme k fixaci drápkovou dlažku vhodného tvaru (obr. 48). Pokud je hrbol roztržštěn tak, že drápková dlažka by neposkytla jeho pevnou fixaci, provádíme klasickou rekonstrukci hrbolů s úpony rotátorové manžety k protéze pomocí pevných nevstřebatelných stehů (obr. 49). V každém případě i při použití drápkové dlažky použijeme zavedené silonové závěsy přes svalové úpony na začátku operace k zvýšení pevnosti montáže.



Obr.49 Standardně užívaná rekonstrukce hrbolů stehy, zavedenými přes kýl v dříku (dřík firmy Zimmer)



Obr.50 Předoperační rentgenový snímek čtyř-fragmentové zlomeniny vlevo a pooperační snímek vpravo; na snímku vpravo implantována protéza ProSpon s drápkovou dlažkou.

Šlachu dlouhé hlavy m. biceps brachii uložíme ventrálně od obou refixovaných fragmentů a původní rotátorový interval sešijeme tak, aby šlacha dlouhé hlavy jím volně procházela. Sešijeme uvolněný úpon m. pectoralis major a po zavedení redonových drénů ránu uzavřeme. Na obr. 50 je před- a pooperační rentgenový snímek ramenního kloubu.

7. Studie anatomie proximálního humeru a úponů rotátorové manžety a její uplatnění při aloplastice ramenního kloubu

7.1. Úvod

V létech 2001 až 2002 vznikla myšlenka studie, která by měla měřením na anatomických preparátech a snímcích nukleární magnetické rezonance změřit polohu úponových míst svalů rotátorové manžety ve vztahu k hlavici pažní kosti.

Prostorové charakteristice horního konce pažní kosti je v anatomické literatuře věnována relativně velká pozornost. Proto především na podnět klinických anatomů a ortopedů, zabývajících se náhradou ramenního kloubu, vzniklo v posledních letech několik prací, popisujících tvar proximálního humeru.

Boileau a Walch již ve zmíněné práci (Boileau a Walch 1997) publikovali první obsáhlý rozbor základních parametrů geometrie vnějšího povrchu horního konce humeru na 120 suchých kostních preparátech. Na základě digitálního zpracování obrysů kostí v transverzálních rovinách 3D kopírovacím přístrojem byly definovány základní geometrické parametry, které pak byly proměřeny s ohledem na intramedulární osu. Cílem jejich práce bylo definovat v 3D prostoru tvar proximálního humeru s ohledem na rekonstrukci anatomických poměrů, zejména postavení hlavice při implantaci endoprotézy ramenního kloubu. Tato práce neposkytuje údaje o pozici svalových úponů, ale poskytuje metodiku na definici základních parametřů pažní kosti.

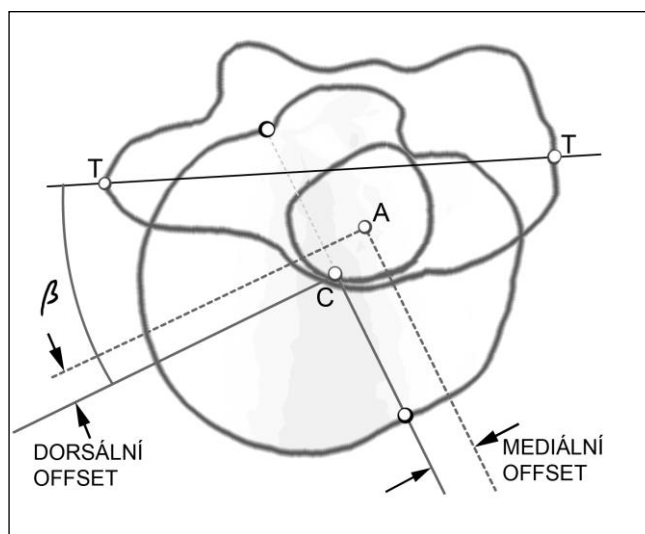
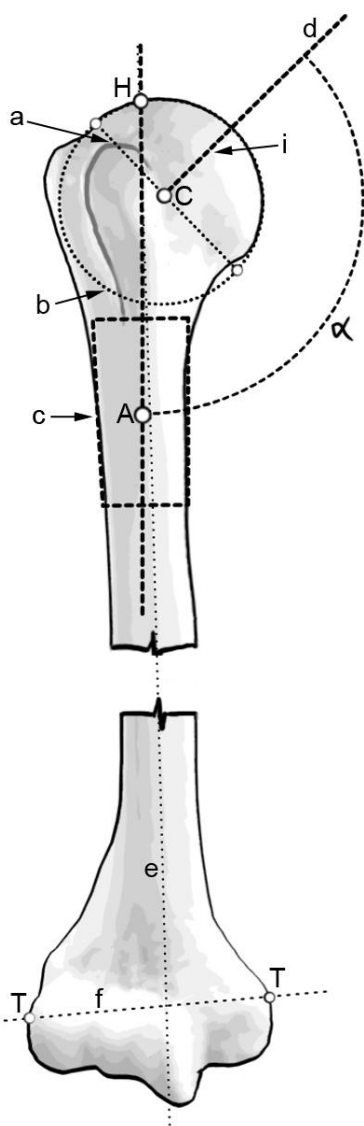
Pro správnou funkci náhrady ramenního kloubu implantované v případě zlomeniny horního konce pažní kosti je nejenom důležitá pozice protézy, ale také správná rekonstrukce a fixace úponových míst svalů rotátorové manžety (Angibaud 2007, Balg 2006, Boileau 2002, Compito 1994, Greiner 2009, Kronberg 1990, Ruckstuhl 2009, Solberg 2009, Sosna 2008, Thompson 1996). Proto jsme se v této studii zaměřili na **určení prostorové pozice okrajů a maximální kostní hmoty hrbolů ve vztahu k dřívku endoprotézy ramenního kloubu.**

Primárním cílem práce bylo na podkladě získaných údajů vypracovat doporučení k zdokonalení konstrukce implantátu a to zejména v oblasti určené pro refixaci hrbolů v traumatických indikacích.

Sekundárním cílem bylo vytvoření metodiky měření a získávání digitálních dat o prostorové konfiguraci proximálního humeru z transverzálních řezů, která by byla použitelná k individuálnímu nastavení pozice náhrady v průběhu operace. Data získaná v průběhu studie byla publikována v roce 2006 (Hromádka 2006).

7.2. Materiál a metoda

Metoda měření vychází z již zmíněných základních parametrů pažní kosti. Tyto jsou vyobrazeny na následujícím schématu (obr.50, 51):



Obr.51 Pohled na pažní kost zepředu

Obr.52 Pohled na pažní kost zeshora v ose metafýzy

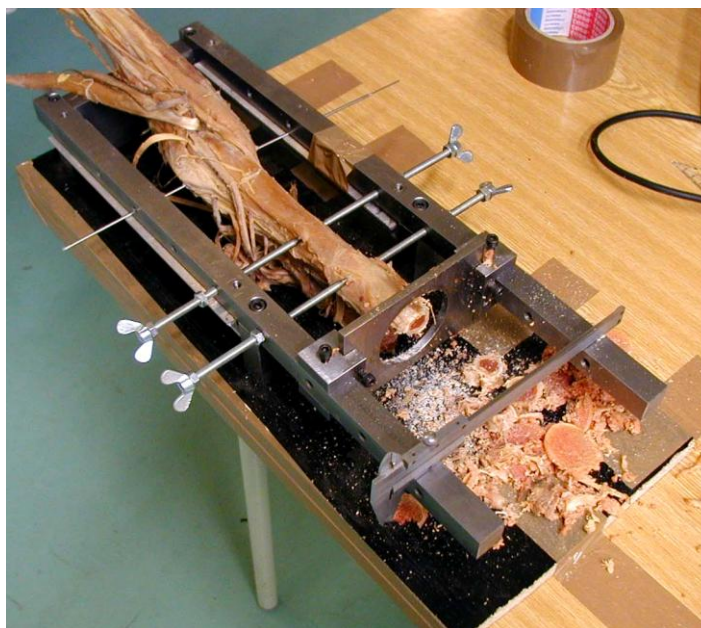
1. **rovina anatomického krčku** je definována jako rovina, proložená okrajem kloubní plochy (a)
2. **epifyzární sféra** je koule (b), odpovídající kloubnímu povrchu s definovaným centrem (C)
3. **metafyzární cylindr** je pomyslný válec, který je pro možnost studia tvaru proložen oblastí proximální diafýzy humeru s geometricky definovaným středem (A) a **podélnou osou proximální diafýzy**
4. **osa hlavice** je kolmice (d) na rovinu anatomického krčku, která prochází vrcholem kloubní plochy a centrem anatomického krčku
5. **diafyzární osa** (e, anatomická osa pažní kosti) je osa vlastní diafýzy pažní kosti
6. **transepikondylární osa** (f) je přímka spojující hroty epikondylů pažní kosti (T-T)
7. **průměr epifyzární sféry** (a), **poloměr epifyzární sféry** (i)
8. **hinge point** (H), průsečík mezi osou metafyzárního válce a vrchlíkem hlavice.
9. **úhel inklinace** (α) je úhel mezi osou metafyzárního válce a osou hlavice
10. **úhel retroverze** (β) je úhel mezi osou hlavice a transepikondylární osou

11. **mediální offset** je latero-mediální vzdálenost mezi body **A-C** měřená z projekce do transverzální roviny
12. **dorzální offset** je ventro-dorsální vzdálenost mezi body **A-C** měřená z projekce do transverzální roviny

7.2.1. První skupina, fixované, „mokrě“ preparáty pažních kostí

V naší studii jsme vycházeli ze tří skupin vzorků (souborů). Navržená metoda pro naši studii vycházela z morfologie pažní kosti, konkrétně ze známých prostorových vztahů struktur proximálního humeru. Pro první skupinu jsme použili deset fixovaných preparátů Anatomického ústavu 1. LF UK (vždy obě pažní kosti z pěti těl), které jsme získali při standardní anatomické pitvě. Tyto byly zbaveny veškerých měkkých tkání v oblasti proximálního humeru kromě úponových šlach svalů roátové manžety, které byly posléze použity k upřesnění místa úponu při měření. Chrupavka hlavice byla rovněž ponechána.

Pažní kosti byly posléze upnuty do ocelového rámu, který byl speciálně vyroben pro naši studii. Osa proximální metafýzy byla paralelní s dlouhou osou rámu a transepikondylární osa byla paralelní s rovinou stolu. V několika případech byla transepikondylární osa distálního humeru ozřejmena zavrtáním Kirschnerova drátu přes epikondyly a drát byl následně upnut do rámu (obr.53). Digitální fotoaparát (Canon 300D, objektiv Sigma 35mm-70 mm, F3.5) byl instalován ve vzdálenosti 3000 mm, tj. vzdálenosti, která minimalizuje aberační vadu čočky objektivu a umožňuje zhotovení snímku, kde 1pixel = 0,2 mm. Snímky byly kalibrovány podle posuvného měřidla umístěného na každém snímku (obr.54).



Obr.53 Pohled na rám s upnutou pažní kostí v průběhu resekce proximální části

První snímek byl pořízen při pohledu na vrchlík hlavice a dále byla pažní kost resekována každé 3mm v transverzálních rovinách oscilační pilou. K resekci byl používán posuvník, který byl používán jako resekční blok (rovina resekce), a po odstranění plátku kosti byla resekční plocha zaznamenána na digitální fotografii (obr.54). Snímky byly ukládány obdobně v blocích po sobě jdoucích snímků jako při CT nebo NMR vyšetření.

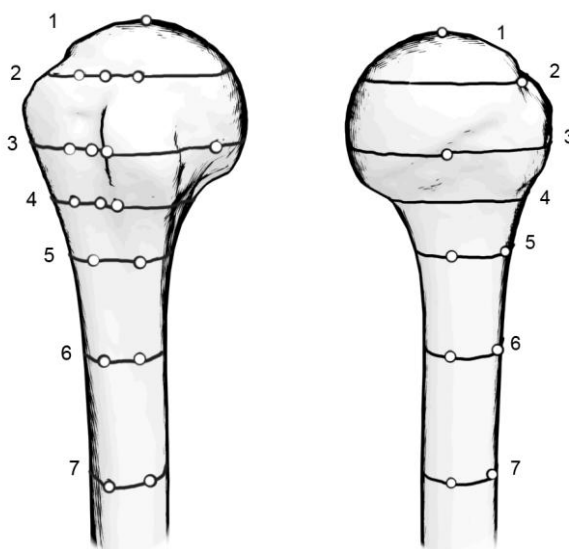


Obr.54 Digitální fotografie resekované kosti v transverzální rovině

Tímto způsobem jsme získali přímá data o morfologii proximálního humeru. V získaných průřezech jsme určili roviny zájmu a na každé z nich jsme určily referenční body pro určování parametrů, které byly zmíněny v úvodu. Bylo určeno sedm rovin zájmu (obr.55):

1. rovina; procházela vrcholem hlavice humeru, na které byl zvolen jediný bod a to vrchlík hlavice
2. rovina; protíná velký hrbol a proximální hlavicí a neprochází masou malého hrbolu. Byly označeny okraje kloubního povrchu hlavice ventrálně a dorzálně, mediální okraj velkého hrbolu a „nejhlubší“ místo sulcus intertubercularis.
3. rovina; protíná pažní kost v úrovni hrbolů a hlavice. Byly označeny okraje hlavice ventrálně a dorsálně, mediální okraj velkého hrbolu, laterální okraj malého hrbolu a sulcus intertubercularis.
4. rovina; protíná oba hrboly a prochází distálně pod hlavicí humeru. Byl označen mediální okraj velkého hrbolu, laterální okraj malého hrbolu a sulcus intertubercularis.
5. rovina; definovaná chirurgickým krčkem. Body byly zvoleny na kortikális pažní kosti, a to v místech: crista tuberculi minoris, protilehlá kortikális, crista tuberculi majoris a protilehlá kortikális.

6. rovina; uprostřed mezi 5. a 7. rovinou, přičemž byly zvoleny stejné body jako u páté roviny tzn.: crista tuberculi minoris, protilehlá kortikális, crista tuberculi majoris a protilehlá kortikális.
7. rovina; protíná pažní kost v místě proximálního začátku tuberositas deltoidea, kde byla možná identifikace crista tubercularis majoris a v ní byly zvoleny opět čtyři body po obvodu kompakty.

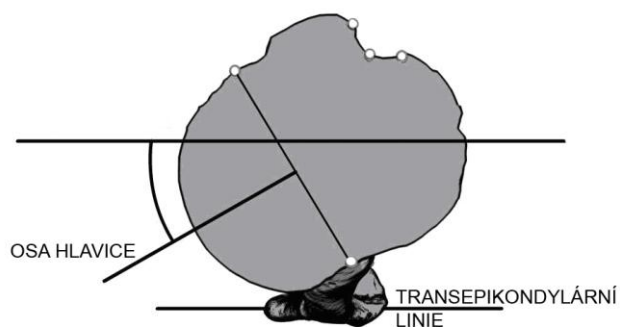


Obr.55 Schéma znázorňující roviny řezů na pravé pažní kosti a vyznačené body zájmu při pohledu zředu (vlevo) a zepředu (vpravo)

Měření a následné vyhodnocování probíhalo podle označených bodů v jednotlivých rovinách. Určené body v páté až sedmé rovině sloužily k vytvoření intramedulární osy proximální diafýzy, tj. osy, ve které je zaváděn dřík endoprotézy. Body v první až čtvrté rovině sloužily k popisu morfologických útvarů proximálního humeru.

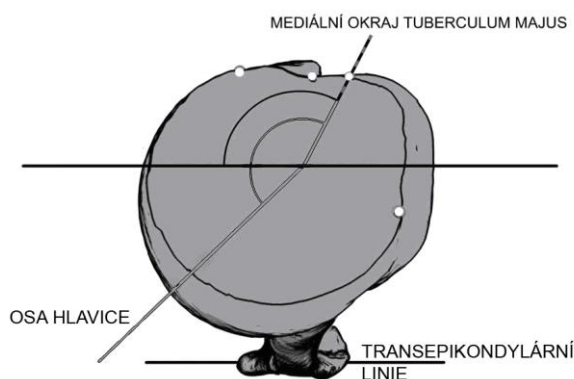
Postavení **osy proximální diafýzy** vycházelo z pozice bodů, které označovaly pozici kortikální kosti na povrchu proximální diafýzy pod úrovní chirurgického krčku ve 5., 6. a 7. rovině. Osa byla poté vynesena do úrovně 2., 3. a 4. roviny a byly podle ní měřeny úhly zájmu (viz níže).

Postavení caput humeri v prostoru bylo definováno **osou hlavice** a rovinou anatomického krčku, která vycházela z označených bodů anatomického krčku ve 2. a 3. rovině. V obou rovinách byla vyznačená osa, která byla kolmá na spojnici označených bodů anatomického krčku a procházela vrcholem hlavice daného řezu. Retroverze hlavice byla pak definována úhlem mezi osou hlavice a transepikondylární osou. Ve 4. rovině, kde již nebyla osa hlavice měřena, se pro měření úhlů použil průměrný úhel z 2. a 3. roviny (obr.56).



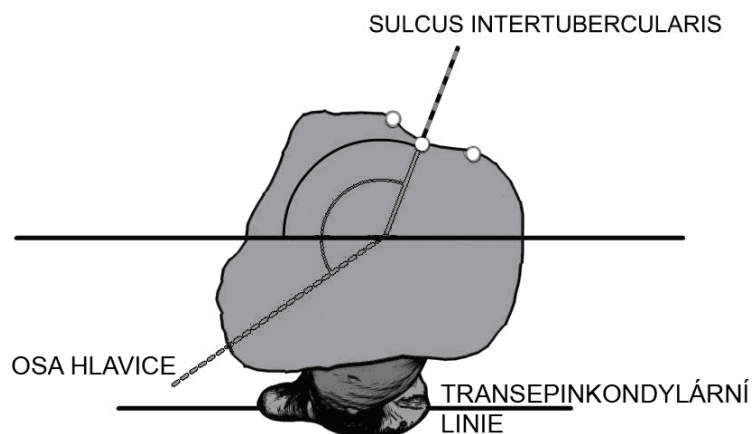
Obr.56 Schéma měření retroverze hlavice ve 3. rovině

Tuberculum majus byl prostorově definován jeho mediálním okrajem, tj. okrajem, který přechází v sulcus intertubercularis. Tato ostrá hrana je většinou snadno identifikovatelná v průběhu operace. Původně bylo zamýšleno hodnotit vrchol resp. nejvíce prominující bod hrbolu. Při analýze geometrické variability tvaru hrbolu však jsme došli ke značným diferencím. Tím by měření bylo zcela zavádějící. Zmíněný mediální okraj je naopak tvarově velmi konstantní. V průběhu měření byl označen v 2., 3. a 4. rovině a byly změřeny úhly, které svírají okraj tuberculum majus s osou hlavice, kdy vrchol úhlu se nacházel v intramedulární ose proximální diafýzy (obr.57). Na obrázku jsou pro příklad vyznačeny úhly v rovině 2.



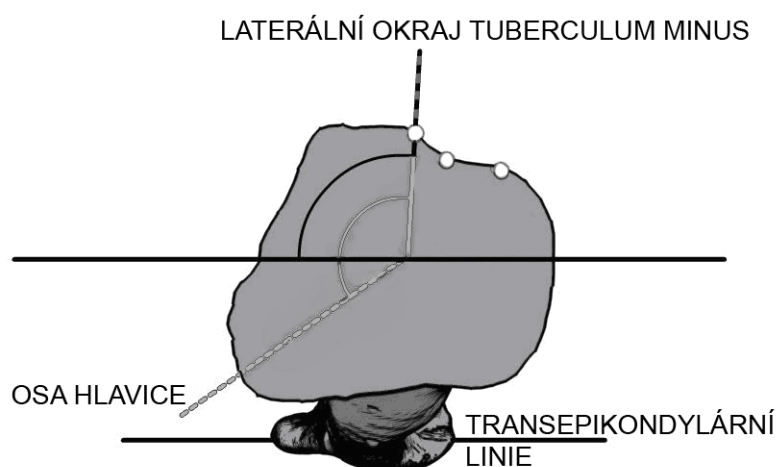
Obr.57 Schéma měření pozice mediálního okraje tuberculum majus v 2. rovině

K popisu **sulcus intertubercularis** bylo zvoleno „nejhlubší“ místo, tj. místo, kde je kortikális nejbliže k intramedulární ose. Rovněž jsme změřili úhly, které toto místo svírá s transepikondylární osou a s osou hlavice na 2., 3. a 4. rovině. Na obrázku (obr.58) jsou vyznačeny pro příklad úhly v čtvrté rovině.



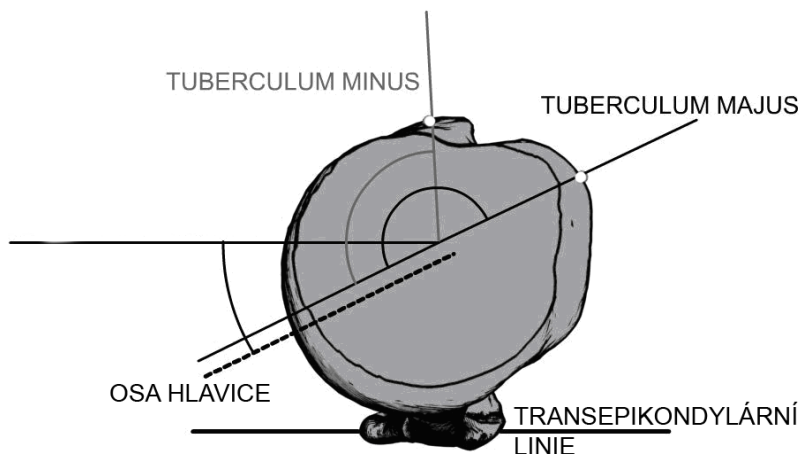
Obr.58 Schéma měření vztahu sulcus intertubercularis ve 4. rovině; osa hlavice je zobrazená jako průměr osy hlavice z měření ve druhé a třetí rovině

Na **tuberculum minus** byl zvolen laterální okraj, tj. okraj, který prochází v sulcus intertubercularis. Zde platí obdobně jako u velkého hrbolu možnost tuto hranu identifikovat při zlomenině. Opět nás zajímal vztah hrany k transepikondylární ose a k ose hlavice na 3. a 4. rovině (obr.59).



Obr.59 Schéma měření laterálního okraje tuberculum minus ve 4. rovině; osa hlavice je zobrazená jako průměr osy hlavice z měření ve druhé a třetí rovině

Dále bylo měřeno **místo největší kostěné masy v oblasti velkého a malého hrbolu**. Tento bod byl zvolen v místě, kde vzdálenost kortikális velkého a malého hrbolu na obvodě byla největší. Tyto hodnoty lze využít pro určení polohy šroubů při fixaci fragmentů hrbolů na dřík endoprotézy (obr.60).

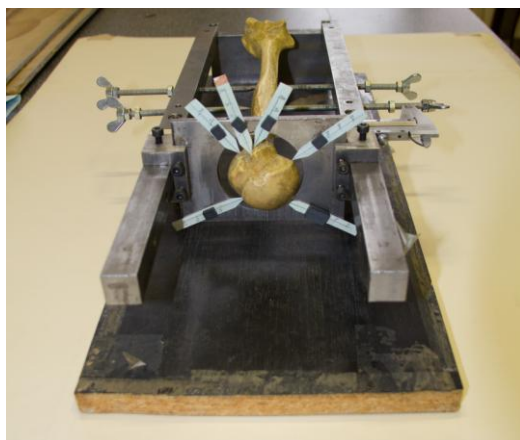


Obr.60 Schéma měření maxima kostěné masy velkého a malého hrbolu

Metodiku měření v transverzálních rovinách jsme aplikovali při měření v druhé a třetí skupině. Ve všech třech skupinách jsme tak zvolili shodné roviny a na nich shodně definované body pro reprodukci výsledků a možnost srovnání.

7.2.2. Přímé měření na suchých preparátech pažních kostí

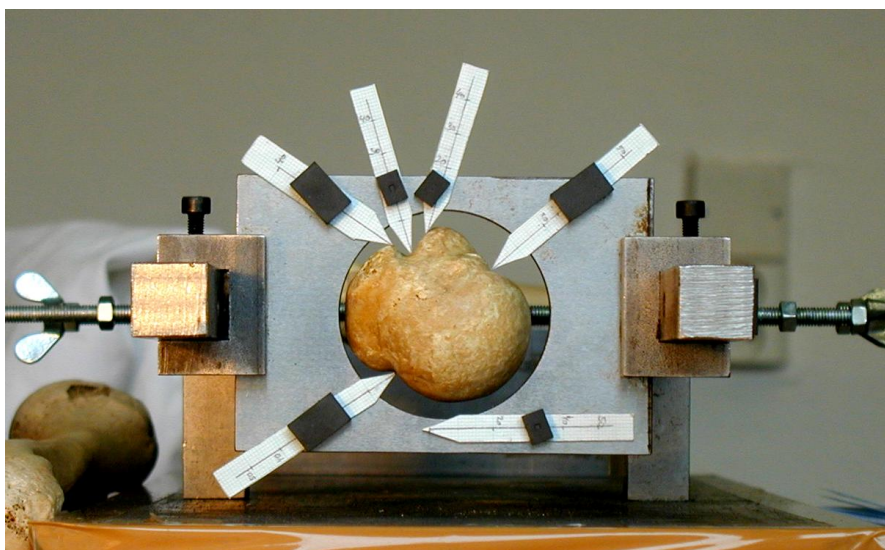
Měření na suchých kostních preparátech jsme opět prováděli v Anatomickém ústavu 1. LF UK. Celkem v druhé skupině bylo použito 110 pažních kostí. Soubor preparátů se skládal z 55 levých a 55 pravých pažních kostí; jednalo se o tzv. suché preparáty. Tyto byly vybírány zcela náhodně mezi těmi, které nevykazovaly zjevné morfologické odchylky, známky degenerativních změn a měly uzavřené růstové chrupavky. Pažní kosti byly posléze upnuty do již zmíněného ocelového rámu. Osa proximální diafýzy byla paralelní s dlouhou osou rámu a transepi kondylární osa byla paralelní s rovinou stolu (obr.61).



Obr.61 Náhled na ukotvení pažní kosti v měřicím rámu v druhé skupině

Posuvná část rámu v druhé skupině nesloužila jako vodítko pro oscilační pilu, ale byla na ní upnuta kalibrovaná ukazovátka, která sloužila k označování bodů zájmu. Posuvná část rámu byla poté posouvána proximo-distálně a byly označovány body v jednotlivých rovinách, které byly ustanoveny v první skupině preparátů. Polohy ukazovátek byly snímány digitálním fotoaparátem za stejných podmínek jako v první skupině (obr.62). Digitální fotoaparát byl instalován opět ve vzdálenosti 3000 mm. Série snímků byly ukládány do bloků.

Postavení bodů v prostoru, osy hlavice, osy proximální diafýzy a měření úhlů zájmu probíhalo stejnou metodikou jako v první skupině.



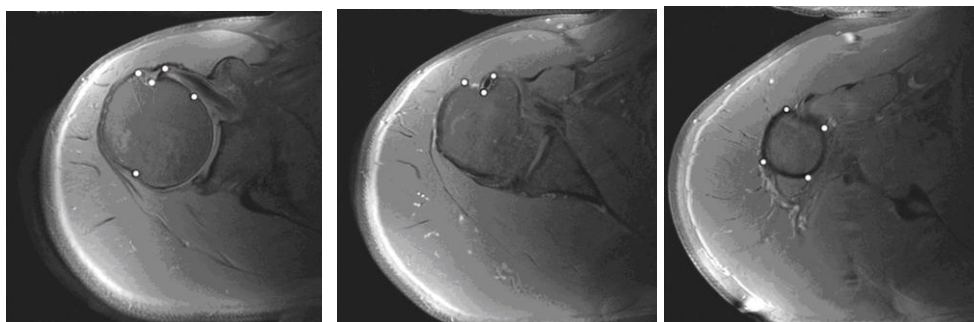
Obr.62 Označování bodů v 2. rovině; kalibrovaná ukazovátka upnuty na posuvníku ukazují body zájmu

7.2.3. Pacienti vyšetření nukleární magnetickou rezonancí

Měření z řezů **nukleární magnetické rezonance (NMR)** jsme provedli u 20 pacientů (třetí skupina), u kterých bylo indikováno NMR vyšetření ramenního kloubu v rámci klinického vyšetření.

NMR vyšetření probíhalo na přístroji Philips (Gyrosan, Medical System Eindhoven). Pacient byl uložen na lůžko přístroje standardním způsobem a ramenní kloub byl ve středním postavení. Standardně se přikládá cívka pro měření pouze v oblasti ramena, v případě studie byla přiložena také cívka do oblasti lokte. Zhotovené bloky T1 průřezů zabíraly pažní kost v proximální části, ale také v distální části, tj. z výsledného bloku snímků bylo možné určit rotaci pažní kosti v prostoru podle transepikondylární osy. Bloky byly uchovávány pouze v digitální podobě ve formátu DICOM (obr.63). Body zájmu byly označeny na snímcích již

definovaných rovinách a poté byly měřeny úhly stejným způsobem jako tomu bylo v první a druhé skupině.



Obr.63 NMR snímky v 2., 3. a 4. rovině horního konce pažní kosti s označenými body

Snímky ze všech třech skupin byly upravovány a měřeny pomocí programu ImageJ (<http://rsbweb.nih.gov/ij/index.html>). Tento software jsme vybrali pro jeho nenáročnost k hardwaru, pro jeho jednoduché ovládání, všestrannost a pro možnost využití zásuvného modulu pro import DICOM snímků. Snímky byly programem konvertovány do JPG formátu, postupně zobrazovány a kalibrovány. Na každém z nich byly vyznačeny body zájmu a následně byly měřeny úhly zájmu v transverzálních rovinách. Úhly zájmu, které byly měřeny v několika rovinách, byly zaznamenány, a pro další použití a hodnocení byl použit jejich aritmetický průměr. Získané výsledky byly zpracovány programem Statistica6 (StatSoft, Inc.).

7.3. Výsledky

Výsledky měření jsou shrnuty do následujících tabulek. Tyto tabulky poskytují souhrnná data ze všech tří skupin měření. Statisticky jsme nezaznamenali signifikantní odchylky mezi jednotlivými skupinami měření. První a druhá tabulka poskytuje údaje o vztahu bodů zájmů mediálního okraje tuberculum majus, sulcus intertubercularis a laterálního okraje tuberculum minus vzhledem k ose hlavičky v 2. až 4. rovině. Poskytuje také průměrný úhel mezi zmíněnými místy a osou hlavičky.

Tabulka 1: Levá pažní kost, postavení vzhledem k ose hlavičky				
	Rovina č.2	Rovina č.3	Rovina č.4	Průměr
Tuberculum majus	164,4° (142,9 – 184,5)	164,9° (143,8 – 184,3)	165,1° (144,1 – 189,0)	164,8°
Sulcus intertubercularis	147,2° (124,8 -172,7)	144,0° (118,6 – 162,2)	138,9° (117,2 – 159,0)	143,4°
Tuberculum minus	-	125,9° (107,0 – 145,0)	114,3° (95,4 – 126,5)	124,4°
Tučně průměrné hodnoty, v závorkách minimální a maximální naměřená hodnota				

Tabulka 2: Pravá pažní kost, postavení vzhledem k ose hlavice				
	Rovina č.2	Rovina č.3	Rovina č.4	Průměr
Tuberculum majus	164,9° (148,2 -188,3)	160,4° (167,3 -184,3)	164,2° (143,9-189,2)	163,2°
Sulcus intertubercularis	149,9° (125,9 -172,0)	144,7° (125,4 -167,6)	139,7° (118,8 -161,8)	144,8°
Tuberculum minus	-	124,1° (107,1 -145,0)	110,5° (62,9 -136,1)	122,6°
Tučně průměrné hodnoty, v závorkách minimální a maximální naměřená hodnota				

Výsledky úhlových vztahů bodů zájmů a transepikondylární osy pro levou a pravou pažní kost jsou schnuty v tabulce 3 a 4. Tabulky poskytují hodnoty pro 2. až 4. rovinu a průměrnou hodnotu úhlů získanou ze všech rovin.

Tabulka 3: Levá pažní kost, postavení vzhledem k transepikondylární ose				
	Rovina č.2	Rovina č.3	Rovina č.4	Průměr
Tuberculum majus	136,6° (107,2-164,6)	137,1° (109,2-165,1)	137,3° (115,1 -169,9)	137,0°
Sulcus intertubercularis	119,4° (86,7-148,5)	116,2° (87,7-143,1)	111,1° (82,0 -139,3)	115,6°
Tuberculum minus	-	98,1° (78,7-114,2)	86,5° (58,8-107,4)	96,6°
Tučně průměrné hodnoty, v závorkách minimální a maximální naměřená hodnota				

Tabulka 4: Pravá pažní kost, postavení vzhledem k transepikondylární ose				
	Rovina č.2	Rovina č.3	Rovina č.4	Průměr
Tuberculum majus	139,7° (120,0-168,5)	135,1° (44,1-166,5)	138,9° (120,6 -169,9)	137,9°
Sulcus intertubercularis	124,6° (101,7-152,2)	119,4° (96,8-147,8)	114,4° (98,1-139,3)	119,5°
Tuberculum minus	-	98,8° (72,0-122,4)	85,2° (37,5 -108,2)	97,3°
Tučně průměrné hodnoty, v závorkách minimální a maximální naměřená hodnota				

Průměrné hodnoty retroverze tj. úhlového vztahu osy hlavice a transepikondylární osy jsou zobrazeny pro pravou a levou pažní kost v tabulce 5.

Tabulka 5: Retroverze hlavice pažní kosti			
	Rovina č.2	Rovina č.3	Průměr
Pravá pažní kost retroverze hlavice	24,1° (5,2 -55,2)	26,6° (9,4 -53,7)	25,3° (7,3 - 54,4)
Levá pažní kost retroverze hlavice	27,2° (4,9 -48,9)	28,4° (9,2 -53,6)	27,8° (7,3 - 45,9)
Tučně průměrné hodnoty, v závorkách minimální a maximální naměřená hodnota			

Hodnoty úhlových vztahů maxima kostní hmoty velkého a malého hrbolu k ose hlavice jsou v tabulce 6.

Tabulka 6: Maximum kostní hmoty velkého a malého hrbolu vzhledem k ose hlavice			
	Levá pažní kost	Pravá pažní kost	Průměr
Tuberculum majus	181,1° (165,2 -194,5)	180,2° (165,8 -196,4)	180,7°
Tuberculum minus	120,2° (97,1 -136,2)	126,9° (105,2 -147,8)	123,6°
Tučně průměrné hodnoty, v závorkách minimální a maximální naměřená hodnota			

7.4. Závěr první studie

Naše první studie vytvořila metodiku pro měření prostorových vztahů horního konce pažní kosti z transverzálních řezů. Vycházela při tom z obecně známých vztahů epifyzární a metafyzo-diafyzární části proximálního humeru publikovaných v klinicko-anatomických publikacích.

Závěry a výsledky této studie lze použít pro zpřesnění implantace 3. generace náhrad ramenního kloubu. Na 1. ortopedické klinice 1. LF UK je nejčastěji používaným implantátem od roku 1992 systém náhrady ramena ProSpon (Kladno, ČR). Jeho vývoj probíhal přímou spoluprací přednosty kliniky prof. Antonína Sosny DrSc., i proto jsme závěry studie použili na inovaci tohoto dříku..

Závěry studie poskytly údaje a podklady k zpřesnění umístění otvorů v dříku protézy Sosna (ProSpon, viz. Tabulka 6) a tím zlepšení fixace hrbolů metafýzy. Správná pozice a fixace jsou nejdůležitější parametry pro uspokojivý pooperační výsledek v případě traumatické náhrady ramena. V současné době je právě dokončován design implantátu 4. generace náhrady ramena ProSpon (obr.64).



Obr.64 Design nové generace dříků náhrady ProSpon (poskytl ProSpon, Ing. Zdeněk Čejka)

Způsob měření, který byl zvolen, vycházel z dostupných publikací. Měření vycházelo z transverzálních řezů, projekce osy hlavice a osy proximální diafýzy. Tento způsob je značně jednoduchý a lze tak změřit úhel goniometrem např. z CT nebo NMR snímků. Na druhou stranu tento způsob vyžaduje pro přesnost měření, aby osa proximální diafýzy byla kolmá na transverzální rovinu (CT nebo NMR snímek). V klinické praxi lze zřídka umístit vyšetřovanou pažní kost tak, aby osa proximální diafýzy byla kolmá na plochu průřezu. Tuto polohu je možné dosáhnout pouze za laboratorních podmínek nebo nestandardních podmínek v klinické praxi. Správné umístění ramenního kloubu by vyžadovalo maximální spolupráci pacienta a v případě CT vyšetření výrazně zvyšovalo radiační zátěž pacienta.

Při odchylce od osy proximálního humeru dochází k úhlovým chybám při měření, které zatím nejsou plně objasněny. Tato odchylka závisí také na míře rotace pažní kosti při standardním klinickém vyšetření.

V našem souboru pacientů vyšetřovaných NMR jsme tuto odchylku minimalizovali ozřejmením distální části pažní kosti (přiložením další cívky NMR přístroje) a nestandardním nastavením pozice epikondylů, kdy ramenní kloub byl nastaven do neutrálního postavení. Horní končetina tak byla v anatomické základní pozici jak v ramenním, tak i v loketním kloubu a transepikondylární osa byla rovnoběžná s plochou vyšetřovacího stolu (paralelní s okrajem NMR snímku). V klinické praxi je ramenní kloub ve středním postavení ve vnitřní rotaci, ventrální flexi a addukci a toto právě limituje naši metodu v klinickém použití a navíc v praxi není možné často použít druhou cívku v oblasti distálního humeru.

Z těchto důvodů jsme v roce 2006 začali vytvářet metodu, která by eliminovala chyby způsobené odchýlením od „ideální“ pozice proximální části humeru a umožňovala by měření dalších parametrů implantace. Tato druhá studie by byla zaměřena pouze na zpřesnění implantace endoprotézy a zdokonalení předoperačního plánování.

8. Nastavení retroverze náhrady ramenního kloubu s využitím úponových míst svalů proximálního humeru

8.1. Úvod

Obecné schéma epifyzární koule a metafyzárně-diafyzárního válce popisuje zjednodušeně morfologii proximálního humeru. Toto schéma bylo vytvořeno autory (Boileau a Walch 1997) hlavně z důvodu zjednodušení popisu prostorových vztahů struktur horního konce pažní kosti, které jsou důležité pro konstrukci implantátů. Jejich práce poskytuje představu o vysoké variabilitě vzájemné pozice těchto anatomických struktur a poskytuje tak důležité vodítko pro konstrukci třetích generací protéz ramenního kloubu.

Pokud tedy máme k dispozici v průběhu operace implantát s možností vysoké modularity, máme tak možnost správné rekonstrukce pozice kloubní plochy hlavice a pozice případných fragmentů hrbolů. V průběhu operace při použití vhodných komponent protézy nastává další obtížný krok implantace, a to umístění správných komponent do oblasti proximálního humeru.

Prvním ze dvou důležitých parametrů nastavení pozice implantátu, je správná rekonstrukce délky pažní kosti, tj. zavedení anebo povysazení dříku v humerálním kanálu. Po resekci zbytku hlavice anebo po ozřejmení zlomeniny operatér (viz. operační postup) připravuje výstružníky dřeňový kanál pažní kosti pro implantaci dříku protézy. Tímto postupem je vymezeno postavení dříku v kanálu ventro-dorsálně a medio-laterálně, ale nikoliv proximo-distálně. Operatér by se měl při zavádění dříku do hloubky kanálu orientovat podle referenčních bodů pro zavádění dříku, za který je považován nejčastěji proximální konec tuberculum majus anebo původní „hinge point“ hlavice.

Obtíže nastávají v případě traumatické náhrady, kde pro hloubku zavedení dříku endoprotézy je potřeba použít jiné referenční body. Nejčastěji se k rekonstrukci délky pažní kosti, tj. míry zavedení dříku do pažní kosti používá: proximo-distální délka fragmentu velkého hrbolu anebo úpon pectoralis major na crista tuberculi majoris (Greiner 2008, Hasan 2009, Murachovsky 2006, Torrens 2008).

Druhý důležitý parametr je rotace dříku v kanálu a tím i nastavení retrotorze povrchu hlavice. Vzhledem k vývoji pažní kosti a její postupné rotaci je variabilita mezi distální částí pažní kosti, reprezentovaná transepikondylární osou, a osou hlavice, která definuje postavení hlavice, výrazně variabilní. Úhel retroverze je mezi -6° a 50° (Boileau 1997, Edelson 1999, Fabeck 2001, Farrokh 2001, Fuchs 1991, Hempfing 2001, Kronberg 1990, Robertson 2000, Tillet 1993). I když je retroverze definovaná transepikondylární osou,

nejčastěji se používá ke stanovení retrotorze osa předloktí, která přímo souvisí s distálním humerem. V průběhu operace se nastavuje podle zkušeností operátora anebo doporučení pracoviště fixní úhel 25° - 30° dle transepikondylární osy, respektive 115° - 120° dle osy předloktí.

V posledních letech se začaly uplatňovat při nastavení retrotorze také referenční místa v oblasti proximálního humeru. Zejména v situacích, kdy jsou během operace patrné zbytky anatomického krčku, je vhodné jej použít pro individuální nastavení retrotorze. Druhým nejčastěji používaným referenčním bodem je sulcus intertubercularis. Několik autorů používá tento žlábek úspěšně v nastavení obecné retrotorze jak v případech netraumatické náhrady (Doyle 1998, Kummer 1998, Tillet 1993), tak i v případech zlomenin proximálního humeru (Angibaud 2007, Balg 2006, Hempfing 2001, Itamura 2002, Murachovsky 2006, Torrens 2008).

V této práci jsme se zaměřili na nastavení rotace protézy v prostoru při traumatických i netraumatických náhradách ramenního kloubu. Porovnali jsme přesnost nastavení retrotorze protézy podle referenčních bodů proximálního humeru (sulcus intertubercularis, okrajů tuberculus majus, tuberculum minus, crista tuberculi majoris) s ohledem na nejčastěji používanou referenční osu (transepikondylární osa). Vzhledem k nevýhodám metody měření z transverzálních rovin naší první studie (viz. závěr první studie) jsme za tímto účelem vyvinuli novou metodu měření prostorových vztahů a touto jednotnou metodou porovnal všechny zmíněné referenční místa.

Cílem a hypotézou práce bylo zjistit, jestli kostěná referenční místa horního konce pažní kosti poskytují podklad pro přesnější rekonstrukci retrotorze endoprotézy než standardně používaná transepikondylární osa, a které z těchto míst je pro rekonstrukci nejvhodnější. Sekundárním cílem bylo vyvinout metodu měření těchto parametrů v běžné klinické praxi na základě CT anebo NMR snímků.

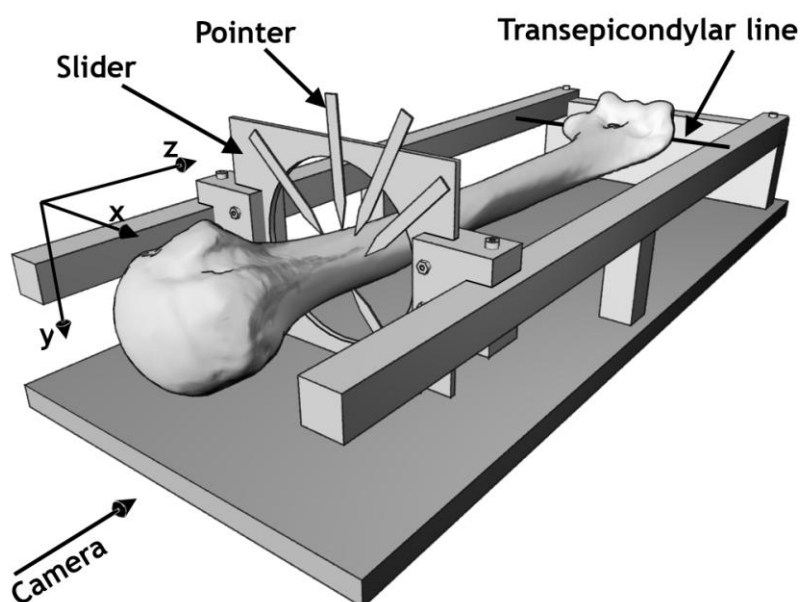
8.2. Materiál a metoda

8.2.1. Materiál a metoda

Za tímto účelem jsme použili v této studii 185 suchých preparátů pažních kostí (92 levých a 93 pravých) ze sbírek Anatomického ústavu 1. LF UK v Praze. Dvě stě pažních kostí bylo náhodně vybráno z rozsáhlých sbírek. Kostí byly poté detailně zkoumány a byly vyřazeny ty, které vykazovaly známky traumatu, degenerace nebo známky neuzavřených růstových štěrbin. Informace o pohlaví, stáří a další demografické údaje nebyly k dispozici.

Kosti byly upnuty do ocelového rámu, který byl použit v první studii. Způsob umístění kostí byl totožný. Kost byla upnuta do rámu tak, aby osa proximální diafýzy kosti byla paralelní s dlouhou osou rámu a transepikondylární osa (EP) byla paralelní s rovinou stolu. Důležité bylo, aby otvor posuvníku rámu mohl poté volně kopírovat proximální část kosti proximo-distálně. Ukazovátka, která byla upnuta v rovině posuvníku, byla poté použita na označení míst na zvolených anatomických strukturách (obr.65).

Ukazovátka byla kalibrována a jejich pozice (jejich konce a dlouhá osa) v jednotlivých fázích posunu byly zaznamenány digitální fotoaparátem (Canon 350D, objektiv Sigma 35mm-70 mm, F3.5). Osa kamery byla umístěná v ose rámu, tj. v ose pažní kosti a ohnisková vzdálenost objektivu byla fixně nastavena na 70mm. Kamera byla umístěna ve vzdálenosti 3000 mm tak, aby byly eliminovány aberační vady objektivu.

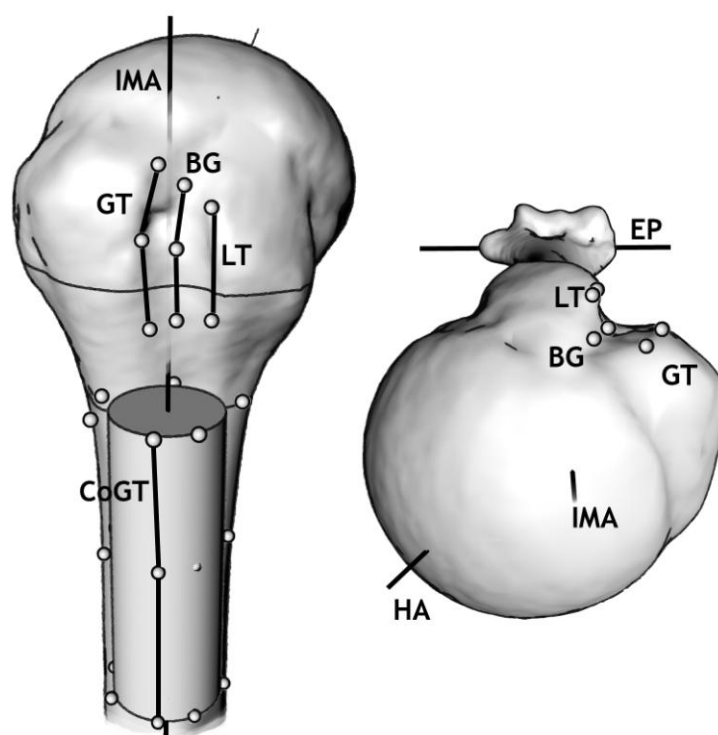


Obr.65 Schéma rámu s upnutou pravou pažní kostí, osa proximální diafýzy pažní kosti je paralelní s osou objektivu fotoaparátu (camera), posuvník rámu (slider) a ukazovátka (pointer), transepikondylární osa (transepicondylar line)

Na každé kosti bylo zvoleno 29 bodů v sedmi až devíti rovinách, které byly označeny ukazovátkem a jejich umístění bylo zaznamenáno na digitální snímky. Snímky byly seřazeny do bloků a pozice bodů byla vyjádřena v kartesiánském systému souřadnic, kdy osa X a Y se nacházela v rovině snímku (transverzální rovina, souřadnice 0-0 byly v levém horním rohu fotografie). Souřadnice Z byla definována vzdáleností posuvníku v rámu a vyjadřovala vzdálenost bodu proximo-distálně od vrchlíku hlavice (obr.65). Souřadnice, které byly získány z fotografií (X a Y) a vzdáleností posuvníku (Z) byly následně vyhodnocovány

algoritmem softwaru, který byl pro tuto studii vytvořen na Přírodovědecké fakultě Univerzity Karlovy (Katedra evoluční biologie, Mgr. Aleš Kuběna) a byly použity matematické metody, které jsou popsány níže.

V průběhu kopírování povrchu kosti byly postupně získány údaje o třech svalových úponových místech (tuberculum majus, tuberculum minus, crista tuberculi majoris), a to sulcus intertubercularis, collum anatomicum a proximální části diafýzy. Podstatou optimalizace měření bylo najít co nejméně bodů tak, aby co nejlépe popsala prostorovou pozici zmíněných anatomických struktur. Algoritmus výpočtu poté nepoužíval pro výpočty pouze označené body, ale také jejich virtuální spojnice, například pozice velkého hrbolu byla popsána třemi body na mediálním okraji a dvěma úsečkami, které je spojují (obr.66).



Obr.66 Body označující body zajmu na pravé pažní kosti a jejich spojnice na pohledu zepředu a shora; tuberculum majus, GT; sulcus intertubercularis, BG; tuberculum minus, LT; crista tuberculi majoris, CoGT; osa hlavice, HA; intramedulární osa proximální diafýzy, IMA; transepikondylární linie, EP;

Tuberculum majus (greater tuberosity, GT) byl definován mediálním okrajem, tj. částí, která přechází do sulcus intertubercularis. Tři základní body byly vyznačeny a definovány na tomto okraji. První bod v horní části (třetině), tj. části, která je kranálně od začátku malého hrbolu. Druhý ve střední třetině a třetí v dolní třetině okraje tak, aby vystihovaly, co nejlépe celou metafyzární část hrbolu.

Sulcus intertubercularis (bicipital groove, BG) byl definován „nejhlubším“ místem, tj. místem, které je nejbližší k ose proximální diafýzy. Pozice žlábků byla opět definována třemi body v horní, střední a dolní třetině tak, aby byl co nejlépe vyjádřen jeho průběh nad chirurgickým krčkem.

Tuberculum minus (lesser tuberosity, LT) byl definován svým laterálním okrajem, tj. částí, která prochází do sulcus intertubercularis. Na okraji byly vyznačeny dva body, v horní a spodní polovině, které byly v transverzální rovině ve výši střední a dolní třetině hlavice pažní kosti.

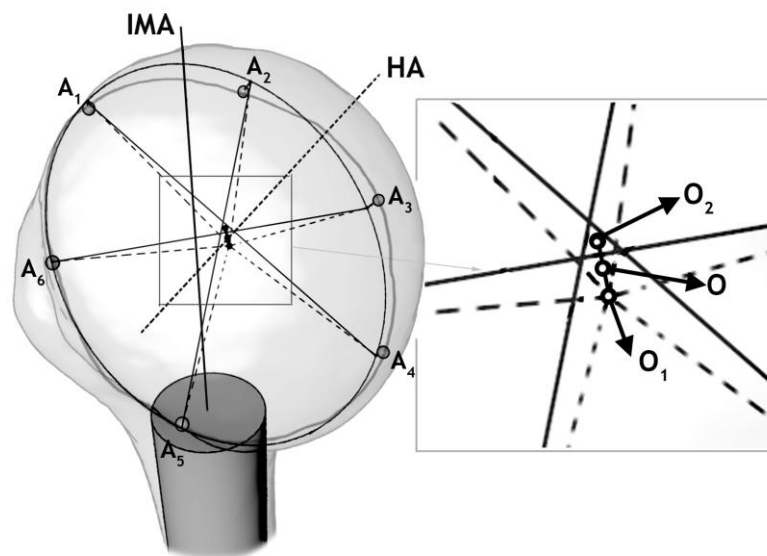
Crista tuberculi majoris (crest of greater tuberosity, CoGT) byla vyznačena třemi body. Proximální ležel ve výši chirurgického krčku, střední ve střední třetině a distální na dolním konci kostěného hřebene.

Proximální diafýza pažní kosti byla na rozdíl od předešlé studie definována 15 body. Vždy pět bodů bylo vyznačeno v pravidelných odstupech po obvodu ve třech rovinách (B₁₁-B₁₅, B₂₁-B₂₅ a B₃₁-B₃₅) mimo místa svalových úponů (crista tuberculi majoris et minoris). Tři z těchto bodů byly v sulcus intertubercularis pod úrovní chirurgického krčku. Celkově tak byla vyznačena diafýza v průměrné délce 48mm (39mm-52mm)(obr.66).

Intramedulární osa proximální diafýzy (IMA) byla definována podélnou osou válce, který byl virtuálně vložen do prostorového pole 15 bodů vyznačených na kortikální kosti pod úrovní chirurgického krčku. Algoritmus vkládal mezi tyto body největší válec, takže žádný z bodů nebyl uvnitř válce anebo byl maximálně na jeho povrchu. Tato osa definuje osu dřívku při implantaci náhrady.

Collum anatomicum byl nejdříve vyznačen grafitovou tužkou na každé z pažních kostí v místě, kde hladká subchondrální kost preparátu procházela v kortikální metafýzy. Na této označené linii bylo posléze vyznačeno šest bodů po obvodu v pravidelných intervalech, tak aby dva z nich byly v horní, dva ve střední a dva v dolní části hlavice (obr.67).

Osa hlavice pažní kosti (axis of humeral head, HA) byla definována jako osa kolmá na rovinu anatomického krčku, která prochází centrálním bodem. Šest bodů (A₁-A₆), které definovaly anatomický krček, se nikdy nenacházejí v jedné rovině, a proto rovina anatomického krčku je definována jako rovina, kdy absolutní vzdálenosti těchto bodů od projekcí bodů na tuto rovinu jsou nejmenší.



Obr.67 Body anatomického krčku A_1 - A_6 , intramedullární osa, IMA; osa hlavice, HA; na výřezu schéma výpočtu středů roviny anatomického krčku O_1 a O_2 , a výsledný střed O

Poloha centrálního bodu (O) anatomické roviny důležitého pro stanovení osy hlavice vzhledem k polymorfnímu tvaru byla vypočítána ze dvou nezávislých metod. První centrální bod (O_1) byl vypočítán tak, aby vzdálenosti projekcí šesti bodů (A'_1 - A'_6) na rovinu anatomického krčku byly co nejmenší. Druhý pomocný centrální bod (O_2) byl vypočítán ze spojníc protilehlých projekčních bodů (A'_1 - A'_4 , A'_2 - A'_5 , A'_3 - A'_6), které v prostoru vytvořily na rovině anatomického krčku trojúhelník. Pomocný bod O_2 byl středem tohoto trojúhelníku. Centrální bod O byl poté stanoven jako střed na spojnici pomocných centrálních bodů (obr.67).

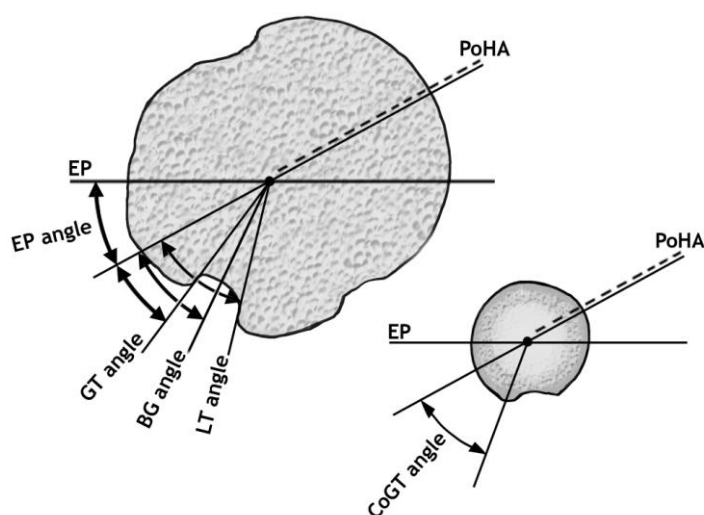
Osa hlavice byla poté stanovena jako kolmice (normála) anatomické roviny procházející středem O . Tato osa představuje v našem modelu osu hlavice náhrady.

Po definici základních os prostorového schématu jsme museli stanovit dvě roviny měření. Tyto jsou umístěné v různých vzdálenostech od vrchlíku pažní kosti a odpovídají rovinám, v kterých operatér rekonstruuje, natáčí protézu při operaci.

První z nich je **rovina hlavice pažní kosti**, která je definovaná jako transverzální rovina v oblasti metafýzy pažní kosti procházející velkým hrbolem, malým hrbolem a hlavicí pažní kosti v místě prostorového křížení IMA a HA. Vzhledem k tomu, že osa hlavice a intramedullární osa jsou mimoběžky, je tato rovina definovaná spojnici těchto prostorových mimoběžek.

Druhá rovina měření je **rovina chirurgického krčku**, která je definovaná jako transverzální rovina ve výši nejproximálnějšího z bodů určujících crista tuberculi majoris, tj. v místě chirurgického krčku kosti (obr.68).

Po definici základních rovin měření jsme počítali prostorové vztahy mezi osami (IMA, HA) a jednotlivými definovanými anatomickými strukturami (GT, LT, BG) v rovině hlavice a v rovině chirurgického krčku (CoGT). Pro tyto výpočty byla použita projekce osy hlavice na roviny měření (PoHA). Prostorové vztahy byly vyjádřeny úhly v rovinách měření. Měřili jsme úhly (GT angle, BG angle, LT angle and CoGT angle), které byly definovány mezi PoHA a spojnicí IMA a referenčních bodů (GT, LT, BG respektive CoGT) v uvedených rovinách (obr.68).



Obr.68 Schéma měření úhlů v rovině hlavice vlevo a v rovině anatomického krčku vpravo; úhel mezi projekcí osy hlavice (PoHA) s vrcholem v ose proximální diafýzy a mediálním okrajem velkého hrbolu, GT angle; laterálním okrajem tuberculum minus, LT angle; sulcus intertubercularis, BG angle; crista tuberculi majoris (CoGT angle) a úhel retroverze (EP angle)

8.2.2. Matematický algoritmus

Celkem bylo ve třech transversálních rovinách proximální diafýzy naměřeno 3x5 bodů na povrchu kosti $B_{11} \dots B_{15}$, $B_{21} \dots B_{25}$ a $B_{31} \dots B_{35}$. V modelu byla osa dříku aproximována přímkou IMA minimalizující $\sum_j \max_j |pB_{ij}|^2$ a procházející intramedulární dutinou.

Body $A_1 \dots A_6$, které byly získány při měření, byly použity při výpočtu základní roviny tak, že základní rovina anatomického krčku ρ optimálně aproximovala body A_i v kvadratickém měřítku, $\rho | \sum A_i |^2 \rightarrow \min$. Pro kontrolu numerické stability byla použita proměnná $(\rho | \sum A_i |^2)$.

Centrální bod (O_1) první metody stanovil v minimaxovém měřítku optimálně aproximující projekce $A'_1 \dots A'_6$ bodů $A_1 \dots A_6$ do základní roviny anatomického krčku, $\max_i (|O_1 A'_i|) \rightarrow \min$. Z teoreticko - technických důvodů byla použita metoda $\max_i (|O_1 A'_i|^2) \rightarrow \min$, která ovšem vede k totožným výsledkům a navíc nese výhodné vlastnosti konvexní úlohy.

Centrální bod (O_2) byl stanoven $O_2 = (\sum_i A'_i)/6$, tj. aproximace centra hlavice minimalizující $\sum_i |O_1 A'_i|^2$ a jejich vzájemná poloha $O_1 O_2 : (-0.0342, -0.4352, 2.20) \pm (2.25, 1.15, 1.58) \text{ mm}$. Osa hlavice (HA) byla vypočítaná jako normála základní roviny ρ procházející bodem O .

Úhly zájmu v rovinách měření:

- Úhel retroverze (EP angle) je definován jako orientovaný úhel projekce osy hlavice (PoHA) a osy x rámu. $EPangle = \pm (n_1) \arccos(n_1 / \sqrt{n_1^2 + n_2^2})$; n_1, n_2, n_3 je normálový základní roviny anatomického krčku
- $GTangle = \pm \arccos(n_{12}u / (|n_{12}| |u|))$; $n_{12} = (n_1, n_2)$; $u = G-P$, G je projekce GT do roviny hlavice a P je průsečík IMA s rovinou hlavice
- $LTangle = \pm \arccos(n_{12}v / (|n_{12}| |v|))$; $n_{12} = (n_1, n_2)$; $v = L-P$, L je projekce LT do roviny hlavice a P je průsečík s rovinou hlavice
- $CoGTangle = \pm \arccos(n_{12}w / (|n_{12}| |w|))$; $n_{12} = (n_1, n_2)$; $w = C-P$, C je projekce do roviny chirurgického krčku a P je průsečík s rovinou chirurgického krčku.

8.2.3. Statistické metody

Přesnost odhadů prostorové pozice osy hlavice na základě transepikondylární osy (EP), mediálního okraje velkého hrbolu (GT), laterálního okraje malého hrbolu (LT) a úponu crista tuberculi majoris (CoGT) byla vzájemně porovnáována pomocí poměrů odpovídajících středních kvadratických odchylek. Tyto poměry byly vyhodnoceny pro levý a pravý humerus samostatně, a poté pro celkovou střední kvadratickou odchylku bez rozlišení laterality.

Střední kvadratická odchylka σ_A^2 ($A = EP \text{ angle, GT angle, LT angle or CoGT angle}$) vyčísluje míru náhodné chyby, která vznikne aproximací skutečné pozice osy hlavice (při operaci není známa) s pozicí danou průměrem v populaci (tuto chybu v rámci dané proměnné minimalizuje). Poměr σ_A^2 / σ_B^2 ($A, B = EP \text{ angle, GT angle, LT angle or CoGT angle}$) vystihuje pak míru snížení této chyby, jakého lze dosáhnout odhadem pozice na základě ukazatele B oproti orientaci dle ukazatele A .

Statistická významnost zlepšení byla pro dané dvojice ukazatelů (LT angle vs. EP angle, GT angle vs EP angle, CoGT angle vs EP angle) vyhodnocena χ^2 testem pro poměr rozptylů. Na základě χ^2 rozdělení byl také pro každý z poměrů $\sigma_{EP}^2 / \sigma_{GT,LT,CoGT}^2$ vyčíslen dvoustranný 95 % confidence interval.

8.3. Výsledky

Změřili jsme úhly referenčních bodů (tuberculum majus, GT; tuberculum minus, LT; Crista tuberculi majoris, CoGT; sulcus intertubercularis, BG; transepikondylární osa, EP) v definovaných rovinách měření na 92 levých a 93 pravých suchých preparátech pažních kostí. Úhel mezi GT a projekcí osy hlavice (PoHA) byl $11.5^\circ \pm 9.0^\circ$ (průměr \pm směrodatná odchylka), úhel mezi LT a PoHA byl $47.5^\circ \pm 7.4^\circ$, úhel mezi BG a PoHA byl $31.6^\circ \pm 8.8^\circ$ v transverzální rovině hlavice. Úhel mezi CoGT a PoHA v rovině chirurgického krčku byl $26.6^\circ \pm 9.6^\circ$. Úhel retroverze, tj. úhel mezi transepikondylární osou a projekcí osy hlavice byl $29.9^\circ \pm 11.2^\circ$.

V našem souboru jsme nenašli signifikantní rozdíly mezi levými a pravými pažními kostmi v měřených parametrech. Výsledky jsou shrnuty v Tabulce 1.

Tabulka 1. Úhly referenčních bodů proximálního humeru a úhlu retroverze			
	Vlevo	Vpravo	Obě strany
GT angle	$11.1^\circ \pm 8.8^\circ$ (-15.3° - 31.1°)	$12.0^\circ \pm 9.1^\circ$ (-9.7° - 32.4°)	$11.5^\circ \pm 9.0^\circ$ (-15.3° - 32.4°)
LT angle	$46.9^\circ \pm 7.4^\circ$ (25.5° - 64.7°)	$48.2^\circ \pm 7.4^\circ$ (26.8° - 64.7°)	$47.5^\circ \pm 7.4^\circ$ (25.5° - 64.7°)
BG angle	$30.5^\circ \pm 8.4^\circ$ (7.0° - 49.6°)	$32.7^\circ \pm 9.1^\circ$ (9.2° - 53.4°)	$31.6^\circ \pm 8.8^\circ$ (7.0° - 53.4°)
CoGT angle	$27.0^\circ \pm 9.2^\circ$ (3.5° - 54.6°)	$26.2^\circ \pm 9.9^\circ$ (-4.4° - 49.6°)	$26.6^\circ \pm 9.6^\circ$ (-4.4° - 54.6°)
EP angle (retroversion)	$30.8^\circ \pm 11.7^\circ$ (2.9° - 53.2°)	$30.0^\circ \pm 10.6^\circ$ (-5.5° - 48.2°)	$29.9^\circ \pm 11.2^\circ$ (-5.5° - 53.2°)
<ul style="list-style-type: none">• průměr \pm směrodatná odchylka (minimum - maximum)• použité zkratky: GT – tuberculum majus; LT – tuberculum minus; BG – sulcus intertubercularis; CoGT – crista tuberculi majoris; EP – transepikondylární osa• GT, BG, LT angle byly měřené v rovině hlavice, CoGT angle byl měřen v úrovni chirurgického krčku;			

V druhé fázi hodnocení jsme vyhodnocovali naměřená data ve smyslu, jestli námi hodnocená referenční místa lze použít pro rekonstrukci retrotorze hlavice. Hodnoty těchto úhlů byly porovnány s úhlem naměřené retroverze hlavice, který se standardně používá pro rekonstrukci pozice hlavice podle transepikondylární osy (respektive osy předloktí). Porovnány byly úhlové odchylky úhlů (GT angle, LT angle, BG angle a CoGT angle) ve vztahu k úhlové odchylce transepikondylární osy (EP angle) při rekonstrukci pozice hlavice pažní kosti.

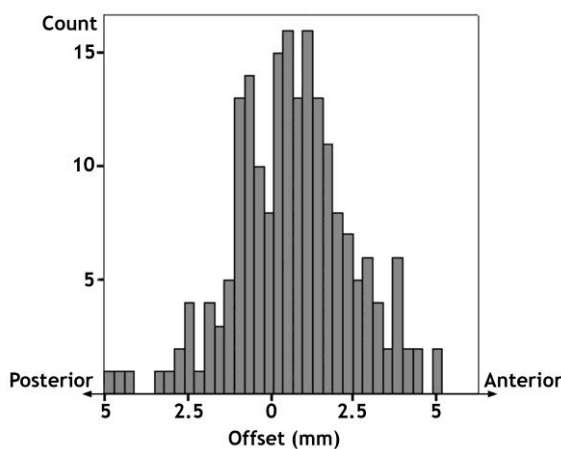
Pozice osy hlavice je nejpřesněji nastavena podle referenčního místa LT v porovnání s nastavením podle trasepikondylární osy (2.27x, $p < 0.001$). Okraj GT (1.56x, $p = 0.003$) byl stále vhodnější a přesnější v nastavení hlavice než EP, zatím co CoGT (1.37x, $p = 0.035$) a BG (0.61x, $p = 0.001$) byly statisticky stejně přesné v nastavení jako standardně používaná trasepikondylární osa. Výsledky statistického porovnávání jsou shrnuty v Tabulce 2.

Tabulka 2. Úhlové odchylky měřených úhlů v porovnání s úhlovou odchylkou retroverze v rekonstrukci retrotorze hlavice

	Vlevo	Vpravo	Obě strany
LT angle vs. EP angle	2.47 ($p < 0.001$)	2.08 ($p < 0.001$)	2.27 ($p < 0.001$)
GT angle vs. EP angle	1.75 ($p = 0.008$)	1.36 ($p = 0.14, ns$)	1.56 ($p = 0.003$)
BG angle vs. EP angle	0.51 ($p = 0.002$)	0.72 ($p = 0.013$)	0.61 ($p = 0.001$)
CoGT angle vs. EP angle	1.61 ($p = 0.024$)	1.15 ($p = 0.51, ns$)	1.37 ($p = 0.035$)

- Ratio of Variances (P-value)
- měřené úhly GT angle, LT angle, BG angle, CoGT angle a EP angle; detaily v Materiál a metoda

Při měření bylo získáno několik kontrolních parametrů. Nejdůležitějším parametrem je dorsální offset, tj. prostorová vzdálenost intramedulární osy a osy hlavice. Tato vzdálenost byla v našem souboru a způsobu měření $1.20\text{mm} \pm 1.18\text{mm}$ (obr.69). Distribuce hodnot vzdáleností v okolí IMA je pravidelná. Ve větším počtu případů je osa HA umístěná ventrálně od IMA. Dalším kontrolním parametrem byla přesnost ukotvení pažní kosti v měřicím rámu, která byla vyjádřena úhlem mezi IMA a osou Z rámu ($3.46^\circ \pm 1,71^\circ$).



Obr.69 Graf znázorňující distribuci vzdáleností mezi intramedulární osou a osou hlavice pažní kosti v milimetrech

9. Diskuse

Ramenní kloub je kulovitý kloub s extrémním rozsahem pohybu, proto přesná rekonstrukce prostorové pozice povrchu hlavice při hemiartroplastice je důležitá pro pooperační výsledek. Nejdůležitějšími parametry při implantaci je retroverze hlavice (Angibaud 2007, Balg 2006, Boileau 2002, Boileau 1997, Compito 1994, Doyle 1998, Edelson 1999, Fabeck 2001, Hempfing 2001, Hernigou 2002, Kronberg 1990, Kontakis 2001, Kummer 1998, Pearl 1999) a hloubka zavedení implantátu do kanálu pažní kosti, tj. rekonstrukce délky humeru. Hemiartroplastikou ramenního kloubu lze řešit případy netraumatické destrukce ramena anebo zlomeniny proximálního humeru.

V případě primární netraumatické náhrady by měl chirurg použít pro rekonstrukci rotace původní okraj anatomického krčku a nastavit tak individuální úhel retrotorze. Tento okraj nelze nalézt ve všech případech. Hlavně při posttraumatických destrukcích anebo destrukcích při revmatoidní arthritidě a při výrazných osteofytech v případě artrózy může být provedena nesprávná osteotomie, a tím i podklad pro nevhodnou retrotorzi hlavice. Pokud se chirurg při resekci zbytků hlavice a při nastavování pozice dřívku nemůže spolehnout na zbytky původního okraje hlavice, musí se spolehnout na jiné referenční body nebo linie.

Transepikondylární osa nebo osa předloktí jsou nejčastěji používány jako referenční přímky při nastavování retrotorze hlavice. V těchto případech se nastavuje fixní úhel (neindividuální). Velikost tohoto úhlu vychází z již provedených studií a také mnohdy ze zkušeností chirurga nebo pracoviště. Průměrná hodnota je mezi 30° až 40° retroverze (Boileau 1997) anebo odpovídající úhel vůči ose předloktí. Osa předloktí není kolmá na transepikondylární osu a úhlová odchylka je průměrně 11° směrem do exorotace (Hernigou 2002). Operatér by tedy měl při natáčení dřívku v průběhu operace podle osy předloktí nastavit úhel retroverze na např. 136° (retroverze 35° + 90° + exorotace 11°), což je prakticky nereálné.

Několik autorů proto poukazuje ve svých pracích, že referenční body proximálního humeru lze také použít pro rekonstrukci retrotorze hlavice. Nejčastěji je používán sulcus intertubercularis jak v případě traumatické náhrady (Angibaud 2007, Balg 2006, Hempfing 2001, Kontakis 2001, Pearl 1999), tak i v případě primární náhrady (Doyle 1998, Kummer 1998, Tillet 1993). Tento žlábek je dominantní struktura na přední straně proximálního humeru, která může být snadno nalezena mezi kostěnými hrboly nad úrovní chirurgického krčku a podle průběhu šlachy dlouhé hlavy bicepsu v průběhu operace. Většina prací popisuje průběh tohoto žlábků jako celek a hodnotí jeho využití jak nad, tak i pod úrovní chirurgického

krčku. V případě primární náhrady se používá metafyzární část a v případě zlomeniny, kdy je většinou žlábek rozlomen, lze použít diafyzální část pod chirurgickým krčkem.

Angibaud a kol. (2007) ve své práci detailně popsali průběh sulcus intertubercularis jak nad, tak i pod úrovní chirurgického krčku. K tomuto měření použili obdobnou techniku získávání dat jako jsme použili my v druhé studii a pro měření úhlů použili osu proximální diafýzy. Jednotlivé body zájmu označovali na 49 suchých preparátech, a poté použili 3D kopírovací přístroj na změření parametrů průběhu žlábků. V závěru konstatují, že žlábek lze použít v celé své délce pro úspěšnou rekonstrukci retrotorze protézy.

Kontakis a kol. (2001) měřil vzdálenosti sulcus intertubercularis od osy hlavice v transverzální rovině ve výši hlavice na CT snímcích kadaverů. Jejich výsledky lze jen obtížně srovnávat s našimi, protože použili pro měření anatomickou osu celé pažní kosti. Rozptyl hodnot, variabilita pozice žlábků je avšak obdobná jako v naší studii, $19.7^\circ \pm 10.7^\circ$ ($-6.3^\circ - 41.7^\circ$). Je zajímavé, že v případě okraje mediálního velkého hrbolu, rozdíl mezi anatomickou osou a osou proximální diafýzy není důležitý. Jejich hodnoty $11.9^\circ \pm 9.1^\circ$ ($-16.3^\circ - 33.3^\circ$) jsou v tomto případě téměř totožné s naší studii.

Kummer a kol. (1998) měřil úhel mezi žlábkem v oblasti metafýzy a vrcholem hlavice, která reprezentuje osu hlavice. Použili k tomuto účelu jednoduchý goniometr, kterým nebylo možné přesně zaměřit jak osu metafýzy, tak i diafýzy. Přínos této práce spočívá v tom, že na konci devadesátých let prokázali jako jedni z prvních, že žlábek lze použít k nastavení retroverze a toto prokázali na souboru 420 preparátů. Změřili úhel mezi osou hlavice a žlábkem technikou přímého měření (obdobná perioperačnímu měření) a velikost zmíněného úhlu v úrovni metafýzy byla $27.3^\circ \pm 14.2^\circ$. Průměrná měřená hodnota úhlu jejich souboru je velmi obdobná s hodnotou našeho souboru $31.6^\circ \pm 8.8^\circ$ ($7.0^\circ - 53.4^\circ$), ovšem všechny úhly při jejich technice měření vykazují vyšší rozptyl hodnot.

Balg a kol. (2006) použili k měření transverzální CT snímky čtyřiceti pažních kostí. V této studii stejně jako Kummer (1998) použili ve svých studiích anatomickou osu pažní kosti. Konstatovali, že v klinické praxi je stanovení osy pro zavedení dřívku obtížné.

V naší studii používáme pro stanovení intramedulární osy vnější kortikální kost proximální diafýzy stejně tak jako jiní autoři (Boileau a Walch 1997, Andibaud 2007, Kummer 1999, Torrens 2008). Zatím neexistuje studie, která by zhodnotila jednotnou metodou, jestli je vhodnější pro měření použít vnější nebo vnitřní povrch kortikální kosti proximální diafýzy. Vnější povrch kosti je plynulý válec a i když přímo nesouvisí se zaváděním dřívku, poskytuje spolehlivější rozmístění měřených bodů než při použití vnitřního povrchu kosti s velkým množstvím nehomogenních výběžků spongiosní kosti. Pro přesné

stanovení prostorové pozice intramedulární osy proximální diafýzy je důležitá přesnost měření, při posunu osy ventrálně a mediálně dochází k zvětšení měřených úhlů a obráceně.

Důležitost přesnosti použité techniky měření se projeví hlavně ve výsledcích individuálního měření v jednotlivých případech. V souborech preparátů může měření s nesprávně stanovenou osou proximální diafýzy poskytnout správný průměrný úhel retrotorze (závislý na typu zvolené metody a přístroje), ale v jednotlivých případech tyto metody mohou poskytnout nepřesné úhly s výraznou individuální odchylkou od skutečného úhlu.

Pokusili jsme se nalézt řešení a použili způsob výpočtu, který je odlišný od již publikovaných metod. Cílem bylo vyvinout metodu, která poskytuje přesnou osu proximální diafýzy a je „odolná“ vůči drobným nerovnostem vnitřního povrchu kortikální kosti a je vhodná pro individuální měření. Naše metoda virtuálně umísťuje válec o minimálním průměru mezi patnáct bodů v prostoru. Poté algoritmus výpočtu rozšiřuje jeho průměr a upravuje prostorovou pozici osy. Cílem je dosažení maximálního průměru válce tak, aby označené body ležely na povrchu nebo vně válce. Počet bodů jsme stanovili na patnáct a případná chyba v jednom až třech bodech při měření minimálně mění pozici výsledné dlouhé osy válce.

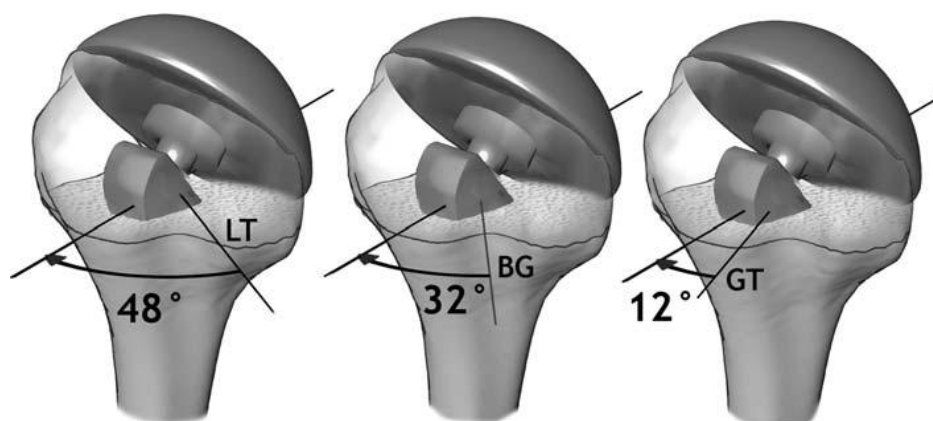
Obdobná situace je při stanovení osy hlavice. Většina studií stanovuje osu hlavice na transverzálních CT snímcích způsobem, který jsme použili v první studii (Balg 2006, Kontakis 2001, Hempfing 2001, Doyle 1998, Torrens 2008) nebo přímo goniometrem na kadaverosních preparátech (Pear 1999, Öztuna 2002, Kummer 1998). Osa je definována jako kolmice na přímkou spojující okraje anatomického krčku na transverzálních průřezech, která prochází vrcholem hlavice (obr.34,35,52). Tato jednoduchá metoda, která se používá v současnosti v klinické praxi, neposkytuje přesné údaje zejména v situacích, kdy průřez (snímek CT nebo NMR) není zhotoven precizně v transverzální rovině. Povrch hlavice navíc spíše než vrchlík koule připomíná část rotačního ovoиду, kterého větší rozměr je orientován kranio-kaudálně a okraj kloubní plochy v zadní části hlavice bývá nepravidelný.

Retroverze měřené za těchto podmínek z několika transverzálních průřezů poskytují větší retroverzi v horní části hlavice a menší v kaudální části. Osa by měla být proto stanovena na základě skenování bodů povrchu hlavice a také anatomického krčku. Tímto způsobem na speciálním 3D skeneru získali data Robertson (2000) anebo Boileau (1997) nejenom o pozici osy hlavice, ale také o její velikosti a výšce. Tento způsob je přesný, ale pochopitelně jej není možno použít v klinické praxi.

Osa hlavice v naší práci je stanovena odlišným způsobem (viz. metoda a materiál). Snažili jsme se vyvinout metodu, která eliminuje případně chyby v klinickém předoperačním měření. Metoda proto poskytuje prostorový vektor osy hlavice z šesti bodů anatomického krčku a byla vytvořena tak, aby případná polymorfie anatomického krčku neovlivnila výrazným způsobem výslednou osu hlavice. Metoda však na rozdíl od 3D skenerů neposkytuje informace o výšce hlavice, pouze o jejím průměru. Srovnávací studie, která by porovnávala přesnost stanovení osy z transverzálních rovin a z prostorové metody zatím není k dispozici.

V naší práci jsme nezískali data pouze o umístění sulcus intertubercularis, ale také o pozici okrajů svalových úponů. Získaná data lze použít v případě nastavení retrotorze hlavice jak v případě primární implantace, tak i v případě implantace pro zlomeninu horního konce pažní kosti.

Na základě naší zcela nové metody stanovování základních os proximálního humeru vznikla nová doporučení pro implantaci náhrady ramenního kloubu. V případě primární náhrady má operátor k dispozici neporušenou část proximální diafýzy se svalovými úpony. Při zavádění dříku protézy by tak měl operátor natočit dřík do retrotorze podle referenčního bodu laterálního okraje malého hrbolu o 48° , podle sulcus intertubercularis o 32° a podle mediálního okraje velkého hrbolu o 12° (Tabulka 1). Referenční body na těchto útvarech leží v transverzální rovině hlavice, tj. rovině, která odpovídá křížení osy hlavice a osy proximální diafýzy (dolní třetině hlavice, obr.70).



Obr.70 Nastavení retrotorze dříku protézy podle referenčních bodů proximálního humeru nad úrovní chirurgického krčku při primo implantaci náhrady ramena; mediální okraj tuberculum minus, LT; sulcus intertubercularis, BG; laterální okraj tuberculum majus, GT;

Nejvhodnějším referenčním bodem je laterální okraj malého hrbolu (Tabulka 2). Průměrný úhel mezi osou hlavice a mezi tímto bodem je 48° . Při operaci by měl operátor upravovat humerální kanál tím způsobem, že výsledná pozice dříku je otočena o 48° dorsálně. Prostorová pozice okraje hrbolu se proximo-distálně mění v závislosti na průběhu sulcus intertubercularis. Horní část je ve větší exorotaci než distální část hrany, tj. pro horní část je LT úhel větší než pro spodní část. Algoritmus měření s tímto počítá, a proto je měření průměrného úhlu vázáno na transverzální rovinu v místě křížení osy hlavice s intramedulární osou. Toto místo lze na implantátech 3. generace snadno identifikovat, a pokud si operátor není jistý odpovídá přibližně dolní třetině hlavice (obr.70).

V druhém případě, v případě implantace pro zlomeninu, je situace složitější. Operátor nemůže použít referenční body nad úrovní chirurgického krčku. Studie poskytuje údaje o rotační pozici dříku v oblasti chirurgického krčku podle crista tuberculi majoris ($26.6^\circ \pm 9.6^\circ$). V průběhu operace doporučujeme uvolnit horní okraj úponu m. pectoralis major pro lepší manipulaci s fragmentem diafýzy a zároveň tak získat přehled o umístění zmíněného referenčního bodu. Operátor by měl při zavádění natočit dřík o 27° do retrotorze podle této kostěné hrany (obr.71). V dostupné literatuře je naše studie první, která poskytla hodnotu natočení dříku podle intramedulární dutiny v oblasti chirurgického krčku. Torrens (2008) publikoval sice natočení dříku v této úrovni o 24.6° , ale jedná se o rotaci podle centra hlavice. Jiní autoři (Balg 2006, Kontakis 2008, Angibaud 2007) používají k natočení protézy sulcus intertubercularis na fragmentu diafýzy. Balg v závěru své práce tvrdí, že tento žlábek pod úrovní chirurgického krčku neposkytuje vhodný referenční bod, zatímco Angibaud a Kontakis ano. Podle našich zkušeností je žlábek v tomto místě již mělký a najít vhodný bod, který by byl konstantní pro všechny měření je téměř nemožné.

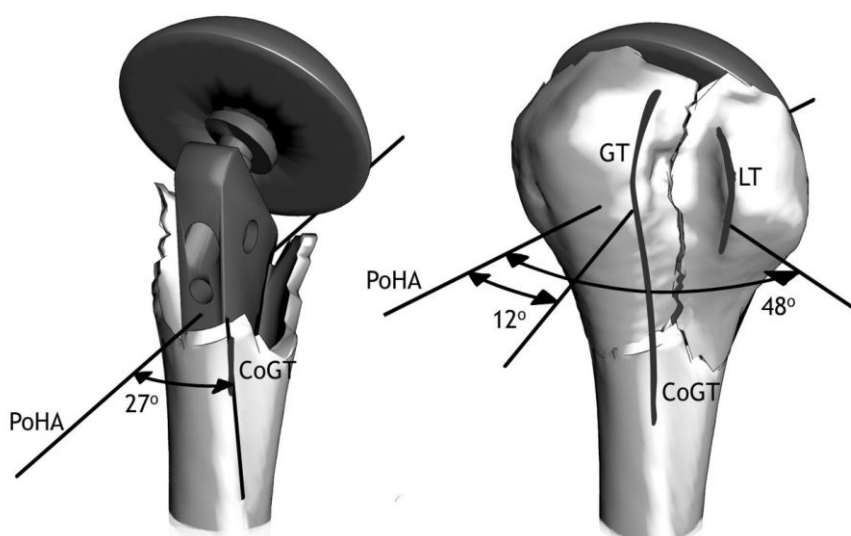
Po natočení o 27° podle CoGT a ukotvení dříku v dutině humeru je osa budoucí hlavice natočená do průměrné retrotorze, která odpovídá 30° retroverze dříku podle transepikondylární osy. Po zavedení a implantaci dříku (viz. operační technika) musí operátor refixovat hrboly spolu s úpony svalů na dřík protézy. V klinické praxi se používá několik systémů refixace hrbolů. Protéza ProSpon využívá drápkové dlažky pro velký hrbol a fixace šroubem pro malý hrbol. Vzhledem k tomu, že pooperační výsledek je ovlivňován pozicí a funkcí svalů rotátorové manžety, je nutné jejich přesná a pevná rekonstrukce.

Pokud použijeme pro nastavení retrotorze průměrnou hodnotu, tj. 27° podle CoGT v místě chirurgického krčku jak bylo zmíněné výše, je vhodné nastavit i úpony do průměrné pozice. Právě námi měřené okraje hrbolů jsou vhodné pro rotační nastavení úponů. Tyto

hrany jsou dobře identifikovatelné v průběhu operace, kdy úponová část hrbolu přechází v hladký žlábek pro šlachu bicepsu.

Velký hrbol je refixován v pozici, kdy jeho mediální okraj svírá s osou hlavice 12° a malý hrbol 48° . **Domníváme se, že pevná refixace hrbolů s úpony svalů rotátorové manžety v průměrné pozici podle osy hlavice je esenciální pro výslednou funkci náhrady** (obr.71). Pokud nelze zajistit pevnou fixaci hrbolů s úpony svalů je možné implantovat reverzní náhradu ramene (Klein 2008, Levy 2009).

Toto ukotvení hrbolů v případě zlomeniny je daleko důležitější než přesné nastavení retrotorze ve fragmentu diafýzy. Při úhlové odchylce dřívku ve fragmentu diafýzy i o několik stupňů dochází "pouze" k ovlivnění svalů pletence ramena (m. latissimus dorsi, m. pectoralis major, m. teres major), které výrazně neovlivňuje stabilitu, a tím i funkci vlastního ramenního kloubu.

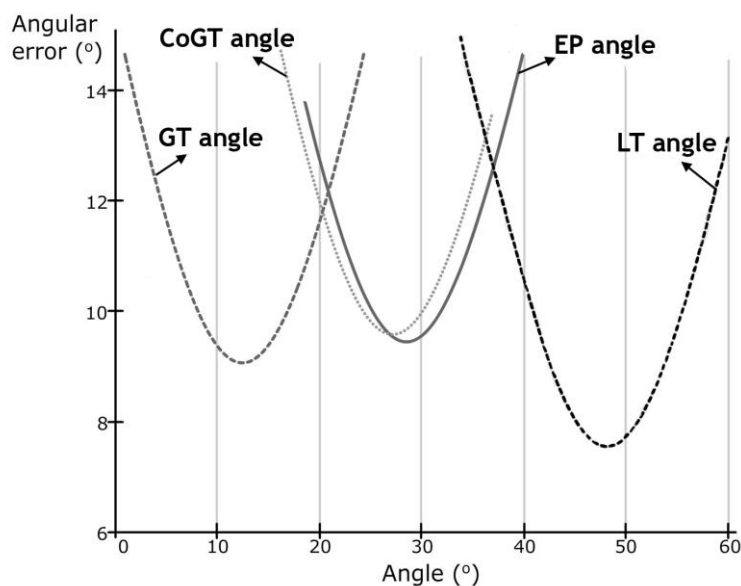


Obr.71 Nastavení dřívku protézy ve výši chirurgického krčku podle crista tuberculi majoris (CoGT) a průměrná rotační pozice okrajů hrbolů v rovině hlavice vhodná pro refixaci, tuberculum majus, GT; tuberculus minus, LT;

Obecně nezáleží na tom, který referenční bod chirurg při nastavení rotace použije, ale při nastavení fixního úhlu retrotorze vždy vzniká úhlová odchylka od původního stavu. Naše práce statisticky porovnála přesnost rekonstrukce úhlu retroverze pro jednotlivé referenční body. **Statisticky nejmenší úhlovou odchylkou od původního stavu lze dosáhnout při použití průměrného úhlu pro konkrétní referenční bod.** Lze předpokládat, že větší

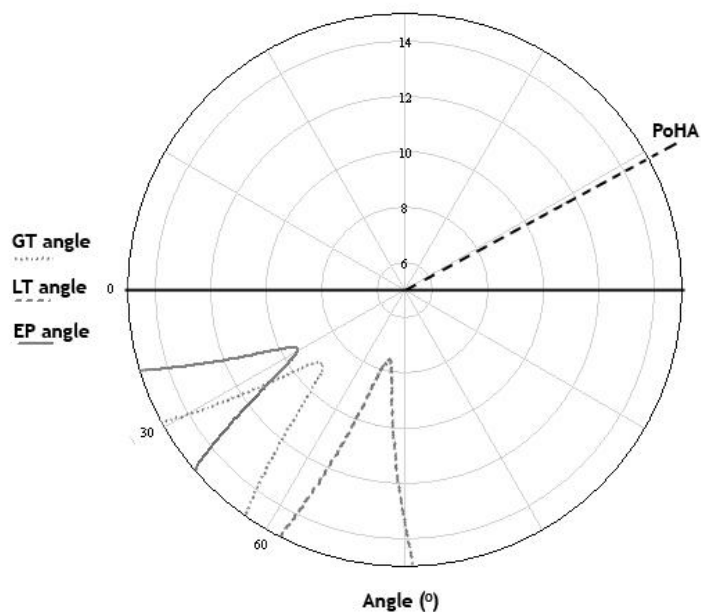
úhlovou odchylkou od původního stavu dosáhneme horšího výsledku operace ve smyslu omezení rozsahu pohybu.

Pokud operatér nastaví úmyslně nebo neúmyslně jiný než průměrný úhel, obecně vzniká větší možnost úhlové chyby od původní pozice hlavice. V případě referenčního místa LT je při nastavení 48° úhlová odchylka od původního stavu 8° , ale stoupá až na 13° , když je nastavený úhel 60° . Závislost úhlové odchylky od nastaveného úhlu pro jednotlivá referenční místa je zobrazena na následujícím grafu (obr.72).

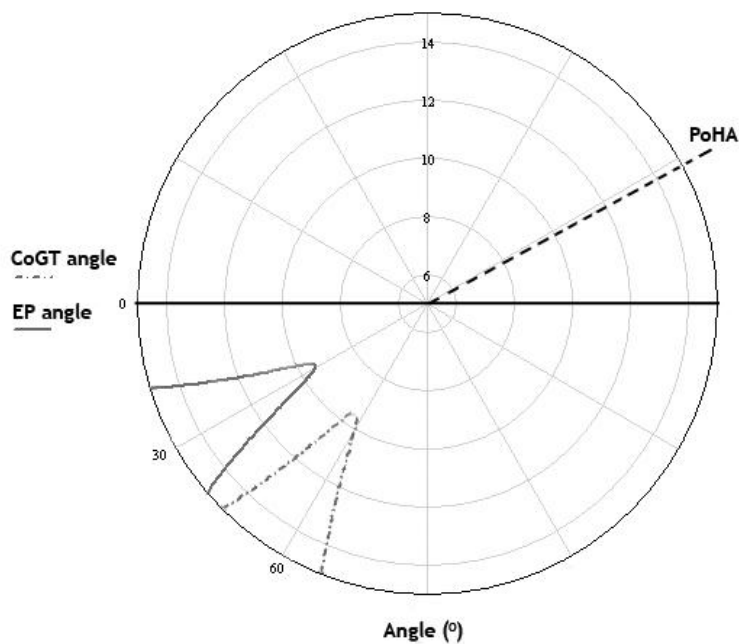


Obr.72 Graf znázorňující závislost úhlových odchylek pro jednotlivé referenční místa na nastavení fixního úhlu; úhel pro tuberculum majus, GT angle; úhel pro crista tuberculi majoris, CoGT angle; retroverze hlavice, EP angle; úhel pro tuberculum minor, LT angle.

Zmíněný graf poskytuje představu o závislosti úhlové odchylky a nastavení fixního úhlu, ale přesně neposkytuje pohled chirurga při operaci. Následující grafy znázorňují závislost úhlové odchylky od nastaveného fixního úhlu pro pravou pažní kost, kdy tento je vyneseno po obvodu úhlového grafu (obr.73, 74).



Obr.73 Graf znázorňující závislost úhlových odchylek ($6^{\circ}, 8^{\circ}, 10^{\circ} \dots 14^{\circ}$) pro jednotlivé referenční místa při odchylce od průměrného úhlu pravé pažní kosti v úrovni nad chirurgickým krčkem; úhel pro tuberculum majus, GT angle; retroverze hlavice, EP angle; úhel pro tuberculum minor, LT angle; projekce osy hlyvice, PoHA.



Obr.74 Graf znázorňující závislost úhlových odchylek ($6^{\circ}, 8^{\circ}, 10^{\circ} \dots 14^{\circ}$) pro jednotlivé referenční místa při odchylce od průměrného úhlu pravé pažní kosti pod chirurgickým krčkem; úhel pro crista tuberculi majoris, CoGT angle; retroverze hlavice, EP angle; projekce osy hlyvice, PoHA.

Struktury proximálního humeru poskytují přesnější referenční místa pro rekonstrukci retrotorze, respektive retroverze hlavice v porovnání s distální částí pažní kosti reprezentovanou transepikondylární osou, ev. osou předloktí. Toto tvrzení má podklad i ve vlastním vývoji pažní kosti, kdy při podélné individuální torzi celé kosti dochází k větším rotačním odchýlkám mezi osou hlavice a transepikondylární osou než mezi osou hlavice a strukturami proximálního humeru. Hlavní výhodou proximálních bodů je nejenom jejich větší statistická přesnost, ale i fakt, že se nacházejí přímo v operační ráně. Distální body lze v průběhu operace obtížně identifikovat. Pokud mluvíme o transepikondylární ose nebo ose předloktí, je jejich přesná lokalizace v zarouškované končetině obtížná a nežádoucí odchylka stoupá při reprodukci jejich pozice do úrovně operační rány nebo proximálního humeru (obr.36).

Domníváme se, že hlavní důvod k používání referenčních míst na horním konci pažní kosti v průběhu operace je ten, že distální referenční místa lze obtížně definovat a obtížně interpretovat do oblasti operační rány. Na druhou stranu nelze nezmínit, že nejvhodnějším referenčním místem je nebo jsou zbytky anatomického krčku pažní kosti. Osteotomie prováděna v tomto místě poskytuje přesnější, individuální nastavení pozice hlavice protézy než je tomu u fixního nastavení podle zmiňovaných referenčních míst.

10. Klinický výstup práce

Ramenní kloub je volný kulovitý kloub s extrémním rozsahem pohybu (Bicos 2008, Burkart 2002, Doukas 2001, Ebaugh 2005, Goldstein 2004, Lugo 2008, Ruckstuhl 2009). Obecně platí, že **stabilita kloubu je nepřímo závislá na rozsahu pohybu**. Pokud operatér chce dosáhnout stabilnějšího kloubu, musí při operaci "vytvořit" kloub těsnější, a tím se sníží rozsah jeho hybnosti.

V případě ramenního kloubu jsou nároky na správnou pozici relativně rozměrné hlavice vůči malé cavitas glenoidalis vysoké. Faktorem, který neméně výrazně ovlivňuje pooperační výsledek jsou svaly rotátorové manžety. Svaly rotátorové manžety při dobré funkci a koordinaci udržují hlavici v správném postavení vůči glenoidu. Pokud dojde k svalové dysbalanci, dojde k ovlivnění rozsahu pohybu, i když postavení kloubních ploch je správné. Doporučení pro klinickou praxi vyplývající z naší studie:

Netraumatická náhrada ramena:

- **natočení dříku v kanálu pažní kosti podle laterálního okraje malého hrbolu o 48° dorsálně**

Pokud operatér při netraumatické hemiartroplastice nastaví menší retrotorzi, může docházet k ventrální nestabilitě kloubu. Pokud naopak nastaví výraznou retrotorzi, dochází k napětí dorsálních svalů rotátorové manžety, a tím k omezení pohybu. Ventrální stabilita kloubu v klinické praxi při postižení m. subscapularis může být dosažena zvýšením retrotorze dříku na úkor rozsahu pohybu. Podobně zvětšení stability lze dosáhnout také zvětšením průměru anebo výšky hlavice. Je důležité mít na paměti i správnou rekonstrukci délky pažní kosti, tj. aby vrchlík hlavice (neproximálnější bod hlavice, hinge point) byl správně umístěn vůči vrcholu velkého hrbolu. Průměrně je tento „výškový rozdíl“ přibližně 3-6mm (Boileau a Walch 1997, 1999).

Náhrada v případě zlomeniny:

- **natočení dříku v kanálu pažní kosti podle úponu m. pectoralis major o 27° dorsálně**
- **umístění velkého hrbolu tak, aby jeho mediální okraj svíral s osou hlavice 12°**
- **umístění malého hrbolu tak, aby jeho laterální okraj svíral s osou hlavice 48°**

V případě traumatické náhrady, kdy operatér nejdříve implantuje dřík protézy, by měl tento natočit v humerálním kanálu tak, aby svíral s kraniální částí úponu m. pectoralis major 27°. Opět by měla být zrekonstruovaná správně délka pažní kosti. V tomto případě není

k dispozici proximální část velkého hrbolu. Dřík by měl být zaveden do kanálu tak, aby vzdálenost vrchníku později implantované hlavice od proximální části úponu m. pectoralis major byla přibližně 53mm (Hasan 2009, Murachovsky 2006, Torrens 2008).

Vzápětí v průběhu operace operátor rekonstruuje úponová místa svalů rotátorové manžety na již zavedený dřík, který je nastaven do průměrné pozice. Přesná původní pozice hrbolů není v průběhu operace známá a vyvážení a vzájemnou pozici struktur velký hrbol-hlavice-malý hrbol provádí operátor až při refixaci hrbolů. Vzhledem k tomu, že dřík, a tím i osa hlavice byla již nastavena do průměrné pozice, je důležité i nastavení hrbolů do průměrné pozice (12° a 48°). Pro klinický výstup je důležitá nejenom pozice hrbolů, ale také jejich pevné ukotvení. Právě toto ukotvení je výrazná výzva hlavně pro ortopedy a konstruktéry endoprotéz.

11. Závěr

Zvolené anatomické struktury proximálního humeru (tuberculum majus, tubeculum minus, sulcus intertubercularis a crista tuberculi majoris) poskytují lepší nebo stejnou míru přesnosti pro rekonstrukci retrotorze hlavice protézy jako standardně používaná transepikondylární osa, respektive osa předloktí. Naše práce byla zaměřená na měření anatomických poměrů tak, aby měření vycházelo z přímého pozorování a identifikaci referenčních bodů, jakým je lze získat při operaci.

Zároveň vznikla metoda vhodná pro předoperační plánování na základě snímků z nukleární magnetické rezonance anebo ze snímků počítačové tomografie.

12. Reference

- Aluisio FV, Osbahr DC, Speer KP. (2003) *Analysis of rotator cuff muscles in adult human cadaveric specimens*. Am J Orthop 32(3):124-129
- Angibaud L, Zuckerman JD, Flurin PH et al (2007) *Reconstructing proximal humeral fractures using the bicipital groove as a landmark*. Clin Orthop Relat Res 458:168-174
- Balg F, Boulianne M, Boileau P (2006) *Bicipital groove orientation: considerations for the retroversion of a prosthesis in fractures of the proximal humerus*. J Shoulder Elbow Surg 15:195–198
- Barrett WP, Franklin JL, Jackins SE (1987) *Total shoulder arthroplasty*. J Bone Jt Surg 69-A:865-872
- Bastian JD, Hertel R (2009) *Osteosynthesis and hemiarthroplasty of fractures of the proximal humerus: outcomes in a consecutive case series*. J Shoulder Elbow Surg 18(2):216-9
- Bateman JE (1978) *Arthritis of the glenohumeral joint*. In: *Bateman, The shoulder and neck*. Saunders, Philadelphia, 343-362
- Bechtol CO. (1980) *Biomechanics of the shoulder*. Clin Orthop Relat Res. (146):37-41
- Beddow FH, Elloy MA (1982) *Clinical experience with the Liverpool shoulder replacement*. In: *Bayley I, Kessel L, Shoulder surgery*. Springer, Berlin Heidelberg New York, 164-167
- Benjamin A, Hirschowitz D, Arden GR Blackburn N (1982) *Double osteotomy of the shoulder*. In: *Bayley I, Kessel L, Shoulder surgery*. Springer, Berlin Heidelberg New York, 170-175
- Bicos J. (2008) *Biomechanics and anatomy of the proximal biceps tendon*. Sports Med Arthrosc 16(3):111-117
- Boileau P, Chuinard C, Le Huec JC, Walch G, Trojani C. (2006) *Proximal humerus fracture sequelae: impact of a new radiographic classification on arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res 442:121-30
- Boileau P, Krishnan SG, Tinsi L et al (2002) *Tuberosity malposition and migration: Reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal humerus*. J Shoulder Elbow Surg 11:401-412
- Boileau P, Walch G. (1997) *The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design*. J Bone Joint Surg Br 79(5):857-65

- Boileau P, Walch G. (1999) *Prosthetic Adaptability: A New Concept in Shoulder Arthroplasty*. In: Walch G, Boileau P.: *Shoulder Arthroplasty*. Berlin, Springer 1999; 83-95
- Boron R, Sevin L. (1951) *Acrylic prosthesis of the shoulder*. Presse Med. 59(71):1480
- Brunner A, Honigmann P, Treumann T, Babst R (2009) *The impact of stereo-visualisation of three-dimensional CT datasets on the inter- and intraobserver reliability of the AO/OTA and Neer classifications in the assessment of fractures of the proximal humerus*. J Bone Joint Surg Br 91(6):766-771
- Burkart AC, Debski RE (2002) *Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability*. Clin Orthop Relat Res 400:32-39
- Clark J, Sidles JA, Matsen FA (1990) *The relationship of the glenohumeral joint capsule to the rotator cuff*. Clin Orthop Relat Res 254:29-34
- Clark JM, Harryman DT 2nd. (1992) *Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy*. J Bone Joint Surg Am 74(5):713-25
- Clemente CD. *Gray's Anatomy, 30th edition*, Lea&Febiger, Washington 1984.
- Cofield RH, Stauffer RN (1972) *The Bickel glenohumeral arthroplasty, Joint replacement in the upper limb*. Institution of Mechanical Engineers, London, 15-19
- Compito CA, Self EB, Bigliani LU (1994) *Arthroplasty and acute shoulder trauma: reasons of success and failure*. Clin Orthop 307:27-36
- De Wilde LF, Berghs BM, VandeVyver F, Schepens A, Verdonk RC (2003) *Glenohumeral relationship in the transverse plane of the body*. J Shoulder Elbow Surg 12(3):260-7
- Doukas WC, Speer KP (2001) *Anatomy, pathophysiology, and biomechanics of shoulder instability*. Orthop Clin North Am 32(3):381-391
- Doyle AJ, Burks RT (1998) *Comparison of humeral head retroversion with the humeral axis/biceps groove relationship: a study in live subjects and cadavers*. J Shoulder Elbow Surg 7(5):453-457
- Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR (2005) *Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation*. Clin Biomech 20(7):700-709
- Edelson G (1999) *Variations in the retroversion of the humeral head*. J Shoulder Elbow Surg 8(2):142-145
- Edelson G (2000) *The development of humeral head retroversion*. J Shoulder Elbow Surg 9(4):316-318

- Engelbrecht E, Heinert K (1987) *More than ten year's experience with unconstrained shoulder replacement. In: Kolbel R, Helbig B, Blauth W, Shoulder replacement.* Springes Berlin Heidelberg New york., 234-239
- Fabeck LG, Farrokh D, Tolley M et al (2001) *Computed tomography evaluation of shoulder prosthesis retroversion.* J Shoulder Elbow Surg 10:546-549
- Farrokh D, Fabeck L, Descamps PY, Hardy D, Delince P (2001) *Computed tomography measurement of humeral head retroversion: influence of patient positioning.* J Shoulder Elbow Surg 10(6):550-553
- Frich LH, Møller BN (1989) *Retroversion of the humeral prosthesis in shoulder arthroplasty. Measurements of angle from standard radiographs.* J Arthroplasty 4(3):277-280
- Fuchs CC, Schmid P, Engelhardt P. (1991) *Computerized tomography measurement of humerus torsion.* Z Orthop Ihre Grenzgeb 129(5):423-425
- Gardner MJ, Weil Y, Barker JU, Kelly BT, Helfet DL, Lorich DG (2007) *The importance of medial support in locked plating of proximal humerus fractures.* J Orthop Trauma. 21(3):185-91
- Gariepy R (1977) *Glenoidectomy in the repair of the rheumatoid shoulder.* J Bone Joint Surg 59-B:122
- Gates JJ, Gilliland J, McGarry MH, Park MC, Acevedo D, Fitzpatrick MJ, Lee TQ (2010) *Influence of distinct anatomic subregions of the supraspinatus on humeral rotation.* J Orthop Res 28(1):12-17
- Goldberg BA, Elhassan B, Marciniak S, Dunn JH (2009) *Surgical anatomy of latissimus dorsi muscle in transfers about the shoulder.* Am J Orthop 38(3):E64-67
- Goldstein B (2004) *Shoulder anatomy and biomechanics.* Phys Med Rehabil Clin N Am 15(2):313-349
- Greiner SH, Diederichs G, Kröning I, Scheibel M, Perka C (2009) *Tuberosity position correlates with fatty infiltration of the rotator cuff after hemiarthroplasty for proximal humeral fractures.* J Shoulder Elbow Surg 18(3):431-436
- Greiner SH, Kääb MJ, Kröning I, Scheibel M, Perka C (2008) *Reconstruction of humeral length and centering of the prosthetic head in hemiarthroplasty for proximal humeral fractures.* J Shoulder Elbow Surg 17(5):709-714
- Halder AM, Itoi E, An KN (2000) *Anatomy and biomechanics of the shoulder.* Orthop Clin North Am 31(2):159-176

- Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Lippitt SB, Matsen FA 3rd (1995) *The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. A study in cadavera.* J Bone Joint Surg Am 77(4):555-563
- Hasan SA, Rauls RB, Cordell CL, Heinzelmann AD, Siegel ER (2009) *Pectoralis major insertional ratio in proximal humerus fractures: a method to reconstruct humeral head height in arthroplasty.* Orthopedics 32(10).
- Hempfling A, Leunig M, Ballmer FT et al (2001) *Surgical landmarks to determine humeral head retrotorsion for hemiarthroplasty in fractures.* J Shoulder Elbow Surg 10:460-463
- Hernigou P, Duparc F, Hernigou A (2002) *Determining humeral retroversion with computed tomography.* J Bone Joint Surg Am 84A:1753-1762
- Hess SA (2000) *Functional stability of the glenohumeral joint.* Man Ther 5(2):63-71
- Hromádka R, Pokorný D, Popelka S, Jahoda D, Sosna A (2006) *Třidimenzionální anatomie proximálního humeru a úponů rotátorové manžety a její uplatnění při aloplastice ramenního kloubu.* Acta Chir Orthop Traumatol Cech 73(2):77-84
- Iannotti JP, Williams GR (1998) *Total shoulder arthroplasty. Factors influencing prosthetic design.* Orthop Clin North Am 29(3):377-391
- Ilaslan H, Iannotti JP, Recht MP (2007) *Deltoid muscle and tendon tears in patients with chronic rotator cuff tears.* Skeletal Radiol 36(6):503-507
- Itamura J, Dietrick T, Roidis N, Shean C, Chen F, Tibone J (2002) *Analysis of the bicipital groove as a landmark for humeral head replacement.* J Shoulder Elbow Surg 11(4):322-326
- Itoi E, Hsu HC, Carmichael SW, Morrey BF, An KN (1995) *Morphology of the torn rotator cuff.* J Anat 186:429-434
- Jeong J, Bryan J, Iannotti JP (2009) *Effect of a variable prosthetic neck-shaft angle and the surgical technique on replication of normal humeral anatomy.* J Bone Joint Surg Am 91(8):1932-1941
- Jobe CM, Iannotti JP (1995) *Limits imposed on glenohumeral motion by joint geometry.* J Shoulder Elbow Surg 4(4):281-285
- Jost B, Koch PP, Gerber C (2000) *Anatomy and functional aspects of the rotator interval.* J Shoulder Elbow Surg 9(4):336-341
- Judet J, Judet R (1950) *The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint.* J Bone Joint Surg Br 32-B(2):166-173
- Katz D, O'Toole G, Cogswell L, Sauzieres P, Valenti P (2007) *A history of the reverse shoulder prosthesis.* Int J Shoulder Surg 1:108-113

- Kelkar R, Wang VM, Flatow EL, Newton PM, Ateshian GA, Bigliani LU, Pawluk RJ, Mow VC (2001) *Glenohumeral mechanics: a study of articular geometry, contact, and kinematics*. J Shoulder Elbow Surg 10(1):73-84
- Klein M, Juschka M, Hinkenjann B, Scherger B, Ostermann PA (2008) *Treatment of comminuted fractures of the proximal humerus in elderly patients with the Delta III reverse shoulder prosthesis*. J Orthop Trauma 22(10):698-704
- Kolts I, Busch LC, Tomusk H, Rajavee E, Eller A, Russlies M, Kühnel W (2001) *Anatomical composition of the anterior shoulder joint capsule. A cadaver study on 12 glenohumeral joints*. Ann Anat 183(1):53-59
- Kolts I, Busch LC, Tomusk H, Raudheiding A, Eller A, Merila M, Russlies M, Pääsuke M, Leibecke T, Kühnel W (2002) *Macroscopical anatomy of the so-called "rotator interval". A cadaver study on 19 shoulder joints*. Ann Anat 184(1):9-14
- Kontakis GM, Damilakis J, Christoforakis J et al (2001) *The bicipital groove as a landmark for orientation of the humeral prosthesis in cases of fracture*. J Shoulder Elbow Surg 10:136–139
- Kontakis G, Koutras C, Tosounidis T, Giannoudis P (2008) *Early management of proximal humeral fractures with hemiarthroplasty: a systematic review*. J Bone Joint Surg Br 90(11):1407-1413
- Kontakis G, Tosounidis T, Galanakis I, Megas P (2008) *Prosthetic replacement for proximal humeral fractures*. Injury 39(12):1345-1358
- Krahl VE (1947) *The torsion of the humerus; its localization, cause and duration in man*. Am J Anat 80(3):275-319
- Krahl VE. (1948) *The bicipital groove; a visible record of humeral torsion*. Anat Rec 101(3):319-331
- Kronberg M, Broström LA, Söderlund V (1990) *Retroversion of the humeral head in the normal shoulder and its relationship to the normal range of motion*. Clin Orthop 253:113-117
- Krueger FJ (1951) *A vitallium replica arthroplasty of the shoulder*. Shoulder 30: 1005-1011
- Kummer FJ, Perkins R, Zuckerman JD (1998) *The Use of the Bicipital Groove for Alignment of the Humeral Stem in Shoulder Arthroplasty*. J Shoulder Elbow Surg 7:144-146
- Lädermann A, Williams MD, Melis B, Hoffmeyer P, Walch G (2009) *Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty*. J Shoulder Elbow Surg 18(4):588-595
- Le Gars L, Gagey O, Saidani N, Gagey N, Bittoun J (1997) *Three dimensional reconstruction of the fibrous frame of the rotator cuff*. Surg Radiol Anat 19(4):265-268

- Lettin AWF, Copeland SA, Scales JT (1982) *The Stanmore total shoulder replacement*. J Bone Joint Surg 64B 64:47-51
- Levy JC, Badman B (2009) *Reverse shoulder prosthesis for acute 4-part fracture: tuberosity fixation using a horseshoe graft*. Tech Shoulder Elbow Surg 10:76-82
- Lugo R, Kung P, Ma CB (2008) *Shoulder biomechanics*. Eur J Radiol 68(1):16-24
- Lugli T (1978) *Artificial shoulder joint by Pean (1893)*. Clin Ortop Rel Res 133:215-218
- Meitner ER (1961) *On torsion of the humerus in phylogenesis*. Anat Anz 109:160-163
- Mochizuki T, Sugaya H, Uomizu M, Maeda K, Matsuki K, Sekiya I, Muneta T, Akita K (2009) *Humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus. New anatomical findings regarding the footprint of the rotator cuff*. Surgical technique. J Bone Joint Surg Am 91Suppl 2:1-7.
- Minagawa H, Itoi E, Konno N, Kido T, Sano A, Urayama M, Sato K (1998) *Humeral attachment of the supraspinatus and infraspinatus tendons: an anatomic study*. Arthroscopy 14(3):302-306
- Murachovsky J, Ikemoto RY, Nascimento LG, Fujiki EN, Milani C, Warner JJ (2006) *Pectoralis major tendon reference (PMT): a new method for accurate restoration of humeral length with hemiarthroplasty for fracture*. J Shoulder Elbow Surg 15(6):675-678
- Neer CS 2nd (1955) *Articular replacement for the humeral head*. J Bone Joint Surg Am 37-A(2):215-228
- Neer CS 2nd (1970) *Displaced proximal humeral fractures. I. Classification and evaluation*. J Bone Joint Surg Am 52(6):1077-1089
- Neer CS 2nd (1970) *Displaced proximal humeral fractures. II. Treatment of three-part and four-part displacement*. J Bone Joint Surg Am 52(6):1090-1103
- Neer CS 2nd. (1963) *Prosthetic replacement of the humeral head: inclinations and operative technique*. Surg Clin North Am 43:1581-1597
- Neer CS 2nd. (1974) *Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis*. J Bone Joint Surg Am 56(1):1-13
- Neer CS 2nd. (2002) *Four-segment classification of proximal humeral fractures: purpose and reliable use*. J Shoulder Elbow Surg. 11(4):389-400
- Neer CS 2nd, Watson KC, Stanton FJ (1982) *Recent experience in total shoulder replacement*. J Bone Joint Surg Am 64(3):319-337
- Noble JS, Bell RH (1995) *Failure of total shoulder arthroplasty: why does it occur?* Semin Arthroplasty 6(4):280-288

- Nyffeler RW, Sheikh R, Atkinson TS, Jacob HA, Favre P, Gerber C (2006) *Effects of glenoid component version on humeral head displacement and joint reaction forces: an experimental study*. J Shoulder Elbow Surg 15(5):625-629
- Oztuna V, Kuyurtar F (2003) *Determining humeral retroversion with computed tomography*. J Bone Joint Surg Am 85-A(6):1162-1163
- Péan JE (1884) *Des moyens prosthétiques destinés à obtenir la réparation de parties osseuses*. Paris, Gaz Hop 67: 291
- Pearl ML (2005) *Proximal humeral anatomy in shoulder arthroplasty: Implications for prosthetic design and surgical technique*. J Shoulder Elbow Surg 14Suppl:99-104
- Pearl ML, Kurutz S (1999) *Geometric analysis of commonly used prosthetic systems for proximal humeral replacement*. J Bone Joint Surg Am 81:660-671
- Post M (1987) *Constrained arthroplasty of the shoulder*. Orthop Clin North Am 18(3):455-462
- Reeves B, Jobbins B, Flowers M (1972) *Biomechanical problems in the development of a total shoulder endoprosthesis*. J Bone Joint Surg Br 54:193
- Roberts SN, Foley AP, Swallow HM, Wallace WA, Coughlan DP (1991) *The geometry of the humeral head and the design of prostheses*. J Bone Joint Surg Br 73(4):647-650
- Robertson DD, Yuan J, Bigilani LU et al (2000) *Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus: relevance to arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am 82:1594-1602
- Robinson CM, Page RS, Hill RM, Sanders DL, Court-Brown CM, Wakefield AE (2003) *Primary hemiarthroplasty for treatment of proximal humeral fractures*. J Bone Joint Surg Am 85-A(7):1215-1223
- Roh MS, Wang VM, April EW, Pollock RG, Bigliani LU, Flatow EL (2000) *Anterior and posterior musculotendinous anatomy of the supraspinatus*. J Shoulder Elbow Surg 9(5):436-440
- Ruckstuhl H, Krzycki J, Petrou N, Favre P, Horn T, Schmid S, Stussi E (2009) *Shoulder abduction moment arms in three clinically important positions*. J Shoulder Elbow Surg 18(4):632-638
- Sanchez-Sotelo J (2006) *Proximal humerus fractures*. Clin Anat. 19(7):588-598
- Solberg BD, Moon CN, Franco DP, Paiement GD (2009) *Surgical treatment of three and four-part proximal humeral fractures*. J Bone Joint Surg Am 91(7):1689-1697
- Sonnabend DH, Young AA (2009) *Comparative anatomy of the rotator cuff*. J Bone Joint Surg Br 91(12):1632-1637

- Sosna A, Pokorny D, Hromádka R, Jahoda D, Barták V, Pinskerová V (2008) *A new technique for reconstruction of the proximal humerus after three- and four-part fractures*. J Bone Joint Surg Br 90(2):194-199
- Spencer EE Jr Valdevit A, Kambic H, Brems JJ, Iannotti JP (2005) *The effect of humeral component anteversion on shoulder stability with glenoid component retroversion*. J Bone Joint Surg Am 87(4): 808-814
- Steenbrink F, De Groot JH, Veeger HE, Van der Helm FC, Rozing PM (2009) *Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears*. J Biomech 42(11):1740-1745
- Symeonides PP, Hatzokos I, Christoforides J, Pournaras J (1995) *Humeral head torsion in recurrent anterior dislocation of the shoulder*. J Bone Joint Surg Br 77(5):687-690
- Thomazeau H, Duval JM, Darnault P, Dréano T (1996) *Anatomical relationships and scapular attachments of the supraspinatus muscle*. Surg Radiol Anat 18(3):221-225
- Thompson WO, Debski RE, Boardman ND 3rd, Taskiran E, Warner JJ, Fu FH, Woo SL (1996) *A biomechanical analysis of rotator cuff deficiency in a cadaveric model*. Am J Sports Med 24(3):286-292
- Tillet E, Smith M, Fulcher M et al (1993) *Anatomic determination of humeral head retroversion: the relationship of the central axis of the humeral head to the bicipital groove*. J Shoulder Elbow Surg 2:255-256
- Tillman K, Braatz D (1987) *Results of resection arthroplasty and the Benjamin double osteotomy resection arthroplasty*. In: Kolbel R, Helbig B, Blauth W, *Shoulder replacement*. Springer, Berlin Heidelberg New York, 47-50
- Torrens C, Corrales M, Melendo E, Solano A, Rodríguez-Baeza A, Cáceres E (2008) *The pectoralis major tendon as a reference for restoring humeral length and retroversion with hemiarthroplasty for fracture*. J Shoulder Elbow Surg 17(6):947-950
- Van Seymourtier P, Stoffelen D, Fortems Y, Reynders P (2006) *The reverse shoulder prosthesis (Delta III) in acute shoulder fractures: technical considerations with respect to stability*. Acta Orthop Belg 72(4):474-477
- Veeger HE (2000) *The position of the rotation center of the glenohumeral joint*. J Biomech 33(12):1711-1715
- Volk AG, Vangsness CT Jr. *An anatomic study of the supraspinatus muscle and tendon*. Clin Orthop Relat Res 384:280-285
- Wall B, Walch G (2007) *Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of proximal humeral fractures*. Hand Clin 23(4):425-430

- Werner A, Mueller T, Boehm D, Gohlke F (2000) *The stabilizing sling for the long head of the biceps tendon in the rotator cuff interval. A histoanatomic study.* Am J Sports Med 28(1):28-31
- Wirth M, Rockwood CA Jr. (1996) *Current concept review: Complications of total shoulder replacement arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am 78:603-616